obeikandl.com

obeikandl.com

تقنيات المعلوماتية الطبية الحيوية

الجزء الأول

تحرير

ديفيد داجن فنج

أستاذ بمدرسة تقنيات المعلومات — جامعة سيدنى

أستاذ كرسى تقنية المعلومات بجامعة هونج كونج متعددة التقنيات

ترجمة

دكتور مهندس محمد إبراهيم العدوي
أستاذ الاتصالات والإلكترونيات الطبية
جامعة حلوان – مصر

دكتور مهندس حسن فؤاد محمد السيد
أستاذ الهندسة الطبية
جامعة الملك سعود – جامعة حلوان

دكتور مهندس مجدي جمال الغتوري
كلية المجتمع – جامعة الملك سعود

دار جامعة الملك سعود للنشر

ص ب ٦٨٩٥٣ - الرياض ١١٥٣٧ - المملكة العربية السعودية

obeikandl.com

ⓒ دار جامعة الملك سعود للنشر، ١٤٣٥هـ (٢٠١٤م)

هذه ترجمة مصرح بها من مركز الترجمة بالجامعة لكتاب:

Biomedical information technology
Edited by: David Dagan Feng
© 2008, Elsevier Inc.

فهرسة مكتبة الملك فهد الوطنية للطباعة والنشر

فنج، ديفيد داجن

تقنيات المعلوماتية الطبية الحيوي./ ديفيد داجن فنج؛ محمد إبراهيم العدوي؛ حسن فؤاد السيد؛ مجدي الغتورى- الرياض، ١٤٣٥هـ

٢مج.

٥٣٧ص؛ ٢١×٢٨سم

ردمك: ٢-٣٢٠-٥٠٧-٦٠٣-٩٧٨ (مجموعة)

٩-٣٢٠-٥٠٧-٦٠٣-٩٧٨ (ج١)

١- الأجهزة الطبية أ. العدوي، محمد إبراهيم (مترجم) ب. السيد، حسن فؤاد (مترجم)

ج. الفتورى، مجدي (مترجم) د. العنوان

ديوي ٦١٠.٢٨ ١٤٣٥/٨٣٣١

رقم الإيداع: ١٤٣٥/٨٣٣١

ردمك: ٢-٣٢٠-٥٠٧-٦٠٣-٩٧٨ (مجموعة)

٩-٣٢٠-٥٠٧-٦٠٣-٩٧٨ (ج١)

حكمت هذا الكتاب لجنة متخصصة، وقد وافق المجلس العلمي على نشره في اجتماعه العشرين للعام الدراسي ١٤٣٣/١٤٣٤هـ المعقود بتاريخ ١٤٣٤/٧/١٦هـ الموافق ٢٠١٣/٥/٢٦م

جميع حقوق الطبع محفوظة. لا يسمح بإعادة طبع أي جزء من الكتاب بأي شكل وبأي وسيلة سواء كانت إلكترونية أو آلية بما في ذلك التصوير والتسجيل أو الإدخال في أي نظام حفظ معلومات أو استعادتها بدون الحصول على موافقة كتابية من دار جامعة الملك سعود للنشر.

دار جامعة الملك سعود للنشر، ١٤٣٦هـ

openkandi.com

مقدمة المترجمين

بالرغم من التطور الحاصل والدائم للأجهزة الطبية مع الوقت، ومع الزيادة الهائلة فى استخدام تلك الأجهزة في المنشآت الصحية، واعتماد الطب الحديث اعتماداً شبه كامل على هذه الأجهزة، فإنه لايوجد الكثير من الكتب باللغة العربية التى تحدد الأسس والمبادئ الهندسية التي يستند إليها عمل الأجهزة الطبية، حيث تفتقر المكتبة العربية إلى مراجع من هذا النوع بشكل خاص وإلى مراجع في الهندسة الطبية والإكلينيكية على وجة الخصوص.

ومساهَمةً منا في إثراء المكتبة العربية بهذا النوع من الكتب قمنا بعون الله وتوفيقه بترجمة هذا الكتاب من أجل خدمة مقررات السنوات النهائية من مرحلة البكالوريوس والدراسات العليا في الهندسة الحيوية الطبية. والذي نرجو أن يستفيد منه الطلاب في دراساتهم والمهندسون الطبيون والإكلينيكيون في عملهم.

إن ترجمة الكتب العلمية إلى اللغة العربية مليئة بالمصاعب. حيث يجب الالتزام بالنص الأصلي على أن تكون الترجمة بلغة عربية سلسة وسليمة وتعكس المفهوم العلمي والمعنى الصحيح بصورة دقيقة ومفهومة. من أجل ذلك قام المترجمون ببذل كل جهد ممكن لتحقيق جميع العناصر المذكورة آنفا"، ونرجو من الله أن نكون قد وفّقنا في ذلك لخير وفائدة والمهتمين بموضوعات هذا الكتاب.

وعرفاناً منا بالجميل نشكر جامعة الملك سعود ومركز الترجمة على تشجيع منسوبي الجامعة على التميز والريادة.
ولا ننسى في هذا المجال أن نشكر المحكمين والمراجعين وكل من ساهم بشكل أو بآخر في إنجاز هذا العمل.

المترجمان

obeikandl.com

المحتويات

contents

الجزء الأول

الباب الأول: أساسيات تكنولوجية

الفصل الأول: التصوير الطبي ٣

(١،١) مقدمة ٤

(١،٢) التصوير الرقمي بأشعة الراديو ٥

(١،٣) التصوير المقطعي بالحاسب ٩

(١،٤) الطب النووي ١٣

(١،٥) التصوير بالموجات فوق الصوتية ٢١

(١،٦) التصوير بالرنين المغناطيسي ٢٩

(١،٧) التصوير الانتشار الضوئي ٣٨

(١،٨) الإشارات الحيوية ٤٧

(١،٩) ملاحق ٥٠

(١،١٠) تمارين ٥٣

(١،١١) المراجع ٥٧

الفصل الثاني: السجلات الإلكترونية الطبية ٥٩

(٢،١) مقدمة ٦٠

(٢،٢) البيانات الطبية وسجلات المريض ٦٤

(٢،٣) المصطلحات القياسية – المفردات اللغوية ونظام التشفير الإكلينيكي ٧٠

(٢،٤) معايير تبادل المعلومات ٧٤

(٢،٥) قضايا فى سهولة الاستخدام للسجلات الطبية الإلكترونية ٧٦

obeikandi.com

(٢،٦) الواجهة مع المستخدم ٧٨
(٢،٧) التقييم..... ٨٣
(٢،٨) نظام السجلات الطبية الإلكترونية – حالة دراسية: سجل إلكتروني معتمد على الإنترنت للتصوير الطبي ٨٤
(٢،٩) ملخص ٨٨
(٢،١٠) تمارين..... ٨٩
(٢،١١) المراجع..... ٨٩
الفصل الثالث: ضغط بيانات الصور وتخزينها ٩٥
(٣،١) مقدمة..... ٩٦
(٣،٢) ضغط الصور..... ٩٧
(٣،٣) الضغط في معيار دايكوم..... ١٣٣
(٣،٤) ضغط البيانات للصور الوظيفية الديناميكية ١٣٤
(٣،٥) الملخص ١٤٦
(٣،٦) تمارين ١٤٨
(٣،٧) المراجع ١٤٩
الفصل الرابع: استرجاع الصور الطبية اعتماداً على المحتوى ١٥٥
(٤،١) مقدمة..... ١٥٦
(٤،٢) استرجاع الصور الطبية المعتمد على المحتوى عن طريق الخواص المرئية الطبيعية ١٦٨
(٤،٣) استرجاع الصور الطبية المعتمد على المحتوى باستخدام المرشحات الهندسية المساحية..... ١٧٩
٤،٤) استرجاع الصور الطبية المعتمد على المحتوى باستخدام مزيج من الخواص الدلالية والمرئية..... ١٩٢
(٤،٥) استرجاع الصور الطبية المعتمد على المحتوى عن طريق خواص الوظائف الفسيولوجية..... ٢٠٠
(٤،٦) ملخص ٢٠٥
(٤،٧) تمارين ٢٠٥
(٤،٨) المراجع ٢٠٦
الفصل الخامس: نمذجة البيانات ومحاكاتها ٢١٥
(٥،١) مقدمة..... ٢١٦
(٥،٢) النماذج الحجيرية ٢١٧
(٥،٣) تحديد النموذج ٢٢٤

obeikandl.com

(٥،٤) التحقق من صحة النموذج ٢٤٥
(٥،٥) المحاكاة ٢٤٦
(٥،٦) حالة دراسية ٢٤٧
(٥،٧) تكميم الصور الطبية ٢٥٠
(٥،٨) تمارين ٢٦٤
(٥،٩) المراجع ٢٦٤
الفصل السادس: تقنيات التصوير البارامتري ٢٦٧
(٦،١) مقدمة ٢٦٨
(٦،٢) طرق التخمين في الصور البارامترية ٢٧٧
(٦،٣) الطرق غير التدخلية ٢٩٤
(٦،٤) التطبيقات الإكلينيكية للصور البارامترية ٣٠١
(٦،٥) الملخص ٣١٢
(٦،٦) تمارين ٣١٢
(٦،٧) المراجع ٣١٣
الفصل السابع: معالجة البيانات وتحليلها ٣١٩
(٧،١) مقدمة ٣٢٠
(٧،٢) تحسين الصور الطبية ٣٢١
(٧،٣) تجزىء الصور الطبية ٣٣٠
(٧،٤) استخلاص خواص الصور الطبية ٣٣٩
(٧،٥) تفسير الصور الطبية ٣٤٦
(٧،٦) الملخص ٣٥٨
(٧،٧) تمارين ٣٥٩
(٧،٨) المراجع ٣٦٠
الفصل الثامن: تسجيل البيانات ودمجها ٣٦٥
(٨،١) مقدمة ٣٦٦
(٨،٢) أساسيات تسجيل الصور الطبية ودمجها ٣٦٩
(٨،٣) تسجيل الصور الطبية المعتمد على الخواص ٣٧٨

obeikandi.com

(٨،٤) التسجيل المعتمد على الشدة ٣٨٣
(٨،٥) التسجيل المهجن والتسجيل الهرمي أو الطبقي ٣٩٠
(٨،٦) التسجيل عن طريق الأجهزة ٣٩٥
(٨،٧) تقييم دقة التسجيل ٣٩٨
(٨،٨) تطبيقات تسجيل ودمج الصور الطبية ٤٠١
(٨،٩) الملخص ٤٠٤
(٨،١٠) تمارين ٤٠٥
(٨،١١) المراجع ٤٠٥
الفصل التاسع: تصور البيانات وعرضها ٤١٢
(٩،١) مقدمة ٤١٤
(٩،٢) طرق التصور الثنائية الأبعاد ٤١٦
(٩،٣) طرق التصور الثلاثي الأبعاد ٤١٨
(٩،٤) واجهة الملاحة الحجمية ٤٢٢
(٩،٥) التعزيز الحجمي والمعالجة ٤٢٥
(٩،٦) تصور وأمثلة البيانات الكبيرة ٤٢٨
(٩،٧) النمط المزدوج للتصور، المسح المقطعي بالانبعاث البوزيترونى، المسح المقطعي الحسابي ٤٣١
(٩،٨) أجهزة عرض البيانات ٤٣٥
(٩،٩) تطبيقات التصور الطبي ٤٣٧
(٩،١٠) الملخص ٤٤٠
(٩،١١) تمارين ٤٤٠
(٩،١٢) المراجع ٤٤١
الفصل العاشر: اتصالات البيانات والبنية التحتية للشبكات ٤٤٧
(١٠،١) مقدمة ٤٤٨
(١٠،٢) طرق النقل والاتصالات ٤٥١
(١٠،٣) الإنترنت والشبكة العالمية ٤٥٨
(١٠،٤) تقنيات اللاسلكي والمحمول ٤٦٨
(١٠،٥) شبكات الحساسات للمراقبة الصحية ٤٧٧

obeikandl.com

(١٠،٦) تطبيقات التقنيات اللاسلكية في الطب عن بعد ٤٨٣
(١٠،٧) الملخص ٤٨٨
(١٠،٨) تمارين..... ٤٨٨
(١٠،٩) المراجع..... ٤٨٩
الفصل الحادي عشر: أمن البيانات وحمايتها للصور الطبية ٤٩١
(١١،١) مقدمة..... ٤٩٢
(١١،٢) نظرة عامة على أنظمة التشفير..... ٤٩٤
(١١،٣) العلامة المائية الرقمية..... ٤٩٧
(١١،٤) العلامة المائية للصور الطبية..... ٤٩٨
(١١،٥) العلامة المائية المنعكسة المعتمدة على المنطقة لإدارة صور الرسم المقطعي بالانبعاث البوزيتروني الآمن..... ٥٠٢
(١١،٦) الملخص ٥٠٤
(١١،٧) تمارين..... ٥٠٤
(١١،٨) المراجع..... ٥٠٥
الفصل الثاني عشر: الحسابات البيولوجية..... ٥٠٧
(١٢،١) مقدمة..... ٥٠٨
(١٢،٢) نظرة عامة على الطرق الجينومية..... ٥٠٨
(١٢،٣) نظرة عامة على الطرق البروتينية..... ٥١١
(١٢،٤) المعلوماتية الحيوية والبنية التحتية للمعلومات ٥٢١
(١٢،٥) التنقيب عن البيانات وقواعد البيانات الحيوية الكبيرة الحجم..... ٥٢٧
(١٢،٦) طرق البيولوجيا المدفوعة بالأحداث، والمدفوعة بالزمن، والمحاكاة المهجنة..... ٥٢٩
(١٢،٧) الملخص ٥٣٥
(١٢،٨) تمارين..... ٥٣٦
(١٢،٩) المراجع..... ٥٣٦

الجزء الثاني

الباب الثاني: تطبيقات متكاملة

الفصل الثالث عشر: نظم أرشفة واتصالات الصور ومعلوماتية الصور الطبية في المستشفيات الخالية من الأفلام ٥٤١
(١٣،١) مقدمة..... ٥٤٢

openkanar.com

(١٣،٢) البنية التحتية للمسافة PACS. ٥٤٤
(١٣،٣) مكونات المسافة PACS وسير العمل..... ٥٥٧
(١٣،٤) متحكم الـPACS وأرشفة الصور..... ٥٦٤
(١٣،٥) تنفيذ PACS ذات الأحجام الكبيرة ٥٧٤
(١٣،٦) الخبرات الإكلينيكية للـPACS ٥٨١
(١٣،٧) الملخص ٥٩٠
(١٣،٨) تمارين..... ٥٩١
(١٣،٩) المراجع..... ٥٩١
الفصل الرابع عشر: المكتبة الرقمية المعتمدة على المعرفة لاسترجاع الوثائق النصية الطبية المحددة الحوار ٥٩٣
(١٤،١) مقدمة ٥٩٤
(١٤،٢) استخلاص المفاهيم المفتاحية من الوثائق ٥٩٧
(١٤،٣) تحويل الاستعلامات المتشابهة إلى نماذج استعلامية..... ٦٠٥
(١٤،٤) الدليل الموجه بالموضع..... ٦٠٧
(١٤،٥) نموذج المتجة الفراغي المعتمد على العبارة للاسترجاع الآلي للوثائق ٦١٦
(١٤،٦) توسع الاستعلامات المعتمدة على المعرفة والمحددة بالحوار ٦٢٩
(١٤،٧) هيكل نظام KMeX لاسترجاع وثائق النصوص الحرة المحددة الحوار ٦٥٢
(١٤،٨) الملخص ٦٥٣
(١٤،٩) تمارين..... ٦٥٤
(١٤،١٠) المراجع ٦٥٥
الفصل الخامس عشر: أنظمة تسجيل المرضى بالوسائط المتعددة المتكاملة ٦٥٩
(١٥،١) مقدمة ٦٦٠
(١٥،٢) سجل المريض بالوسائط المتعددة ٦٦١
(١٥،٣) مكونات هيكل نظام سجل المريض بالوسائط المتعددة..... ٦٦٧
(١٥،٤) مكونات المخطط البياني الطبي الإلكتروني ٦٧٠
(١٥،٥) الكائنات المتكونة من سجلات المرضى بالوسائط المتعددة..... ٦٧٨
(١٥،٦) التقاط بيانات الوسائط المتعددة مع محطات العمل الإكلينيكية ٦٧٨
(١٥،٧) اكتساب صور الدايكوم..... ٦٧٩

openkapai.com

(١٥،٨) عرض البيانات والصور عن بُعد من خلال شبكة الرعاية الصحية ٦٨٤
(١٥،٩) التأثير على رعاية المرضى ٦٨٧
(١٥،١٠) الملخص ٦٨٨
(١٥،١١) المراجع ٦٨٩
الفصل السادس عشر: التشخيص بمساعدة الحاسب ٦٩١
(١٦،١) المقدمة ٦٩٢
(١٦،٢) التشخيص بمساعدة الحاسب ٦٩٢
(١٦،٣) التشخيص بمساعدة الحاسب في فحص السرطان ٦٩٨
(١٦،٤) التشخيص بمساعدة الحاسب للتشخيصات الفرقية ٧٠٦
(١٦،٥) محطات العمل الذكية للتشخيص بمساعدة الحاسب ٧١٠
(١٦،٦) الملخص ٧١١
(١٦،٧) تمارين ٧١٢
(١٦،٨) المراجع ٧١٢
الفصل السابع عشر: أنظمة دعم القرار الإكلينيكي ٧١٧
(١٧،١) مقدمة ٧١٨
(١٧،٢) نظرة عامة على أنظمة دعم القرار ٧١٩
(١٧،٣) الحجج التشخيصية البشرية ٧٢١
(١٧،٤) هيكل لتوصيف أنظمة دعم القرار الإكلينيكي ٧٢٦
(١٧،٥) أدوات دعم القرار ٧٣٨
(١٧،٦) أنظمة دعم القرار في المستشفيات وأوضاع الرعاية الصحية الأخرى ٧٤٠
(١٧،٧) تطبيقات تعليم الرعاية الصحية ٧٤٢
(١٧،٨) التثبت، والتحقق، والتقييم ٧٤٣
(١٧،٩) الملخص ٧٤٩
(١٧،١٠) تمارين ٧٤٩
(١٧،١١) المراجع ٧٤٩
الفصل الثامن عشر: الروبوتات الطبية والطب التداخلي المتكامل مع الحاسب ٧٥٣
(١٨،١) مقدمة ٧٥٤

obeikandi.com

(١٨،٢) التقنيات والطرق ٧٥٦
(١٨،٣) الـCAD/CAM الجراحي ٧٧١
(١٨،٤) المساعدة الجراحية ٧٧٧
(١٨،٥) الملخص ٧٨٤
(١٨،٦) تمارين ٧٨٥
(١٨،٧) المراجع ٧٨٧
الفصل التاسع عشر: التقنيات الوظيفية للتصوير بالرنين المغناطيسي للمخ ٧٩٥
(١٩،١) مقدمة ٧٩٦
(١٩،٢) التصوير بالرنين المغناطيسي للمخ المرجح بالانتشار ٧٩٨
(١٩،٣) الضخ في التصوير بالرنين المغناطيسي للمخ ٨٠٥
(١٩،٤) التصوير بالرنين المغناطيسي الوظيفي باستخدام تقنيات الـBOLD ٨١٠
(١٩،٥) التحليل الطيفي للرنين المغناطيسي الإكلينيكي في المخ ٨١٤
(١٩،٦) الملخص ٨١٩
(١٩،٧) تمارين ٨١٩
(١٩،٨) المراجع ٨٢٠
الفصل العشرون: التصوير الجزيئي في السرطان ٨٢٣
(٢٠،١) مقدمة ٨٢٤
(٢٠،٢) تصوير التعبير الجيني ٨٢٦
(٢٠،٣) تصوير المستقبلات ٨٣٧
(٢٠،٤) المجسات النشطة إنزيمياً ٨٤٤
(٢٠،٥) تصوير التمثيل الغذائي ٨٤٦
(٢٠،٦) تصوير النفاذية، والنضح الرذاذي، والتدفق الدموي ٨٥٠
(٢٠،٧) تصوير الوسط الدقيق للورم ٨٥٢
(١٩،٨) التصوير المتعدد الأنظمة ٨٥٥
(٢٠،٩) الملخص ٨٥٧
(٢٠،١٠) تمارين ٨٥٨
(٢٠،١١) المراجع ٨٥٨

obeikandl.com

الفصل الحادي والعشرون: التصوير الجزيئي في علوم الأحياء والعقاقير ٨٦١
(٢١،١) مقدمة وخلفية ٨٦٢
(٢١،٢) اعتبارات التصوير الجزيئي الكمي ٨٦٨
(٢١،٣) تصميم/تطوير مجسات التصوير الجزيئي ٨٧٥
(٢١،٤) التصوير الجزيئي للبيتا أميلويد Beta,Amyloid والتشابك الليفي العصبي ٨٨٠
(٢١،٥) التصوير الجزيئي باستخدام مجسات الأجسام المضادة ٨٨٤
(٢١،٦) بعض التطبيقات الأخرى للتصوير الجزيئي ٨٨٤
(٢١،٧) الملخص والتوقعات المستقبلية ٨٩٤
(٢١،٨) تمارين ٨٩٧
(٢١،٩) المراجع ٨٩٧
الفصل الثاني والعشرون: من الطب عن بُعد إلى الصحة النقالة في كل مكان:تطور أنظمة الصحة الإلكترونية ٩٠٣
(٢٢،١) مقدمة ٩٠٤
(٢٢،٢) نظرة عامة على أنظمة الصحة النقالة ٩٠٥
(٢٢،٣) الصحة النقالة المعتمدة على شبكات مساحة الجسم اللاسلكية ٩١٤
(٢٢،٤) الحساسات اللاسلكية الذكية للصحة النقالة ٩٢٠
(٢٢،٥) الأجهزة النقالة اللاسلكية للصحة النقالة ٩٢٩
(٢٢،٦) الجيل القادم من أنظمة الصحة النقالة ٩٣٠
(٢٢،٧) الملخص ٩٣٤
(٢٢،٨) تمارين ٩٣٥
(٢٢،٩) المراجع ٩٣٧
الفصل الثالث والعشرون: الوسائط المتعددة للصحية المستقبلية– البيت الطبي الذكي ٩٣٩
(٢٣،١) مقدمة ٩٤٠
(٢٣،٢) التفاعل بين الإنسان والحاسب من خلال الوسائط المتعددة ٩٤٣
(٢٣،٣) إدارة محتويات الوسائط المتعددة ٩٤٧
(٢٣،٤) توزيع الوسائط المتعددة ٩٤٩
(٢٣،٥) البيوت الطبية الذكية ٩٥٣

obeikandi.com

(٢٣،٦) الطب عن بُعد في البيوت الطبية الذكية ٩٥٦
(٢٣،٧) الأجهزة الحساسة والمراقبة الصحية ٩٥٦
(٢٣،٨) التعرف على الكلام وأنظمة الحوار ٩٥٨
(٢٣،٩) تقنيات الوسائط المتعددة لتعليم المرضى ورعايتهم ٩٥٩
(٢٣،١٠) حجرات عمليات الوسائط المتعددة والحقيقة التخيلية ٩٦١
(٢٣،١١) الملخص ٩٦٢
(٢٣،١٢) تمارين ٩٦٣
(٢٣،١٣) المراجع ٩٦٣
ثبت المصطلحات ٩٦٧
أولاً: عربي- إنجليزي ٩٦٧
ثانياً: إنجليزي- عربي ٩٨١
كشاف الموضوعات ٩٩٣

obeikandl.com

الباب الأول

أساسيات تكنولوجية

obeikandl.com

obeikandl.com

الفصل الأول

التصوير الطبي

Dr. Xiaofeng Zhang,

Prof. Nadine Smith, and

Prof. Andrew Webb

Penn State University

د. إكسيافنج زانج

بروفسير نادين سميث

بروفسير أندرو ويب

جامعة ولاية بين

(١،١) مقدمة **٤**

(١،٢) التصوير الرقمي بأشعة الراديو **٥**

(١،٢،١) تشكيل وخواص أشعة إكس

(١،٢،٢) تشتت و إضمحلال أشعة إكس في الأنسجة

(١،٢،٣) تجهيزات التصوير الرقمي بأشعة الراديو

(١،٣) التصوير المقطعي بالحاسب **٩**

(١،٣،١) أساسيات التصوير المقطعي بالحاسب

(١،٣،٢) التصوير المقطعي الحلزوني بالحاسب المتعدد الشرائح

(١،٤) الطب النووي **١٣**

(١،٤،١) النويات النشطة إشعاعياً في الطب النووي

(١،٤،٢) كاشفات الطب النووي

(١،٤،٣) التصوير المقطعي بالانبعاث الأيوني المنفرد

(١،٤،٤) التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني

(١،٤،٥) ماسحات التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني/والتصوير المقطعي بالحاسب المجمعة

(١،٥) التصوير بالموجات فوق الصوتية **٢١**

(١،٥،١) أساسيات الموجات فوق الصوتية

(١،٥،٢) مبدلات الطاقة وخواص الشعاع

obeikandi.com

(١،٥،٣) اكتساب الصورة وعرضها
(١،٦) التصوير بالرنين المغناطيسي ٢٩
(١،٦،١) أساسيات الرنين المغناطيسي
(١،٦،٢) تدرجات المجال المغناطيسي
(١،٦،٣) تقنيات تصوير فورير
(١،٦،٤) التصوير بالرنين المغناطيسي مع معاملات زيادة التباين
(١،٧) التصوير بالانتشار الضوئي ٣٨
(١،٧،١) الانتشار الضوئي خلال الأنسجة
(١،٧،٢) قياس أكسجين الدم
(١،٧،٣) تشكيل الصورة
(١،٧،٤) تقنيات القياس
(١،٨) الإشارات الحيوية ٤٧
(١،٨،١) المخطط الكهربي للمخ
(١،٨،٢) المخطط الكهربي للقلب
(١،٩) ملاحق ٥٠
(١،أ) محول فورير (٢،أ) الإسقاط العكسي المرشح (٣،أ) التشكيل التكراري للصورة
(١،١٠) تمارين ٥٣
(١،١١) المراجع ٥٧

(١،١) مقدمة

يعتبر التصوير الطبي جزءاً أساسياً في التشخيص الإكلينيكي، ولقد امتدت دقة التشخيص وازداد مداها إلى تطبيقات جديدة في الرعاية الصحية بسبب التحسين في جودة ونوع المعلومات المتاحة من مثل هذه الصور. في الماضي كانت موجودة فقط في أقسام التصوير الإشعاعي في المستشفيات، أما الآن وبسبب التقنيات الحديثة فقد امتد التصوير الطبي إلى الأقسام العصبية، وأقسام القلب، ومراكز السرطان، وذلك على سبيل المثال. ولقد شهدت السنوات العشر الماضية تطورات مهمة في كل طرق التصوير وتناولها لكل طريقة التي سنغطيها في هذا الفصل. فهناك العديد من الكتب الدراسية (والمراجع) التي تتعامل بالتفصيل مع الأساسيات الفيزيائية، والتجهيزات، والتطبيقات الإكلينيكية لكل طريقة من هذه الطرائق، فإن هذا الفصل سيلخص هذه الموضوعات بصورة محكمة مع التركيز على التقدم التكنولوجي الحديث. إن آخر ما توصلت إليه التجهيزات في التصوير الإكلينيكي تعرضها الآن، كمثال، ٦٤ شريحة حلزونية في التصوير المقطعي بالحاسب (CT)، والمصفوفات الطورية المتعددة العناصر والمتعددة الأبعاد في الموجات فوق الصوتية، والماسحات scanners المشكلة من التصوير المقطعي بالحاسب CT والتصوير المقطعي بالبوسيترون الإشعاعيPET مجتمعة، وتقنيات التصوير المتوازي السريعة في التصوير بالرنين المغناطيسيMRI

obeikandl.com

باستخدام مصفوفات ملفات ذات أبعاد كبيرة. بالإضافة إلى لذلك فإنه تلوح في الأفق تطورات أخرى كثيرة مثل التصوير المقطعي عن طريق التكامل بين الانتشار الضوئي والرنين المغناطيسيDOT/MRI. بإفتراض هذه التقنيات مجتمعة، مع التطوير الكبير في معاملات تباين التصوير والتي تُدعى "معاملات التصوير الجزيئية"، فإن مهمة التصوير الطبي تبدو في تقدم وانتشار مستمر في الرعاية الصحية الحديثة.

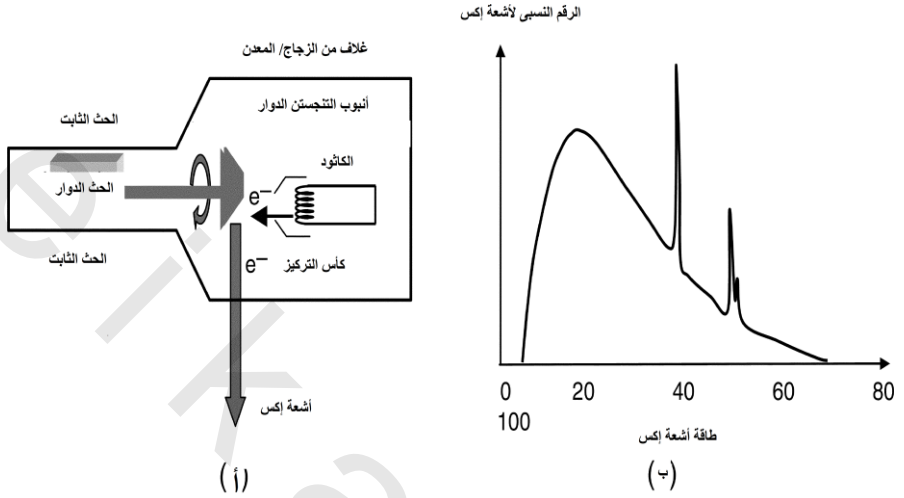
(١،٢) التصوير الرقمي بأشعة الراديو

يَعتمد التصوير بأشعة إكس المستوية عادةً على الأفلام، وتستخدم في تشخيص كسور العظام، وأمراض الرئة، وعدد من أمراض الجهاز الهضمي، وبعض أحوال من الجهاز البولي التناسلي، مثل حصوات الكلى (تصوير الحوض). هذه الصور يتم تكوينها وتخزينها في صورة رقمية بتزايد مستمر تمهيداً لاستخدامها في نظام الاتصالات والأرشفة، وسهولة التخزين والنقل، والتعامل مع الصور كما في حالة الطرح الرقمي لتصوير الأوعية. العديد من مُكونات أنظمة التصوير بأشعة إكس العادية التي تعتمد على الأفلام (مثل مصدر أشعة إكس، والمتوازيات، والشبكات المضادة للتشتت) تكون غالباً متشابهة مع نظيراتها في التصوير الرقمي بأشعة الراديو، الفرق الوحيد يكون في الكاشف نفسه.

(١،٢،١) تشكيل وخواص أشعة إكس

الشكل رقم (١.١أ) يوضح رسماً تخطيطياً لمصدر أشعة إكس. هناك فرق جهد، يُطلق عليه جهد التعجيل (KVp)، تتراوح قيمته من ٩٠ حتى ١٥٠ كيلوفولت، يتم تطبيقه بين ملف كاثودي لولبي صغير من سلك من التنجستين وأنود دوار يتكون من هدف من التنجستين الخبيء في قرص دوار من النحاس. عند مرور التيار الكهربي خلال الكاثود، تنبعث الإلكترونيات بسبب الانبعاث الحراري الأيوني ويتم تعجيله ناحية الأنود الهدف. هنا تتولد أشعة إكس نتيجة التفاعل بين هذه الإلكترونيات مع الهدف. هذا التدفق الإلكتروني يطلق عليه تيار الأنبوبة بالميللي أمبير (mA). بعد ذلك يتم تمرير أشعة إكس من خلال نافذة في أنبوبة أشعة إكس كما في الشكل رقم (١.١ب). يتم إنتاج الخطوط المميزة عندما تطرد الإلكترونيات المعجلة إلكتروناً من الإلكترونيات المرتبطة في الغلاف K لأنود التنجستين، حيث يتم ملْ الفراغ الناتج بإلكترون آخر من الغلاف L والفرق في طاقة الارتباط بين الاثنين إلكترون يتحول إلى أشعة إكس. إن المركبة العريضة التحدب لطيف أشعة إكس تنتج من الإشعاع العام المقابل لإلكترون معجل قد فقد جزءاً من طاقته الحركية عند مروره بالقرب من ذرة تنجستين في الهدف وهذه الطاقة تنبعث في صورة أشعة إكس. علاوةً على ذلك، فإن عدد أشعة إكس الناتجة من المصدر تتناسب مع تيار الأنبوبة، كما تتناسب طاقة شعاع إكس مع مربع جهد التعجيل.

يتكون الموازي، ويطلق عليه أيضاً محدد الشعاع، من شرائح من الرصاص التي يُمكنها الانزلاق فوق بعضها لتحدد أبعاد الشعاع حتى يتناسب مع المساحة المراد تصويرها على المريض.



الشكل رقم (١،١) (أ) شكل تخطيطي لأنبوبة أشعة إكس (ب) طيف طاقة مثالي من أنود التنجستين باستخدام جهد تعجيل حوالي ١٠٠ كيلوفولت.

(١،٢،٢) تشتت واضمحلال أشعة إكس في الأنسجة

إن الآليتين الأكثر هيمنة في تفاعل أشعة إكس مع الأنسجة هما الامتصاص الكهروضوئي وتشتت كومبتون. يتضمن التفاعل الكهروضوئي في الجسم على طاقة أشعة إكس المرسلة والتي يتم امتصاصها عن طريق ذرات النسيج، حيث تنبعث الإلكترونيات المرتبطة بقوة في الغلافين K أو L. في هذه الحالة من الممكن أن تمتص أشعة إكس المرسلة بالكامل ولن تصل إلى الكشاف. إن احتمال حدوث امتصاص كهروضوئي يُعطى بالعلاقة:

$$P_{photo} \propto \frac{Z_{eff}^{3}}{E^{3}}$$ المعادلة رقم (١،١)

حيث Z_{eff} هي الرقم الذري الفعال، و E هي طاقة أشعة إكس. بما أن هناك فرقاً كبيراً في قيم Zeff بالنسبة للعظام (Z_{eff}=20 نتيجة وجود Ca) وبالنسبة للأنسجة الناعمة فإن Z_{eff}=7.4، فإن الامتصاص الكهروضوئي ينتج عنه تباين عالٍ بين العظام والأنسجة الناعمة.

يتضمن تشتت كومبتون انتقال جزء من طاقة أشعة إكس المرسلة إلى المدارات الخارجية الضعيفة الارتباط في ذرات النسيج. إن أشعة إكس تنحرف عن مسارها الأصلي، ولكنها تحتفظ بجزء كبير من طاقتها الأصلية. إن احتمال تشتت كومبتون لا يعتمد أساساً على الرقم الذري الفعال للنسيج، ولكنها تتناسب طردياً مع كثافة إلكترونيات

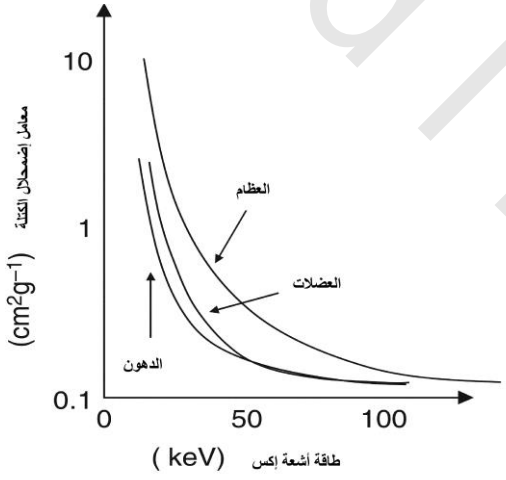
النسيج، مع الاعتماد الضعيف على طاقة أشعة إكس.بما أن كثافة الإلكترونيات تكون متشابهة كثيراً بالنسبة للعظام والأنسجة الناعمة، فإن تشتت كومبتون لأشعة إكس ينتج عنه تباين ضعيف للصورة الناتجة.

إن الاضمحلال في شدة شعاع أشعة إكس أثناء مروره خلال الأنسجة يُمكن التعبير عنه رياضياً كما يلي:

$$I_x = I_o e^{-(\mu_{Compton}+\mu_{photoelectric})x}$$ المعادلة رقم (١،٢)

حيث I_o هي شدة شعاع أشعة إكس المرسل، وI_x هي شدة شعاع أشعة إكس عند المسافة إكس من المصدر، و μ هي معامل الاضمحلال الخطي للنسيج مُقاساً لكل سنتمتر cm^{-1}.

إن المشاركة الناتجة من التفاعل الكهروضوئي تكون هي المسيطرة عند الطاقات الضعيفة أو المنخفضة، بينما يكون تشتت كومبتون أكثر أهمية عند الطاقات العالية. إن اضمحلال أشعة إكس يتم وصفه بدلالة معامل اضمحلال الكتلة الذي يساوي معامل الاضمحلال الخط مقسوماً على كثافة النسيج. الشكل رقم (١.٢) يبين رسماً لمعامل اضمحلال الكتلة للدهون، والعظام، والعضلات كدالة في طاقة أشعة إكس المرسلة. عند القيم المنخفضة لطاقة أشعة إكس المرسلة نرى أن العظام لها أعلى معامل اضمحلال كتلة. مع زيادة طاقة أشعة إكس المرسلة فإن احتمالات التفاعلات الكهروضوئية تنخفض بشدة، وتصبح قيمة معامل اضمحلال الكتلة منخفضة جداً. عندما تكون طاقة أشعة إكس أعلى من حوالي80keV، يصبح تشتت كومبتون هو الآلية المسيطرة، ويكون الفرق في معاملات الاضمحلال الكتلية للعظام والأنسجة الناعمة أقل من ٢. عندما تكون طاقة أشعة إكس أعلى من حوالي120keV، تصبح معاملات الاضمحلال الكتلي لكل من العظام والأنسجة الناعمة متشابهة جداً.



الشكل رقم (١،٢) معامل اضمحلال الكتلة للعظام والعضلات والدهون كدالة في طاقة أشعة إكس المرسلة.

في حالة وجود تباين ضعيف، كمثال على ذلك التباين بين الأوعية الدموية والأنسجة المحيطة، يُمكن في هذه الحالة استخدام عوامل التباين المساعدة. هناك نوعان أساسيان من هذه العوامل المساعدة يتمثلان في: الأنواع التي تعتمد على الباريوم barium والأنواع التي تعتمد على الأيودين iodine. تستخدم سلفات الباريوم لفحص الشذوذ أو غير الطبيعية في القرحات، والأورام الحميدة، والسرطانات أو الفتق في الجهاز الهضمي. حيث إن الباريوم له حافة K عند 37.4keV، فإن اضمحلال أشعة إكس يكون أعلى كثيراً في المساحات التي يتراكم فيها معامل التباين. يتم تعاطي سلفات الباريوم في صورة معجون سميك نسبياً. سلفات الباريوم التي تُؤخذ بالفم تستخدم في عرض الجزء العلوي من القناة الهضمية، بما في ذلك المعدة والمريء (ويطلق عليها "وجبة الباريوم"). ويُمكن استخدام سلفات الباريوم في صورة حقنة شرجية كمعامل تباين أُحادي أو ثنائي (مزدوج). كمعامل أُحادي فإنه يقوم بملْ تجويف القناة الهضمية ويُمكن بذلك الكشف عن الأشياء غير الطبيعية الكبيرة. أما كمعامل تباين مزدوج، فإنه يتم إدخال سلفات الباريوم أولاً، ويعقبه في العادة هواء. تقوم سلفات الباريوم بتغطية السطح الداخلي للقناة الهضمية، ويقوم الهواء بنفخها. وتستخدم هذه الطريقة المزدوجة لتمييز الأشياء الصغيرة غير الطبيعية في الأمعاء، والقولون، والمستقيم.

تُستخدم عوامل الأيودين المساعدة للتباين في أشعة إكس في العديد من التطبيقات، بما في ذلك الحقن في الوريد لتصوير الجهاز البولي، وتصوير الأوعية الدموية، والحقن في الوريد وفي الشريان والطرح الرقمي لتصوير الأوعية الدموية. يتم حقن معامل الأيودين في مجرى الدم، وبما أن الأيودين له حافة K تساوي37.4keV، فإن اضمحلال أشعة إكس في الأوعية الدموية يتم تحسينه بالمقارنة بالأنسجة الناعمة المحيطه، مما يجعل من الممكن رؤية الشرايين والأوردة في خلال الجسم. تصوير الأوعية بالطرح الرقميDSA عبارة عن طريقة يتم فيها أخذ صورة قبل استخدام العامل المساعد للتباين وصورة أخرى بعد تعاطي هذا العامل ويتم حساب الفرق بين هاتين الصورتين. هذه الطريقة تعطي صورة عالية التباين بين الأوعية والأنسجة المحيطة ويُمكنها أن تعطي صوراً للأوعية بتحديدية عالية جداً، حيث يُمكنها أن تصل إلى تحديدية بقطر يقترب من ١٠٠ميكروميتر.

(١،٢،٣) تجهيزات التصوير الرقمي بأشعة الراديو

إن الكاشف الذي يكون موضوعاً على الجانب الآخر للمريض والمقابل لمصدر أشعة إكس يتكون من شبكة مضادة للتشتت وجهاز للتسجيل. وتكون مهمة الشبكة المضادة للتشتت هي تقليل عدد أشعة إكس المشتتة بسبب تشتت كومبتون والتي تصل إلى الكاشف، لأن مثل هذه الأشعة من شأنها أن تقلل تباين الصورة. تتكون هذه

الشبكة من شرائح رقيقة من الرصاص بينها شرائح من الألمنيوم لتدعيم هيكلها. إن نسبة الشبكة، وطول شرائح الرصاص مقسوماً على المسافات البينية في الشبكة تتراوح قيمها بين ٤:١ و ١٦:١ وكثافة خطوط شرائح الشبكة تتراوح من ٢٥ حتى ٦٠ خطاً في السنتمتر.

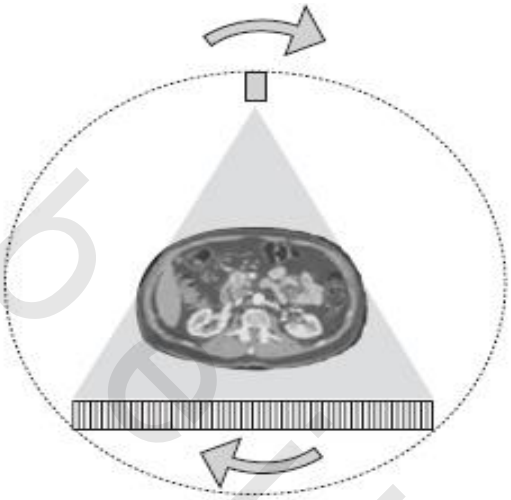
وفي التصوير الرقمي بأشعة الراديو تم الاستغناء عن استخدام أفلام أشعة إكس في تسجيل الصورة، واستبدالها بمساحة مسطحة كبيرة (٤١×٤١ سنتمتراً) وهي عبارة عن لوحة تتكون من مصفوفة من الترانزستورات ذات الطبقة الفلمية الرقيقة thin film transistors. يتم تصنيع هذه المصفوفة من الترانزستورات على قاعدة متآلفة من الزجاج، ثم تتم تغطيتها بطبقة أخرى من الزجاج. وتصبح بذلك كل بكسل (عنصر من عناصر الصورة) مكونة من دايود ضوئي مصحوباً بترانزستور مفتاحي. وعلى قمة ذلك يتم ترسيب طبقة من أيوديد السيسيوم والتي تتكون من عدد من البللورات الرقيقة القضيبية الشكل (قطرها يتراوح من ٦ -١٠ ميكرومترات تقريباً) والمتراصة على التوازي. عند امتصاص شعاع إكس في إحدى هذه البللورات القضيبية تنتج ضوءاً، وهذا الضوء يحدث له انحراف داخلي في القضيب حيث ينبعث من أحد نهاياته على مصفوفة الترانزستورات. في الحال يتم تحويل هذا الضوء إلى إشارة كهربية عن طريق الدايودات الضوئية. هذه الإشارة يتم تكبيرها وتحويلها إلى قيمة رقمية لكل بكسل باستخدام محول تماثلي رقمي. أبعاد كل بكسل تكون تقريباً ٢٠٠×٢٠٠ ميكروميتر.

(١،٣) التصوير المقطعي بالحاسب

Computed Tomography, CT

(١،٣،١) أساسيات التصوير المقطعي بالحاسب

يكتسب التصوير المقطعي بالحاسب بيانات أشعة إكس عند زوايا مختلفة بالنسبة للمريض وبعد ذلك يقوم بتشكيل هذه البيانات على شكل صور. الشكل رقم (١.٣) والذي يبين الشكل الهندسي للماسح. حيث نلاحظ وجود شعاع مروحي عريض من أشعة إكس، وعدد كبير من الكاشفات (يتراوح بين ٥١٢ و ٧٦٨) التي تدور بالتزامن حول المريض.الكاشفات المستخدمة عبارة عن وامضات سيراميكية على قاعدة من الـ Gd_2O_2S مع إضافات قليلة من عناصر مختلفة ومن شركات مختلفة لتحسين الخواص المميزة. ويوجد خلف كل وامض دايود ضوئي سيليكوني ليحول هذا الضوء إلى تيار كهربي، يتم تكبيره وتحويله إلى الصورة الرقمية. هذه البيانات المجتمعة تُمَثل تتابعاً لواحد من الإسقاطات الأُحادية البُعد.



(أ)

(ب)

الشكل رقم (١،٣) (أ) رسم تخطيطي لعمل الجيل الثالث من ماسحات التصوير المقطعي بالحاسب (ب) صورة لماسح تصوير مقطعي بالحاسب مع سرير المريض.

قبل تشكيل الصورة يتم تصحيح البيانات لتلافي تأثيرات التصلب الشعاعي، والتي تحدث فيها زيادة في طاقة شعاع إكس الفعلية مع مرورها خلال المريض نتيجة الدرجة العالية للاضمحلال التي تحدث لطاقات أشعة إكس المنخفضة. تَحدث هذه التصحيحات أيضاً نتيجة عدم التوازن في حساسيات الكاشفات المختلفة وقنوات هذه الكاشفات. ويتم تشكيل الصورة ثنائية الأبعاد من مجموعة من الإسقاطات —$p(r,\varphi)$، التي يتم اكتسابها كدالة في r، وهي المسافة في اتجاه الإسقاط، وزاوية الدوران φ لمصدر أشعة إكس والكاشف باستخدام الإسقاط العكسي المرشح. يتم تحويل كل مسقط $p(r,\varphi)$ باستخدام محول فورير في اتجاه البُعد r ليعطي$P(k,\varphi)$، وبعد ذلك يتم ضرب $P(k,\varphi)$ في$H(k)$، التي تُمثل محول فورير لدالة الترشيح $h(r)$، لتعطي$P_{filt}(k,\varphi)$. هذه المساقط المرشحة، $P_{filt}(k,\varphi)$، يتم إجراء محول فورير العكسي عليها لتتحول إلى النطاق المساحي ثم إسقاطها عكسياً لنحصل على الصورة النهائية $f(x,y)$:

$$f(x,y) = \sum_{j=1}^{n} F^{-1}\{P_{filt}(k,\varphi_j)d\varphi\}$$ المعادلة رقم (١،٣)

obeikandi.com

حيث F^{-1} تمثل محول فورير العكسي، و nهي عدد الإسقاطات. إن المرشح يكون دائماً مرشحاً منفذاً للترددات المنخفضة lowpass filterبدالة جيب التمام أو دالة هامنج العامة. إن خوارزيم تكوين الصورة يفترض أن جميع الإسقاطات تكون متوازية. على الرغم من ذلك فإن الشكل رقم (١.٣) يبين أن ذلك لا يكون محققاً في شعاع إكس المروحي. يتم ضبط خوارزيم الإسقاط العكسي عن طريق ضرب كل إسقاط في جيب تمام زاوية الشعاع المروحي، مع استخدام الزاوية أيضاًفيالمرشح. بعد تكوين الصورة، يتم عرضها في صورة خريطة لأرقام الرسم المقطعي للنسيج والتي يتم تحديدها كما يلي:

$$CT_o = 1000\frac{\mu_o - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}$$ المعادلة رقم (١،٤)

حيث CT_oهي رقم الرسم المقطعي و μ_o هي معامل الاضمحلال الخطي للنسيج.

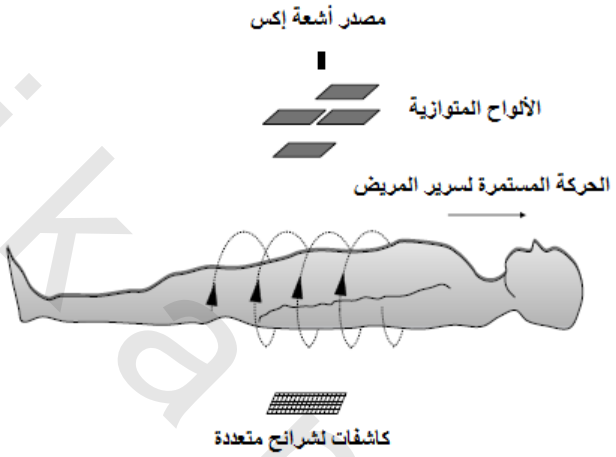
(١،٣،٢) التصوير المقطعي الحلزوني بالحاسب المتعدد الشرائح

في التصوير المقطعي الحلزوني يتم تجميع البيانات مع حركة سرير المريض المستمرة خلال الماسح، مع جعل مسار شعاع إكس خلال المريض يسلك المسلك الحلزوني كما في الشكل رقم (١.٤). هذه التقنية تجعل زمن المسح سريعا جداً، والذي يُمكن استخدامه مثلاً في الدراسة الكاملة للصدر والبطن أثناء عملية المسك لنفس واحد. يُمكن اكتساب صورا ثلاثية الأبعاد للأوعية الدموية بعد حقن عامل مساعد للتباين من الأيودين بفترة قصيرة. إن تجهيزات ماسح التصوير المقطعي الحلزوني تشبه جداً نظيرتها في الماسحات العادية من الجيل الثالث، ولكن مع استخدام العديد من حلقات الإنزلاق لنقل القدرة والإشارة.

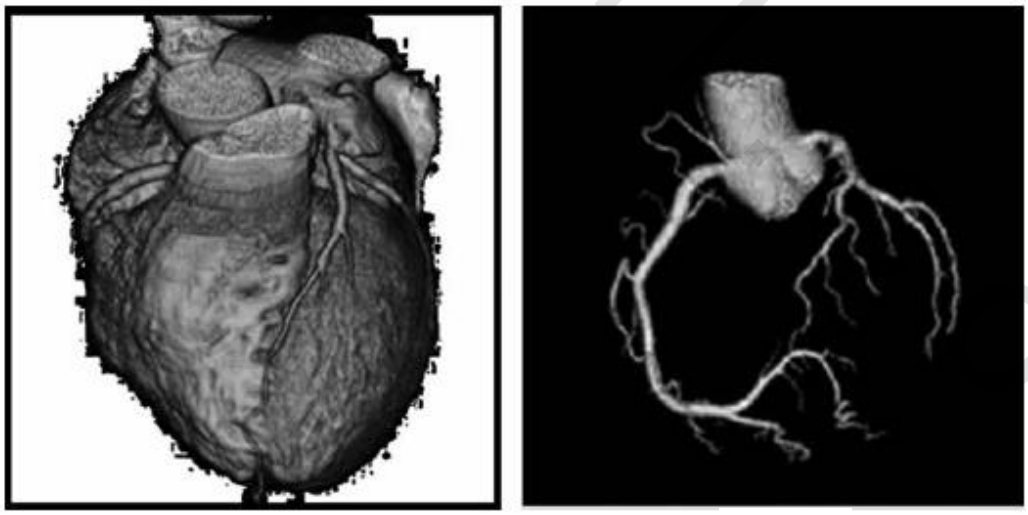
يتحدد المسار الحلزوني بدلالة معاملات مثل خطوة الحلزون (p)، والتي تحدد بالنسبة بين مقدار حركة سرير المريض (d) لكل دورة لمصدر أشعة إكس وسماكة الشريحة المتوازية (s). نتيجة حركة المسار الحلزوني لأشعة إكس خلال المريض، لابد من تعديل خوارزيم تشكيل الإسقاط العكسي حتى يُمكن تكوين صور تقابل بدرجة كبيرة الصور التي كان سيتم اكتسابها باستخدام الماسحات أحادية الشريحة. يتم معالجة هذه الصور بطريقة ينتج عنها تداخل بين الشرائح المتجاورة، حيث اتضح أن ذلك يكون له دخل كبير في زيادة دقة الكشف عن المناطق المصابة، حيث إنه مع هذا التداخل في الشرائح تكون الفرصة أقل في ضياع أجزاء من هذه المناطق المصابة بين الشرائح.

إن الغالبية العُظمى من ماسحات التصوير المقطعي الحديثة هي من النوع المتعدد الشرائح، بمعنى أنها تَستخدم مصفوفة من الكاشفات في إتجاه حركة سرير المريض كما في الشكل رقم (١،٤) بالإضافة إلى الاكتساب الحلزوني للبيانات. يمكن استخدام التصوير المقطعي الحلزوني المتعدد الشرائح في تصوير أحجاماً أكبر في زمن محدد، أو تصوير

حجم معين في زمن أقل بالمقارنة بالتصوير المقطعي الحلزوني العادي. كما يمكن أيضاً جعل شعاع إكس المتوازي أقل سمكاً مما يُعطي جودة أعلى في المسح ثلاثي الأبعاد، مع ؛ سماكة الشريحة التي يمكن أن تصل إلى ١ ميلليمتر. معظم شركات التصنيع تعرض الآن ماكينات تُعطي ٦٤ شريحة مما يسمح بتحديدية عالية للصورة التي يتم اكتسابها كما في الشكل رقم (١،٥).



الشكل رقم (١،٤) الحركة المستمرة لسرير المريض أثناء دوران كل من مصدر الأشعة والكاشفات ينتج عنه مسار لولبي لأشعة إكس خلال المريض. الكاشفات للشرائح المتعددة وغير الموضحة هنا تُساعد في الحصول على شرائح ذات سماكة رفيعة جداً.



(أ) **(ب)**

الشكل رقم (١،٥) (أ) حجم ثلاثي الأبعاد يوضح سطح القلب عن طريق بيانات من نظام تصوير مقطعي حلزوني متعدد الشرائح. (ب) رسم ثلاثي الأبعاد للأوعية القلبية.

(١،٤) الطب النووي

(١،٤،١) النويات النشطة إشعاعياً في الطب النووي

على العكس من طرق التصوير الطبي بأشعة إكس، والموجات فوق الصوتية، والرنين المغناطيسي، فإن تقنية التصوير بالطب النووي لا تُنتج خريطة تشريحية للجسم، ولكنها بدلاً من ذلك تُعطي صورة لتوزيع المواد الإشعاعية النشطة (الآثار الإشعاعية) التي تم إدخالها أو حقنها داخل الجسم. يكشف الطب النووي عن الأعراض الميكانيكية الحيوية المبكرة للمرض عن طريق تصوير امتصاص، وتوزيع، والتخلص من كميات صغيرة جداً (في الغالب تكون بالنانوجرام) من المواد المشعة أو ذات الأثر الإشعاعي، والتي يتم إدخالها للجسم عن طريق الاستنشاق في الرئتين، أو الحقن المباشر في مجرى الدم، أو عن طريق التعاطي بالفم. هذه المواد المشعة تكون عبارة عن مركبات تتكون من ركيزة أو قاعدة كيميائية متصلة بعنصر مشع. إن التوزيع غير الطبيعي للنسيج، أو الزيادة أو النقص في معدل تراكم الدواء المشع في نسيج معين يكون دليلاً قوياً على وجود المرض. يتم الكشف عن إشعاعات أشعة جاما باستخدام جهاز يُسمى كاميرا أشعة جاما. ومعظم عمليات المسح في الطب النووي تتم عن طريق تكنيتيوم يحتوي أثاراً لمواد مشعة. يوجد ^{99m}TC في الحالات المتغيرة الاستقرار وتتكون من ^{99}Mo على حسب الفرض أو المخطط التالي:

$$^{99}_{42}Mo \xrightarrow{T_{1/2}66hours} \beta + {}^{99m}_{43}Tc \xrightarrow{T_{1/2}6hours} {}^{99g}_{43}Tc + \gamma$$

الطاقة المنبعثة من أشعة γ تساوي140keV، وهذه تكون كافية جداً ليَعبر جزء مناسب منها خلال الجسم بدون امتصاص، وفي نفس الوقت فإن هذا الجزء يكون قليلاً بما فيه الكفاية بحيث لن يخترق الحاجز الصغير المتوازي في كاميرا الجاما الموجودة لحجز أشعة جاما المتشتتة. الآثار الإشعاعية المعتمدة على Tcالتي يتم إنتاجها من مولد تكنيتيوم موجود في نفس المكان، والذي يمكن تجديده أسبوعياً.حيث يحتوي المولد على عمود من سيراميكا الألومينا مع المادة المشعة ^{99}Mo وممتصة في سطحة في صورة موليبدونات الأمونيوم. ويتم إحتواء هذا العمود في غلاف من الرصاص لأغراض الأمان. كما يتم الحصول على الـ ^{99m}Tc عن طريق تدفق محلول ملحي من خلال المولد. ويقوم هذا المحلول الملحي بغسل أو التخلص من الـ ^{99m}Tc، والذي يكون ارتباطه ضعيفاً بالألومينا حيث سيترك خلفه الـ ^{99}Mo.إن الـ ^{99m}Tc الناتج من المولد يكون في صورة soduom pertechnatate بيرتكنوتات الصوديوم $NaTcO_4$. على الرغم من ذلك، فإن معظم الآثار الإشعاعية يتم تجهيزها عن طريق تقليل البرتكنوتات pertechnatate إلى تكنوتيوم أيوني ionic technetium (Tc^{4+})، ثم تجميعها مع محفز كيميائي الذي يرتبط مع الأيون المعدني. ومن أمثلة هذه المحفزات الدايوفوسفونات diphoshonate للتصوير الهيكلي، وحمض الـ diethylenetriaminepentaacetic (DTPA) للدراسات البولية، والـ hexamethylpropyleneamineoxime (HMPAO) للانتشار في المخ، والـ macroaggregated للانتشار الرئوي.

(١،٤،٢) كاشفات الطب النووي

تعتمد كاميرا جاما على بللورة كبيرة وميضية تحول طاقة أشعة جاما إلى ضوء. يوجد أمام هذه البللورة متوازي من الرصاص السداسي في شكل بيت عسل النحل والذي يُساعد في تقليل تشتت كومبتون من أشعة جاما، والذي يُكافيء نفس التركيبة التي تم وصفها سابقاً في صدد الكلام عن التصوير بأشعة إكس. هذه البللورة تكون مصنوعة من أيوداید الصوديوم المنشط بالثاليوم thallium، NaI(TI) والذي يقوم بتحويل طاقة أشعة جاما إلى ضوء بطول موجي مقداره ٤١٥ نانوميتر. في هذه الحالة فإن كثافة الضوء الناتج تتناسب مع طاقة جاما المرسلة. حيث يبلغ ثابت الاضمحلال الزمني، وهو الزمن اللازم للحالات المثارة داخل البللورة للعودة إلى حالة الاستقرار، حوالي ٢٣٠ نانوثانية، وهذا يعني معدلات عد مقدارها 10^{5}-10^{4} من أشعة جاما يُمكن تسجيلها بدقة. معامل الاضمحلال الخطي للNaI(TI) يساوي$2.22cm^{-1}$، وعلى ذلك فإن 90% من أشعة جاما التي تَصطدم بالبلورة الوميضية يتم امتصاصها فيخلال سمكك مقداره واحد سنتمتر. تقريباً ١٣٪ من الطاقة المودعة في البللورة عن طريق أشعة جاما يتم انبعاثها في صورة ضوء مرئي.وما يُؤخذ على بللورة الـ NaI(TI) أنها بللورة إسترطابية ولذلك يجب غلقها أو عزلها بإحكام.

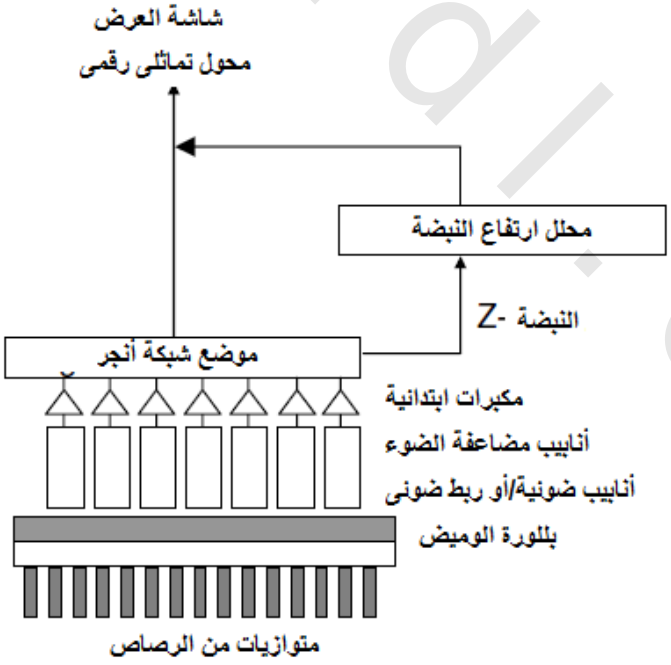
الفوتونات الضوئية المنبعثة من البللورة يتم الكشف عنها عن طريق أنابيب للمضاعفة الضوئية photomultiplier (PMT) لها شكل سداسي (وأحياناً تكون مربعة)، وهي قريبة جداً من البللورة المضيئة عن طريق أنابيب ضوئية. ويتم استخدام مصفوفات عددها ٦١ أو ٧٥ أو ٩١ أنبوبة مضاعفة ضوئية، وكل منها له قطر يتراوح من ٢٥ حتى ٣٠ ميلليمتر. والتيار الخارج من هذه الكاشفات يتم تمريره من خلال تتابع المكبرات الابتدائية المنخفضة الضوضاء حيث يتم بعد ذلك تحويلها إلى الصورة الرقمية. وعن طريق مقارنة التيارات الناتجة من كل أنابيب المضاعفة الضوئية فإنه يُمكن تحديد مكان الومضات المنفردة من خلال البللورة باستخدام دائرة أنجر Anger المنطقية كما يُوضح ذلك الشكل رقم (١.٦).

بالإضافة إلى ذلك، فإن الإشارة المجمعة من كل الـ PMTs، والتي يطلق عليها الإشارة Z، يتم إرسالها إلى محلل ارتفاع النبضة pulse height analyzer PHA، الذي يقارن الإشارة Z مع قيمة حدية أو تشبعية مقابلة للقيمة المنتجة عن طريق شعاع جاما بطاقة 140KeV. إذا كانت الإشارة Z أقل من هذه القيمة الحدية بفارق معقول، فإنه يتم إهمالها على أن مصدرها وغالباًما يكون مصدرها من أشعة جاما متشتتة بتأثير كومبتون. يتم قبول مدى من الإشارة Z، بطاقة تحديدية للنظام معرفة على أنها كل عرض نصف القيمة العُظمى full width half maximum FWHM للقمة الفوتونية، وهي غالباً تُساوي14keV (١٠٪) لمعظم كاميرات أشعة جاما. كلما كان الـ FWHM للنظام أضيق، كلما كانت المقدرة على التمييز بين أشعة جاما المتشتتة وغير المتشتتة أفضل.

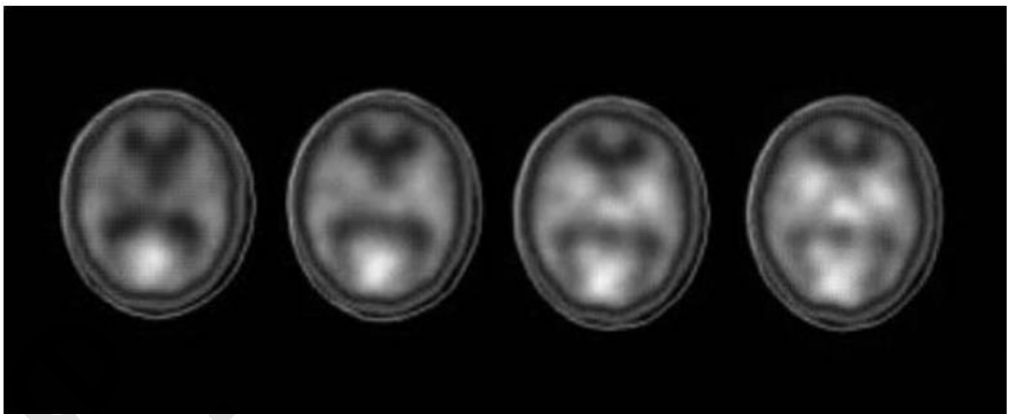
(١،٤،٣) التصوير المقطعي بالانبعاث الأيوني المنفرد

إن العلاقة بين التصوير المقطعي بالانبعاث الأيوني المنفردSPECT والطب النووي المسطح هينفسها بالضبط بين التصوير المقطعيCT وأشعة إكس المسطحة. فيالـ SPECT يتم تدوير أثنين أو ثلاثة من كاميرات أشعة جاما حول المريض للحصول على مجموعة من الإسقاطات يتم تشكيلها فيما بعد للحصول على صورة ثنائية البعد كما في الشكل رقم (١،٧). ويتم إنتاج الشرائح المتجاورة من صفوف منفصلة للPMTsفي المصفوفة ثنائية البعد. الـ SPECT يستخدم نفس التجهيزات ونفس الآثار الإشعاعية كما في حالة التصوير الوميضي، كما أن معظم ماكينات الـ SPECTيُمكناستخدامها أيضاً للمسحات المسطحة. كما يُمكن اكتساب الإسقاطات إما عن طريق طريقة "التوقف – و – الذهاب" stop –and – go" وإما أثناء دوران كاميرات أشعة جاما المستمر. يُمكن تشكيل الصورة إما عن طريق الإسقاط العكسي المرشح، كما في حالة التصوير المقطعي، وإما عن طريق طرق تكرارية iterative. في كل من الحالتين يكون كل من الاضمحلال والتعديل التشتتي للبيانات التي يتم الحصول عليها مطلوبين قبل البدء في عملية تشكيل أو إعادة إنشاء الصورة.

يتم إجراء التعديل الاضمحلالي بواحدة من هاتين الطريقتين. في الطريقة الأولى يتم افتراض أن معامل الاضمحلال منتظما خلال النسيج الذي يتم تصويره، ويتم تكوين مخططاً للمريض عن طريق ملائمة منحنى أو دائرة من البيانات التي تم الحصول عليها.



الشكل رقم (١،٦) شكل تخطيطي لكاميرا أنجر لأشعة جاما المستخدمة في الطب النووي المستوى.



الشكل رقم (١،٧) صوربالتصوير المقطعي بالانبعاث الأيوني المنفرد SPECT للمخ.

هذه الطريقة تعمل بكفاءة حينما تكون الأنسجة التي يتم تصويرها متجانسة مثل المخ. بينما على الجانب الآخر في حالة التطبيقات القلبية مثلاً فإنه يجب تطبيق تصحيح متغيرا مساحي معتمد على القياسات المباشرة للاضمحلال النسيجي باستخدام مسح إرسالي بأنابيب معلومة التركيز من الجادولينيم gadolinium المشع ^{153}Gd الذي يشع حوالي100keV من أشعة جاما يتم وضعها حول المريض.

يُمكن عمل المسح الإرسالي بينما يكون المريض في مكانه وقبل المسح التشخيصي الحقيقي، أو يُمكن الحصول عليه بالتزامن مع المسح التشخيصي. بما أن معامل الاضمحلال يتم قياسه لأشعة جاما بطاقة 100keV، فإنه يتم استخدام معامل ضرب ثابت لتحويل هذه الأرقام إلى 140keV. ويتم حساب الخريطة الاضمحلالية من هذه الاسقاطات الإرسالية باستخدام الاسقاط العكسي المرشح.

الخطوة الثانية في معالجة البيانات هي تعديل التشتت، والتي يجب إجراؤها على كل بكسل منفردة حيث عدد أشعة جاما المتشتتة لا يكون منتظماً مساحياً. والطريقة الشائعة الاستخدام هي الكشف بنافذة الطاقة المزدوجة: واحدة من نوافذ الطاقة تتمركز عند 140keV بعرض جزئي (Wm) يساوي تقريباً ٢٠٪، ونافذة جانبية أخرى تتمركز عند 121keV بعرض جزئي (Ws) يساوي تقريباً ٧٪. أما النافذة الأساسية فتحتوي على مشاركات من أشعة جاما المتشتتة وغير المتشتتة، بينما تحتوي النافذة الجانبية على مشاركات من أشعة جاما المتشتتة فقط. ويُمكن حساب الرقم الحقيقي لأشعة جاما الأساسية C_{prim} من العدد الكلى، C_{total}، في النافذة الأساسية، والعدد C_{sub} في النافذة الجانبية كما يلي:

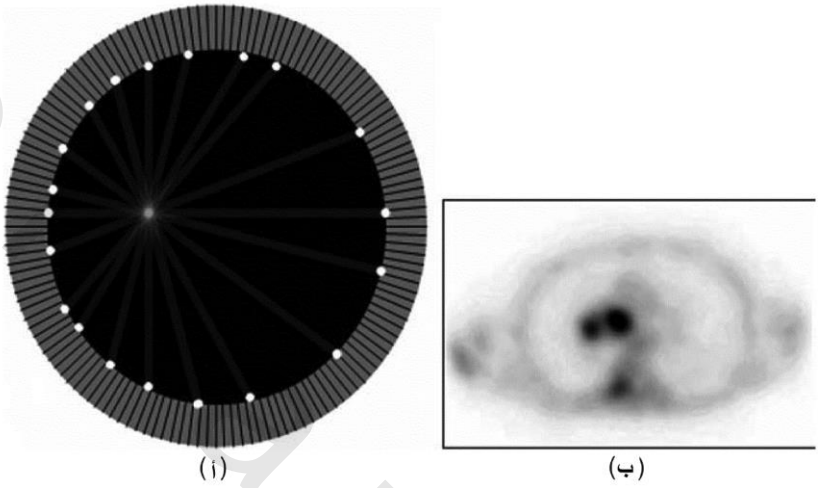
$$C_{prim} = C_{total} - \frac{C_{sub} W_m}{2W_s}$$ المعادلة رقم (١،٥)

في الماكينات أو الأجهزة التجارية يكون الإسقاط العكسي المرشح متاحاً أيضاً بجانب طرق التعديل التكرارية. هذه الطرق التكرارية يُمكن أن تُعطي نتائج أفضل في الغالب عن طريقة الإسقاط العكسي المرشح، حيث إنه يُمكن بناء طرق تعديل اضمحلالي دقيقة بالاعتماد على مصدر لإرسال البيانات في صورة تكرارية، كما هو الحال في دالة الانتقال التعديليMTF modulation transfer function في المتوازيات وكاميرا الجاما.يُمكن فعلياً استنتاج التقدير الابتدائي لتوزيع النشاط الإشعاعي باستخدام الإسقاط العكسي المرشح.كما يُمكن بعد ذلك حساب الإسقاطات من هذه القيمة الابتدائية التقديرية وخريطة الاضمحلال المقاسة، ويتم مقارنة هذه مع الاسقاطات التي تم قياسها أو الحصول عليها فعلاً. والفرق (الخطأ) بين هاتين المجموعتين من البيانات يتم حسابه، وفي ضوء ذلك نقوم بتحديث الصورة المناظرة. ويتم تكرار هذه العملية عدة مرات إلى أن نصل إلى قيمة خطأ تشبعي يتم تحديدها مسبقاً. إن أكثر هذه الطرق التكرارية شيوعاً واستخداماً تعتمد على تعظيم التوقع الاحتمالي الأعظم maximum likelihood expectation maximation ML-EM وذلك بتطبيق خوارزيزم المجموعة الجانبية المرتبة لتوقع القيمة العُظمى ordered subset expectation maximum OSEM. وهناك إمكانية لعدم اتزان في التشكيل من البيانات التي تحتوي على ضوضاء، وهذا يحتم تطبيق مرشح مثل مرشح جاوس الثنائي أو الثلاثي الأبعاد مع الـ FWHM بالمقارنة مع التحديدية المساحية الضمنية للبيانات.

(١،٤،٤) التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني

إن النويات المشعة radionuclides المستخدمة في مسح التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني Positron emission tomography PET ينبعث عنها بوزيترونات، تسافر لمسافة قصيرة في النسيج قبل إبادتها بإلكترون حيث ينتج عن ذلك تكون شعاعين من أشعة جاما، كل منهما له طاقة مقدارها 115keV. كل من الشعاعين (أشعة جاما) يسافر في اتجاه معاكس للآخر ويتم كشفهما عن طريق كاشفات حلقية توضع حول المريض كما هو مبين في الشكل رقم (١،٨). إن موضع البللورتين اللتين ستكشفان الشعاعين المتوازيين والمتعاكسين يحددان خطأ تحدث خلاله عملية الإبادة للبوزيترون. هذه العملية تُسمى كشف الإبادة التوافقيACD annihilation coincidence detection وهي تمثل أساس تحديد الإشارة في الـ PET. إن التوزيع المساحي لمعدل الاكتساب، ومعدل التخلص من أثر إشعاعي معين تمثل كلها كميات يُمكن استخدامها في التمييز بين الأنسجة الصحيحة والمريضة. إن الآثار الإشعاعية المستخدمة فيالـ PET كلها لها زمن نصف حياة قصير (مثلاً^{11}C=20.4 minutes; ^{15}O=2.07 minutes, ^{13}N=9.96 minutes, ^{18}F=109.7minutes) ويجب تخليقها في الموقع باستخدام سيكلترون. بعد إنتاج هذه الآثار يتم إدراجها باستخدام التخليق الكيماوي السريع في هيكل مطابق للجزيئات الحيوية النشطة، مثل ^{18}F- fluorodeoxglucose FDG و ^{11}C-palmitate.وهناك وحدات روبوتية متاحة تجارياً لتخليق المواد التالية ^{18}FDG, $^{15}O_2$, $C^{15}O_2$, $H_2{}^{15}O$. إن البللورات الوميضية المستخدمة

فيالـ PET إما أن تكون(BGO $Bi_4Ge^3O_{12}$) bismuth germinate، أو أكسيد سيليكون الليتيتيوم المتزايد دائماً (LSO: Lu_2SiO_5:Ce). من مميزات الـ LSO زمن التناقص أو الاضمحلال القصير لها (مما يسمح بزمن توافق قصير؛ مما يقلل من حوادث الصدفة كما سيتم شرحه فيما بعد)، وكثافة انبعاث عالية، وطول موجي انبعاثي قريب من ٤٠٠ نانوميتر، والذي يقابل أعلى حساسية فيالـ PMTs القياسية.



الشكل رقم (١،٨) (أ) تكوين الصورة باستخام الـ PET. أشعة جاما المتعاكسة التوازي تصطدم بزوج من الكشافات التي تكون تكامل خطي للاسقاط العكسى المرشح. (ب) دراسة بطنية بالـ PET باستخدام الـ FDG حيث النقط. الساخنة تبين وجود أورام صغيرة.

المقدرة على تعددية الشرائح يُمكن إدخالها في التصوير بالـ PET، كما كانت فيالـ CT، عن طريق استخدام عدد من الحلقات الكشفية المتراصة بجوار بعضها. كل حلقة تتكون عادة من ١٦ جردلاً بكل منها ٨×٨ من بلوكات البللورات الوميضية، وكل بلوك يكون مربوطاً إما بـ ١٦ BGO وإما ٤ LSO من الـ PMTs.وعدد الحلقات في ماسح الـ PET العلوي المتعدد الشرائح يُمكن أن يصل إلى ٤٨. الحواجز الصغيرة القابلة للطي (من الرصاص أو التنجستين) يتم وضعها في كل حلقة. هذه الحواجز يُمكن طيها في حالة التصوير ثلاثي الأبعاد.

عندما يتفاعل أي شعاع من أشعة جاما مع بللورة كشف معينة، فإنها تنتج عدد من الفوتونات. هذه الفوتونات يتم تحويلها إلى إشارة كهربية مكبرة عند خرج الـ PMT، حيث يتم تحويلها إلى PHA. إذا كانت الإشارة الكهربية فوق حد تشبُعي معين فإن الـ PHA يقوم بتوليد نبضة منطقية يتم إرسالها إلى الكاشف. وفي العادة يبلغ زمن هذه النبضة من ٦ حتى ١٠ نانوثانية. عندما يتم الكشف عن شعاع جاما التالي، ويتم إرسال نبضة منطقية ثانية إلى الكاشف، الذي يقوم بجمع النبضتين مع بعضهما وإرسال الإشارة الناتجة عن مجموعهما إلى PHA مختلف. إذا

تداخلت النبضتين زمنياً، فإن النظام سيقبل الشعاعين كما لو كانا صادرين من ومضة واحدة، ويقوم بتسجيل تكامل خطي بين البللورتين. ويُمكن تمييز نظام الـ PET "بزمن التحليل التوافقي" الخاص به، والذي يُعرف على أنه ضعف زمن النبضة المنطقية، أي من ١٢ -٢٠ نانوثانية في هذه الحالة.

قبل عملية التشكيل، يجب أن تمر البيانات على عملية تصحيح للاضمحلال، ويجب التخلص من التشتتات التوافقية والعشوائية. وقبل تطوير ماسحات الـ CT/PET المزدوجة (كما في الجزء التالي) كان يتم استخدام مصدر حلقي خارجي من الباعثات البوزيترونية، يحتوي في العادة على الجرمانيوم ٦٨ ، في المعايرة المعتمدة على الإرسال. وعلى الرغم من ذلك، فإنه مع ظهور ماسحات الـ CT/PET أمكن استخدام المعلومات التشريحية من مسح الـ CT، سوياً مع معرفة العوامل الاضمحلالية للنسيج، في التصحيح الاضمحلالي.تعرف التوافقات العارضة على أنها الأحداث التي يتكون فيها التكامل الخطي عن طريق الكشف عن شعاعي جاما وتحديدها أو تعيينها بطريق الخطأ. إن هذا يحدث نتيجة الزمن التحليلي التوافقي المحدد للنظام، حيث تمر أشعة جاما خلال البللورة، ولا يتم الكشف عنها نتيجة وجود الإشعاع الخلفي. إن أكثر طرق تحديد التقديرات العابرة شيوعا تستخدم دوائر إضافية على التوازي تقوم بقسمة النبضة المنطقية من أي واحد من الكشافات إلى مركبتين. تستخدم المركبة الأولى في الحالة القياسية لقياس العدد الكلى للتوافقات. يتم تأخير المركبة الثانية بعد زمن التحليل التوافقي بحيث يتم تسجيل التوافقات العارضة فقط، وبعد ذلك تتم إزالة هذه التوافقات العارضة من البيانات المكتسبة. تشكيل الصورة في هذه الحالة يستخدم إما الإسقاط العكسي المرشح وإما الطرق التكرارية.

نتيجة الكشف عن اثنين من أشعة جاما، فإن دالة انتشار النقطة point spread function PSFفيالـ PET تكون ثابتة أساساً خلال المريض. تحدد الـ PSF بثلاثة عوامل كالتالي:

١ - المسافة المحددة التي يقطعها البوزيترون قبل أن تحدث الإبادة مع إلكترون تقدر بواحد ميلليمتر لل ^{18}F.

٢ - التوزيع الإحصائي (180 ± 0.3^{o}) الذي يميز المسارات النسبية لشعاعي الجاما، يعني أن الحلقة التي قطرها ٦٠ سنتمتراً سيكون لها تحديدية مساحية مقدارها 1.6 ميلليمتراً، بينما الحلقة التي قطرها ١٠٠ سنتمتر فسيكون لها مقدرة تحديدية تساوي2.6 ميلليمتراً.

٣ - حجم بللورة الكشف، في العادة يتم فرض نصف قطرها.

من أكثر التطبيقات العلاجية شيوعا لل PET هي الكشف عن الأورام باستخدام ^{18}F-FDG. التمثيل الغذائي للدواء الإشعاعيFDG في الجسم يكون تماما بنفس الطريقة التي تحدث في الـ2-deoxyglucose. بمجرد حقن الـ FDGفإنه يعبر بفاعلية لخلايا نسيج المخ من خلال الحاجز الدموي المخيblood-brain barrier, BBB عن طريق النقل النشط.في داخل الخلية يتم فسفرة phosphorylatedالـ FDG عن طريق جلوكوز الهيكسوكيناز glucose hexokinase

ليُعطي فوسفات الـ FDG-6. يتم محاصرة هذه الكيماويات في داخل الخلية؛ لأنها لا تستطيع التفاعل مع الدهيدروجيناز G-6 الفوسفاتي، والتي تكون هي الخطوة التالية في الدورة الجلوليتاكية glycolytic cycle. لذلك؛ فإن كمية الـ FDG داخل الخلية تتناسب مع كل من معدل نقل الجلوكوز الابتدائي والفسفرة التالية داخل الخلية. في العادة تكون الخلايا الخبيثة لها معدلات عالية لتمثيل الجلوكوز الهوائي عن الخلايا الصحيحة أو السليمة؛ ولذلك فإنه في مسحات الـ PET باستخدام الـ FDG، فإن الأورام تظهر كمساحات تعطي إشارة ذات كثافة عالية كما في الشكل رقم (١,٨).

في الغالب سيعتمد التقدم في تقنيات الـ PETفي المستقبل على زمن الطيران time of flight, TOFفي ماسحات الـ PET، والذي سيزيد من نسبة الإشارة للضوضاء بدرجة ملحوظة عن الماسحات الموجودة هذه الأيام. إذا كانت التحديدية الزمنية لكاشفات الـ PET جيدة، فإن موقع الإبادة الحقيقي يُمكن تخمينه عن طريق قياس الفرق في زمن الوصول بين شعاعي الجاما. في التطبيق الأصلي المبكر في بداية الثمانينيات، كانت مادة الوميض المتاحة والسريعة بدرجة كافية هيالـ BaF_2 التي كانت لها تحديدية زمنية أقل من 0.8 نانوثانية، والتي تقابل ضبابية تساوي±٦ ميلليمتر. على الرغم من ذلك، فقد تم أخيراً استخدام بللورات LSOذات حساسية كشف أعلى بكثير في الكشافات. على الرغم من عدم انتشارها في الأوساط العلاجية، إلا أن المنتجات التجارية من هذه التقنية توجد بالفعل ومنها Philips Gemini TF وأنظمة CPS Hi-Rez.

(١،٤،٥) ماسحات التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني/والتصوير المقطعي بالحاسب المجمعة

إن التقدم في الماسحات المزدوجة الطريقة PET/CT قد تطور بسرعة من معامل الأبحاث في أواخر التسعينيات إلى الاستخدام العلاجي هذه الأيام. في الحقيقة، فإن كل ماسحات الـ PETمتاحة الآن تجارياً فقط في صورة أنظمة مجمعة PET/CT، وأصبحت هذه الأنظمة الآن هي الأكثر شيوعاً.الماسحان المنفصلان يتم تثبيتهما متجاوران ومشتركان في نفس سرير المريض. هناك سببان أساسيان لاستخدام هذه التقنية المزدوجة:

١ - المعلومات التشريحية التي يتم الحصول عليها من الـ CT تكون مكملة للمعلومات الوظيفية من الـ PET أو الـ SPECT، ويُمكن استخدامها في إزالة الأخطاء الموجبة كما سنبين.

٢ - المعلومات من الـ CT يُمكن استخدامها في خوارزمات التصحيح الدقيق للاضمحلال في معلومات الـ PET والـ SPECT لتسمح بكميات أفضل من الحركية في توزيع المعاملات المعينة.

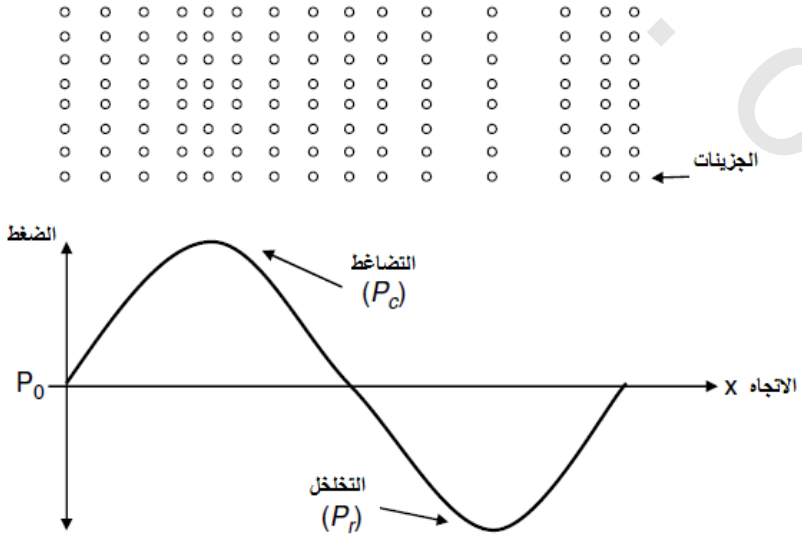
يتم استخدام الـ CT/PET بكثرة على وجه الخصوص في التصوير بمعامل الـ PET الأكثر شيوعاً وهو الـ ^{18}FDG. على الرغم من تراكم الـ FDGفي الأورام، فإنه أيضاً يتوزع في مناطق تحدد بالأنسجة الميتة و/أو الملتهبة،

بالإضافة إلى التوزيع الحيوي في الكثير من الأنسجة الصحيحة. يُمكن للـCT أن يوفر معلومات تشريحية يُمكنها أن تساعد في إزالة هذه الأخطاء الموجبة المقابلة لهذه الحالات.

(١،٥) التصوير بالموجات فوق الصوتية

التصوير فوق الصوتي هو أحد طرق التصوير العلاجية غير المؤينة، وتجرى في الزمن الحقيقي، وقابلة للحركة أو محمولة، وليست غالية الثمن بالمقارنة بالطرق الأخرى. على الرغم من ذلك فإن الصور الناتجة منها تكون صعبة التفسير أو الترجمة وتتطلب خبرة مدربة. بالإضافة لذلك، فإن الأعضاء التي تكون موجودة تحت أو داخل عظام مثل المخ لا يُمكن تصويرها بوضوح. على الرغم من ذلك، فإن فوق الصوتيات تعمل جيداً مع طب التوليد obstetrics(تصوير الجنين) وتحديد كمية الدم المتدفق باستخدام قياسات دوبلر.

التصوير فوق الصوتي العلاجي يستخدم ترددات في المدى 1-15MHz. على العكس من أشعة إكس، فإن انتشار الموجات الميكانيكية يتطلب وسطاً مادياً لنقل هذه الموجات. فوق الصوتيات عبارة عن موجات تضاغطية جيبية تسبب إزاحة للجزيئات من مواضع اتزانها. يُمكن استخدام تمثيلا أُحادي البعد لتبسيط هذا الوصف. الشكل رقم (١،٩) يبين طولاً موجياً واحداً لموجة تضاغط جيبية تنتشر في الاتجاه x. يتردد الضغط بين قيمة عُظمى (تضاغطية Pc) وقيمة صغرى (تخلخلية Pr) حول قيمة ضغطية متزنة أو محيطة، وذلك في أثناء حركة الموجة في الوسط. في الوسط نفسه، تتحرك الجزيئات لتصبح قريبة من بعضها نتيجة التضاغط، وتنتشر بعيداً عن بعضها نتيجة التخلخل. يعتمد انتشار الموجة أيضاً على عوامل أخرى، مثل الكثافة، وإزاحة الجزيئات، ودرجة الحرارة، والاضمحلال، ومتغيرات أخرى سيتم تغطيتها في هذا الجزء.



الشكل رقم (١،٩) شكل توضيحي لحركة الجزيئات داخل النسيج نتيجة حركة موجة فوق صوتية.

عند انتقال الموجات الصوتية في وسط سائل فإنها تسبب تغيرات دورية في الكثافة، والضغط، ودرجة الحرارة كدالة في الزمن. السرعة التي تنتقل بها الموجة في مادة معينة تُعطى بالعلاقة $c=f\lambda$، حيث cهي سرعة الصوت (بالمتر على الثانية) في الوسط، و λهي الطول الموجي بالمتر و fهي التردد بالهرتز (Hz). بالنسبة للماء عند درجة حرارة 20^oC تكون سرعة الصوت ١٤٨١ متر/ثانية. سرعة الصوت في الأوساط الأخرى تتراوح من ١٤٥٠ حتى ١٤٨٠متر/ثانية كما هو مبين في الجدول رقم (١.١). التغيرات الصغيرة نسبياً بين هذه القيم المختلفة تكون نتيجة الفروق في التركيب النوعي للنسيج، مثل النسبة المئوية للبروتين، والكولاجين، والدهون، والماء. على العكس من ذلك، فإن العظام تكون لها أكبر سرعة للصوت. العلاقة بين الكثافة وسرعة الصوت في السوائل تُعطى كما يلي:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}}$$ المعادلة رقم (١.٦)

حيث ρهي الكثافة بالكيلوجرام على المتر المكعب، و Bهي معامل الكتلة بالباسكال ($Pa, Pascals\ or\ N/m^2$).

الجدول رقم (١.١) الخواص الصوتية للأنسجة البيولوجية والمواد عند درجة حرارة $20\text{-}25^oC$.

المعاوقة المميزة $zx10^6(kg/[m^2s]$	سرعة الصوت(متر/الثانية)	
0.0004	330	**الهواء**
1.61	1550	**الدم**
7.8	3500	**العظام**
1.38	1450	**الدهون**
1.58	1540	**المخ**
1.7	1580	**العضلات**
1.65	1570	**الكبد**
1.62	1560	**الكلة**

تصف معادلة الموجة الانتشار الموجي في الوسط غير الاضمحلالي أو غير الفاقد lossless، ولقد تم استنتاجها من معادلات الحالة والحركة ومعادلة الاستمرارية. التغيرات في الكثافة المتعلقة بالتغيرات في الضغط تم وصفها بمعادلة الحالة equation of state. تعتمد معادلة الاستمرارية على حفظ الكتلة، وهي تصف حركة الجزيئات التي ينتج عنها تغير في الكثافة. التغيرات في الضغط تتعلق بتغيرات الإزاحة الجزيئية من خلال معادلة الحركة أو قانون نيوتن

obeikandl.com

للحركة. بالإضافة لذلك، فإن الكثافة، والضغط، ودرجة الحرارة لأي وسط تتغير دورياً عند تمرير موجة صوتية خلال السائل؛ وبالتالي فإنها تؤثر على سرعة الصوت. بربط معادلات الاستمرارية والحركة نحصل على معادلة الموجة أحادية البعد والخطية وغير الاضمحلالية كالتالي:

$$\frac{\partial^2 P}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2}\frac{\partial^2 P}{\partial t^2}$$ المعادلة رقم (١,٧)

إن معادلة الموجة توضح العلاقة المباشرة بين الموجة الضغطية كدالة في الفراغ (المسافة المقطوعة) والزمن. المعاوقة المميزة Z لأي مادة تُعطى بالعلاقة:

$$Z=\rho c$$ المعادلة رقم (١,٨)

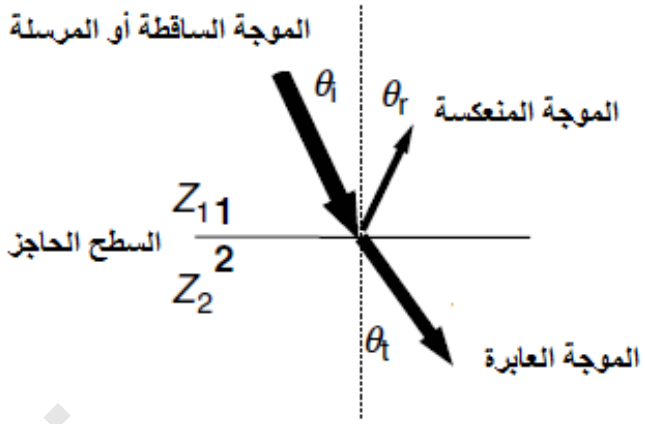
حيث تكون وحدات المعاوقة Zهي$kg/(m^2s)$. الجدول رقم (١,١) يبين المعاوقة المميزة للهواء، والدم، وبعض الأنسجة المختارة.

إن المعاوقة الصوتية تعني مقاومة لانتشار الموجة فوق الصوتية. مع انتقال الموجة خلال الطبقات المختلفة للنسيج، فإنها تُعاني من مقاومات صوتية نوعية مختلفة؛ ولذلك فإن جزء معين من كثافة الموجة يتم إرساله والباقي منها ينعكس عند سطح المواجهة بين الأنسجة المختلفة. الشكل رقم (١,١٠) يبين موجة فوق صوتية تنتقل خلال وسط بمعاوقة صوتية Z_1 إلى وسط آخر بمعاوقة Z2. معامل انعكاس الضغط R_p، ومعامل الانعكاس العابرtransmission reflection coefficient، T_p، كل منهما يُعطى بالعلاقة التالية:

$$T_p = \frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z2cos\theta_i}{Z2cos\theta_i + Z1cos\theta_t}$$ المعادلة رقم (١,٩)

حيث P_r و P_i هما الضغط المنعكس والضغط الساقط أو المرسل على التوالي. تبين المعادلة رقم (١,٩) أن الموجة المنعكسة ستخضع لانعكاس طوري مقداره 180^o بالنسبة للموجة المرسلة إذا كانت الموجة تنتقل من وسط ذي معاوقة صوتية أقل إلى وسط آخر ذي معاوقة صوتية أعلى، أي عندما تكون $Z_1<Z_2$. قانون سنيل Snell's law يحكم علاقة الموجة المنعكسة عند الوسط الحاجز بين السوائل:

obeikandl.com



الشكل رقم (١،١٠) سلوك شعاع فوق صوتي ساقط أو مرسل على السطح الفاصل بين نسيجين بمعاوقة صوتية Z1 و Z2.

المعادلة رقم (١.١٠) $$\frac{sin\theta_i}{sin\theta_t} = \frac{C_1}{C_2}$$

حيث c_1 و c_2 تمثل سرعة الصوت في السائل ١ والسائل ٢ على التوالي.في حالة التقاء نسيج مع هواء، فإن معظم الطاقة فوق الصوتية يتم انعكاسها (Rp=-0.99)، وهذا يدلل لنا كيف أن تصوير الرئتين يكون صعباً نتيجة انعكاس معظم الطاقة عند الأسطح الفاصلة للرئة.

يكون اضمحلال الموجة فوق الصوتية مع مرورها خلال الجسم من تأثيرين: الامتصاص والتشتت. إن الفقد نتيجة الامتصاص يتكون من فقد نتيجة اللزوجة، والاتصال الحراري، وعمليات الاسترخاء، بينما يحدث التشتت عندما تنكسر الطاقة الصوتية الساقطة أو يعاد توجيهها من مسار انتشارها الطبيعي. مع العلم أن الموجات الصوتية في أي وسط تسبب تمدداً وتخلخلاً كما في الشكل رقم (١.١٠)، فإننا نلاحظ أن السوائل تبدي مقاومة لعملية التشويه والتي تعرف بأنها اللزوجة η. لذلك؛ فإن الحركة النسبية بين الأجزاء المتجاورة للوسط نتيجة التمدد والتضاغط تؤدي إلى فقد لزوجي أو فقد احتكاكي. ينتج الفقد الحراري نتيجة التوصيل الحراري بين مناطق التضاغط التي تكون مرتفعة الحرارة ومناطق التخلخل التي تقل حرارتها. بأخذ كل الفقد الحراري والفقد اللزوجي خلال الوسط في الحسبان نحصل على ما يُسمى بمعامل الامتصاص الكلاسيكي. يقصد بالتراخي ديناميكية اضطراب هيكل السائل نتيجة انتشار الموجة، وتتميز الآليات المختلفة للتراخي بأزمنة تراخي مختلفة. كمثال على كيفية اضمحلال الموجة ومعنى زمن التراخي يُمكن إظهاره عندما يكون الزمن الدوري للموجة الصوتية أكبر من الزمن اللازم لتحويل جزء من طاقة الانضغاط لسائل إلى طاقة داخلية في صورة اهتزازات للجزيئات. أثناء دورة التمدد، بعض من هذه الطاقة سيتأخر في عملية التراخي، مما ينتج عنه وجود قابلية لتوازن ضغطي وبالتالي اضمحلال في الموجة.

obeikandi.com

عندما تتعرض الموجة الصوتية لعقبة أو مانع صغير (صغير بالنسبة لطول الموجة الصوتية)، فإن جزءاً من هذه الموجة سيتشتت.يُمكن تعريف التشتت على أنه تغير في المقدار، والتردد، وسرعة الطور، أو اتجاه الانتشار كنتيجة للعائق أو عدم الانتظام في أبعاد الوسط. هناك اختلافات في السلوك يُمكن رؤيتها للأحجام المشتتة تتكون إما من مشتت أحادي وإما من توزيع إحصائي من المشتتات. إن درجة التشتت واتجاهه تتأثر بالخواص الطبيعية للمشتت، مثل كثافته، وانضغاطه، وخشونته، وخاصية توصيله الحراري.

(١،٥،٢) مبدلات الطاقة وخواص الشعاع

عندما تتعرض بللورة مستقطبة أو مادة سيراميكية لإجهاد ميكانيكي، فإنها تنتج جهد كهربي. والعكس صحيح أيضاً، بحيث أن تطبيق جهد متردد على هذه المواد يتسبب في اهتزاز هذه المواد؛ ومن ثم تنتُج عنها موجة تضاغطية في الوسط المحيط مباشرة بهذه المادة. تعرف هذه الظاهرة بظاهرة أو التأثير الكهروانضغاطي أو الكهروإجهادي، وهي تمثل أساسيات عمل المحولات فوق الصوتية. في العادة تصنع هذه الحساسات فوق الصوتية من مواد سيراميكية مستقطبة عازلة كهربيا مثل الـ lead zirconate titanate, PZT. التردد الرنينيf$_o$ لهذه الحساسات يُعطى بالعلاقة التالية:

$$f_o = \frac{C_{crystal}}{2t}$$ المعادلة رقم (١.١١)

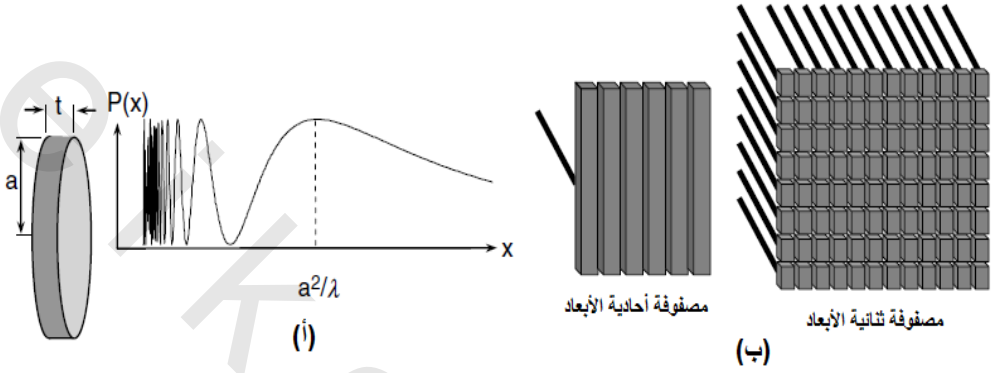
حيث $C_{crystal}$ هي سرعة الصوت في السيراميك الكهروانضغاطي (=4000m/s for PZT) و tهي سمك السيراميك كما في الشكل رقم (١.١١). في العادة يتم تشكيل هذا السيراميك في صورة قرص يتم تشغيله كهربيا عن طريق إلكترودات مغطاة بالفضة ملحقة بالسطحين المتقابلين من القرص. عند تطبيق جهد ترددي جيبي بتردد f_o يهتز القرص منتجا موجة تضاغطية بتردد f_o. حيث إن التحددية المساحية في الاتجاه المحوري تتناسب مع طول النبضة في النسيج، فإن الحساس أو المحول يضمحل ديناميكيا لينتج نبضة طاقة قصيرة.

إن الإشعاع أو المجال المساحي الناتج من المكبس الدائري يكون عبارة عن نموذج معقد ثلاثي الأبعاد كما في الشكل رقم (١.١١). بالقرب من سطح المحول أو الحساس، يتردد المجال الضغطي بين تتابعات من نقاط للقيم العُظمى والقيم الدنيا. التردد الأخير والمعروف بالتردد المحوري الأخير يكون عند مسافة تُعطى بالعلاقة التالية:

$$last\ axial\ maximum \cong \frac{a^2}{\lambda}$$ المعادلة رقم (١.١٢)

بالنسبة للمكبس المُسطح، فإن هذا الموضع يكون هو السطح الفاصل بين المجال القريب near field, "Fresnel zone" والمجال البعيد far field "Fraunhofer zone" للحساس أو المحول الصوتي. فيما بعد المجال البعيد، يبدأ المجال في الحيود

أو الاتساع بزاوية مقدارها $\theta=\sin^{-1}(0.61\lambda/a)$. كما في حالة هوائي الراديو المشع، فإن نموذج المجال غير المحوري تكون به أيضاً تتابعات من فصوص المجال الضغطي والمناطق الخالية nulls وغير الموضحة في الشكل. المنطقة الخالية بين الفص الأساسي وأول فص جانبي تكون عند زاوية مقدارها $\theta=\sin^{-1}(0.61\lambda/a)$.



الشكل رقم (١،١١) (أ) رسم توضيحي للموجة الضغطية الناتجة من حساس فوق صوتي في صورة قرص مسطح من عنصر واحد كدالة في المسافة. (ب) رسم تخطيطي لمصفوفات من العناصر أحادية وثنائية الأبعاد.

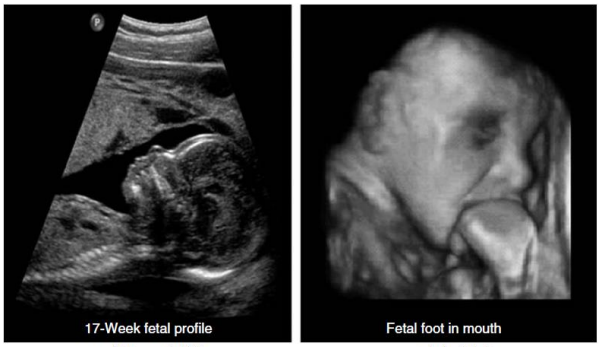
إن تكوين الصورة (انظر الجزء التالي) باستخدام حساس من عنصر أحادي يتطلب الحركة الميكانيكية على المنطقة المهمة المراد تصويرها. معظم الحساسات المستخدمة في الأغراض العلاجية تكون عبارة عن حساسات مصفوفية، بمعنى أنها تتكون من عدد كبير من العناصر الصغيرة، التي يتم تشغيل كل منها مستقلا، وهذه المصفوفات من الممكن أن تكون أحادية أو ثنائية الأبعاد كما في الشكل رقم (١،١١).

(١،٥،٣) اكتساب الصور وعرضها

صدى النبضة فوق الصوتية الممثل في خط أحادي يُسمى خطوط النسق أو الشكل A (A mode lines). بمعرفة سرعة الصوت في النسيج، وزمن التأخير بين إرسال الإشارة واستقبالها يتم تحديد العمق الذي سيتم عنده انعكاس أو تشتت الإشارة. يُمكن للشعاع أن يجتاح أو يخترق منطقة الاهتمام عن طريق تغيير عدد مرات التغذية أو الإثارة للعناصر المختلفة في مصفوفة الحساس لتكون ما يُسمى بصور الشكل أو النسق B (Brightness, B mode). على الرغم من أن أنظمة المصفوفات تكون معقدة كهربيا، فإن مميزاتها الجوهرية تتمثل في سهولة المركزة واكتساب الصور المتعددة الأبعاد. يُمكن استخدام صور النسق B لفحص الأعضاء الثابتة مثل الكلى، والثدي، والكبد، أو الأهداف المتحركة مثل القلب النابض، أو الدم المتدفق في الشريان السباتي. يتم تصميم المصفوفات الخطية للاستخدام في

التصوير العادي العالي التحديدية للهياكل العضلية أو ظواهر الأوعية السطحية، ويُمكن استخدامه أيضاً في المسح المركب (SonoCT) وتحديد سرعة الدم بالدوبلر. يُمكن للمصفوفات الثنائية البعد أن تحتوي على حتى ٢٤٠٠ عنصر بحيث يُمكنها أن تعطي صورا للتطبيقات القلبية. تكمن أهمية المصفوفات في أنها يُمكن استخدامها للتركيز على هدف معين أو عضو معين داخل الجسم عن طريق تغيير الإشارات المرسلة والمستقبلة (زوايا الطور) إلى هذه العناصر. يُمكن اكتساب الصور الحجمية الثلاثية الأبعاد عن طريق المسح الميكاميكي لحساس مصفوفة طور عمودي على مستوى مسح النسق B. الشكل رقم (١.١٢) يبين صورة عادية ثنائية الأبعاد لجنين بالمقارنة مع صورة حجمية ثلاثية الأبعاد لجنين.

في العادة، تحتوي صور الموجات فوق الصوتية على زيادات أو إضافات يُمكن أن يساء فهمها أو يُمكن أن يتم تعريفها خطأ إلا إذا كان المستخدم أو قارىء هذه الصور هو شخص مدرب أو ماهر، وفي الحقيقة فإن هذه الزيادات تحتوي على معلومات مهمة إذا تم فهمها جيداً من أمثلة هذه الإضافات الصدى، والظل الصوتي، والنقط. الصدى هو ظهور خطوط متكررة في الصورة على مسافات متساوية تنتج عن تواجد الحساس قريبا من سطح عاكس قوي. تحدث الظلال الصوتية عندما يتم إرسال واستقبال المجال الصوتي خلال هدف أو عنصر عالي الاضمحلال. يظهر هذا الظل في الصورة على هيئة مساحة مظلمة خلف العنصر أو الهدف محل الاهتمام. ظهور نقط غامقة وأخرى فاتحة في صورة متجانسة مثل الكبد تسمى النقط speckles. يظهر هذا النموذج نتيجة التداخلات البناءة والمدمرة من الموجات كنتيجة للتشتت من أهداف صغيرة.واحد من التطورات الحديثة في التصوير فوق الصوتي هو استخدام المسح المركب (والمعروف بالـ SonoCT) للتغلب على الكثير من الزيادات التصويرية السابقة الموجودة في المسح العادي. في هذا التصوير المركب يتم ضبط الطور في عناصر المصفوفة للحصول على مناظر متعددة للصورة ومستويات من زوايا عديدة. هذه الصور المقطعية يتم تركيبها أو ضمها للحصول على صورة متوسطة من كل هذه الصور.الحصول على هذه الصور المتوسطة من العديد من الصور المقطعية تقلل بدرجة كبيرة من الزيادات مثل النقط، والضوضاء، والظلال، وفي نفس الوقت تُقوي أو تزيد من الصور الحقيقية للأعضاء.



شكل لجنين عمره ١٧ أسبوع (أ) قدم الجنين فى فمه (ب)

الشكل رقم (١،١٢) (أ) صورة ثنائية الأبعاد من النسق B فوق الصوتي لجنين في الرحم (ب) صورة فوق الصوتية ثلاثية البعد.

يُمكن استخدام فوق الصوتيات أيضاً في قياس سرعة الدم باستخدام التأثير الدوبلري المعروف. يتكون نظام الدوبلر للموجة المستمرة CW من مجس يحتوي عنصرين حساسين (واحد للإرسال والآخر للاستقبال) ويتم ضبط الشعاع فوق الصوتي على زاوية θ بالنسبة للوعاء الدموي. التغير في تردد الموجة فوق الصوتية Δf أو كما يطلق عليه الإزاحة الترددية للدوبلر بالمقارنة بتردد الموجة المرسلة ، fi يُعطى بالعلاقة التالية :

$$\Delta f = fi - fr = \frac{2v\cos\theta}{c} fi$$ المعادلة رقم (١،١٣)

حيث cهي سرعة الصوت في الدم، و vهي سرعة تدفق الدم، وfrهي التردد مقاسا عند عنصر الاستقبال. وعلى العكس، فإنه تم استخدام نظام الدوبلر النبضي في قياس سرعة التدفق باستخدام حساس واحد يعمل بنظام صدى النبضة. في هذه الطريقة، يقوم الحساس أو المحول بإرسال نبضة فوق صوتية قصيرة تتشتت من الدم المتحرك، ويتم استقبالها مرة أخرى عن طريق نفس الحساس أو المحول. من مميزات الدوبلر النبضي أن إشارة الصدى النبضي يُمكن ضبطها لاكتساب معلومات التدفق خلال منطقة اهتمام معينة يُمكن تحديدها بأقل قيمة وأكبر قيمة لعمق هذه المنطقة كما يلي :

$$depth_{min} = \frac{c(t_d - t_p)}{2} \quad depth_{max} = \frac{c(t_d + t_g)}{2}$$ المعادلة رقم (١،١٤)

حيث t_p هي الفترة الزمنية بالثواني للنبضة المرسلة، t_d هي زمن التأخير بالثواني بين نهاية النبضة المرسلة وفتح بوابة المستقبل، و t_g هي الزمن بالثواني الذي تكون فيه بوابة الاستقبال مفتوحة لاكتشاف الصدى القادم من الدم المتحرك. عيب واحد في هذا النظام بالمقارنة بدوبلر الموجة المستمرة CW هو وجود حد أعلى لسرعة الدم vmax التي يُمكن قياسها باستخدام هذا النظام والتي تُعطى بالعلاقة التالية :

obeikandl.com

المعادلة رقم $v_{max} = \frac{c^2}{8 f_i depth_{max}}$ (١.١٥)

هذا الحد للسرعة يعتمد على نظرية نيكويست التي تنص على أن معدل أخذ العينات (العينة) يجب أن يكون أعلى من ضعف أعلى تردد موجود في الإشارة.

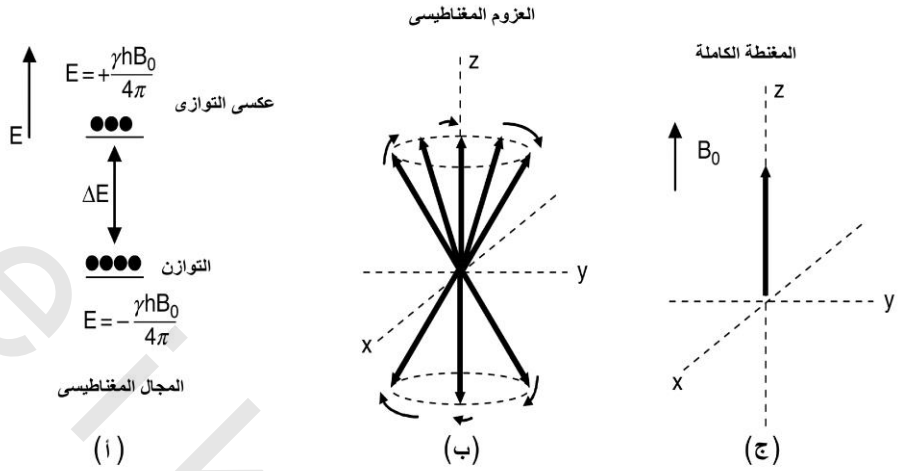
(١،٦) التصوير بالرنين المغناطيسي

التصوير بالرنين المغناطيسي MRI عبارة عن تقنية غير مؤينة لها مقدرة تحديدية مساحية عالية ممتازة (حوالي واحد ميلليمتر). التحديدية الزمنية في هذا النظام تكون أبطأ كثيرا من نظيرتها في فوق الصوتيات أو التصوير المقطعي، حيث يصل زمن المسح إلى العديد من الدقائق. إن تكلفة مسحات الرنين المغناطيسي تكون عالية نسبياً، كما أن المغناطيس الفائق التوصيلية والكبير الحجم يتطلب تثبيتا خاصا في أوساط الاستشفاء. الاستخدام الأساسي والشائع للتصوير بالرنين المغناطيسي يكون في أمراض المخ، وتشوهات العمود الفقري، وتصوير الأوعية الدموية، وتقييم الأداء القلبي، وتشوهات الهيكل العضلي.

(١،٦،١) أساسيات الرنين المغناطيسي

إن المطلوب الأول والأساسي من الرنين المغناطيسي هو إنتاج مجال مغناطيسي متجانس مساحيا وقوي ومستقر زمنيا خلال المريض. أغلب المغناطيسات تستخدم تقنية الموصلات الفائقة التوصيل لإنتاج المجال المغناطيسي. إن الموصل الفائق التوصيل يكون قادرا على حمل تيار كبير؛ مما يكون سببا في تحديد نوع مادة هذه الموصلات لتكون في حدود سبائك معينة وبالذات النيوبيم تيتانيوم niobium titanium، والتي يتم تشكيلها من شعيرات شرائحية متعددة في خلال مصفوفة من النحاس الموصل. يتم احتواء هذه المصفوفة الفائقة التوصيل في وعاء من الصلب الغير قابل للصدأ والتي تحتوي هليوماً سائلاً عند درجة حرارة 4.2K. تتم إحاطة هذا الوعاء بتتابعات من الدروع المشعة والأوعية المفرغة مع غلاف خارجي يحتوي النيتروجين السائل الذي يستخدم لتبريد الغرفة المفرغة من الخارج وكذلك الدروع المشعة. المجالات الأكثر شيوعا في الماسحات العلاجية تكون عبارة عن أنظمة ٣ تسلا 3 tesla، وذلك على الرغم من وجود أنظمة تعمل عند مجالات تصل إلى ٧ تسلا تستخدم فقط في أغراض التجارب والأبحاث.

عند تواجد البروتونات في مجال مغناطيسي خارجي قوي، فإن التفاعل بين عزمها المغناطيسي وهذا المجال المغناطيسي القوي يعني أن هذه البروتونات ستصطف أو تتحازى بطريقتين مختلفتين، تُسمى عادة حالات التوازيparallel والتوازي العكسيanti-parallel، كما في الشكل رقم (١.١٣).عدد البروتونات في كل حالة تُعطى بما يُسمى توزيع بولتزمان Boltzman distribution كما يلي:



الشكل رقم (١٣,١) (أ) إنقسام زييمان Zeeman لمستويات طاقة البروتونات الناتج عن تطبيق المجال المغناطيسي الثابت. (ب) تفاعل العزوم المغناطيسي لكل البروتونات مع المجال المغناطيسي المطبق. (ج) العزوم المغناطيسي الكامل عند الاستقرار والمصطف في اتجاه المجال المغناطيسي.

$$\frac{N_{anti-parallel}}{N_{parallel}} = exp - \left[\frac{\Delta E}{KT}\right] = exp - \left[\frac{\gamma hB_o}{2\pi KT}\right]$$ المعادلة رقم (١,١٦)

حيث B_oهي شدة المجال المغناطيسي، و K هو معامل بولتزمان، و h هو معمل بلانك Planks constant، و ΔEهي الفرق في مجال الطاقة بين الحالتين، T هي درجة الحرارة بالكليلفن Kelvin. يتناسب حجم إشارة الرنين المغناطيسي مع الفرق في التعداد بين مستويي الطاقة:

$$N_{parallel} - N_{anti-parallel} = N_s \frac{\gamma hB_o}{4\pi KT}$$ المعادلة رقم (١,١٧)

حيث N_s هو العدد الكلى للبروتونات في الجسم.بصرف النظر عن المجالات المغناطيسية الكبيرة، فإن المعادلة رقم (١,١٧) توضح أنه عندما يكون المجال المغناطيسي مساوياً لـ ٣ تسلا، فإنه لكل مليون بروتون، فإنه سيكون هناك فرق في عدد بروتونات التشكيل المتوازي والمتوازي العكسي مقداره عشرة بروتونات تقريباً. يجب تطبيق طاقة

كهرومغناطيسية بتردد w لإثارة الانتقال بين مستويات الطاقة، وهذه الطاقة يجب أن تقابل الفرق في الطاقة بين المستويين كما يلي:

$$\frac{hw}{2\pi} = \Delta E = \frac{\gamma h B_o}{2\pi} \rightarrow w = \gamma B_o$$ المعادلة رقم (١.١٨)

بافتراض أن كل عزم مغناطيسي يُمكن تمثيله بمتجه كما في الشكل رقم (١.١٣)، فإن حالة الاتزان تتميز بأن المركبة Z للمغنطة M_z ستكون M_0 (المغنطة الكلية للمريض)، مع كون المركبة المتعامدة Mxy تساوي صفراً بعد تطبيق نبضة تردد راديو فإن المغنطة ستتجه من الاتجاه Z كما في الشكل رقم (١.١٣) إلى المستوى العمودي وتتجه إلى اتجاه المجال المغناطيسي المطبق عند تردد لارمور Larmor الذي يُعطى بالعلاقة $w=\gamma B_o$. بعد التشفير المساحي باستخدام تدرجات المجال المغناطيسي (كما في الجزء القادم)، يتم الكشف عن الإشارة باستخدام حث فراداي Faraday induction باستخدام ملف راديو RF.في العادة يتم استخدام نفس الملف في إرسال إشارة الراديو وأيضاً في الكشف عنها أو استقبالها. هناك أشكال عديدة للملفات، اعتماداً على إذا كان مجال تردد الراديو المنتج يجب أن يكون متجانسا على حجم كبير من جسم المريض، أم على حجم صغير محدد من الجسم المراد فحصه.بما أن قانون فاراداي ينص على أن فرق الجهد يتناسب مع معدل تغير الفيض المغناطيسي المعتمد على الزمن، فإن أي جهد B_o مرتفع سيَعطي ترددا أعلى دقة وبالتالي إشارة أعلى. على العموم، فإن إشارة الرنين المغناطيسي تتناسب مع مربع قيمة المجال B_o مما سيعطي قوة دافعة عالية للمجال المغناطيسي الثابت الدائم الزيادة.

إن امتصاص الطاقة الكهرومغناطيسية عن طريق النظام المغزلي سينتج عنه توزيعا لمستويات التجميع، وهذا التوزيع سيكون توزيعا غير بولتزماني non Boltzman، مكافئا لقيمة عدم الاتزان في المركبات المغناطيسية لل M_z والـ M_{xy}. إن العودة لحالة الاتزان الحراري تكون محكومة بزمنين مختلفين للاسترخاء: الزمن T_1 الذي يحدد عودة المركبة M_z إلى M_0، والزمن T_2 الذي يحدد عودة المركبة M_{xy} للصفر. الأنسجة المختلفة يكون لها قيما متباينة الاختلاف للزمنين T_1 و T_2 كما في الجدول رقم (١.٢)، ويُمكن استغلال هذه الفروق في إحداث تباين أو تضاد في صور الرنين المغناطيسي.

الجدول رقم (١،٢) أزمنة التراخى للأنسجة المختلفة عند 1.5 تسلا

النسيج	الزمن T1 بالميللى ثانية	الزمن T2 بالميللى ثانية
الدهون	260	80
العضلات	870	45
المخ (الحالة الرمادية)	900	100
المخ (الحالة البيضاء)	780	90
الكبد	500	40
السائل النخاعى	2400	160

(١،٦،٢) تدرجات المجال المغناطيسي

لكي يتم عرض البيانات المساحية في إشارة الرنين المغناطيسي؛ ومن ثم يتم تكوين الصورة، فإنه يتم استخدام تدرجات المجال المغناطيسي لجعل تردد سبق البروتون تعتمد على المسافة أو المساحة. هذا الأمر سيحتاج إلى ثلاثة ملفات تدرج لتشفير الأبعاد الثلاثة المساحية داخل الجسم. بما أن المركبة Z فقط للمجال المغناطيسي هي التي تتفاعل مع العزم المغناطيسي للبروتون، فإن التغير المسافي في المركبة Z للمجال المغناطيسيB_Z تكون هي المركبة المهمة. عملية تشكيل أو تكوين الصورة يتم تبسيطها بدرجة كبيرة إذا كانت تدرجات المجال المغناطيسي خطية على مدى المنطقة التي يتم تصويرها، بمعنى:

$$\frac{\partial B_z}{\partial x} = G_z \frac{\partial B_z}{\partial x} = G_x \frac{\partial B_z}{\partial x} = G_y$$ المعادلة رقم (١,١٩)

من المتعارف عليه، وبالنسبة للدراسات البشرية، فإن الاتجاه Z يكون هو المحور من الرأس للقدم، والمحور y هو الاتجاه العمودي عليه (من الظهر للبطن)، بينما يتجه المحور x من الجانب الأيمن للجانب الأيسر.المجال المغناطيسيB_Z الذي سيتم التعامل معه بواسطة كل النويات وبمركبة عامة z سيكون:

$$B_z = B_0 + zG_z$$ المعادلة رقم (١,٢٠)

حيث وحداتG_Zهي التسلا على المتر.ترددات البروتونات المقابلة w_Z كدالة في مكانهم في الاتجاه z تُعطى بالعلاقة التالية:

obeikandi.com

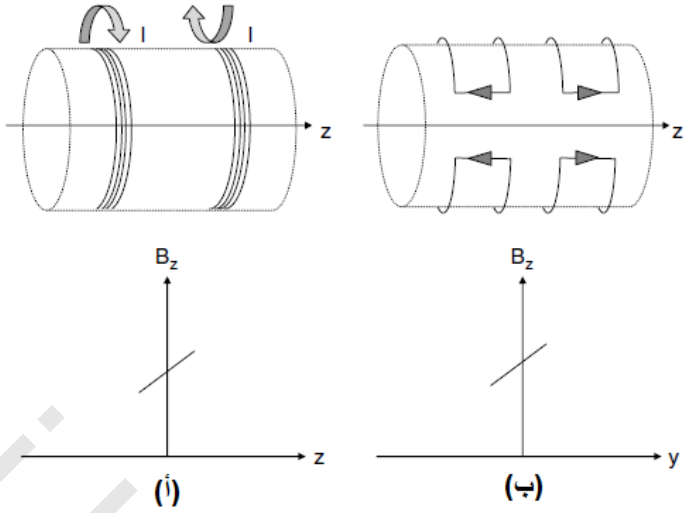
$$w_z = \gamma B_z = \gamma(B_0 + zG_z)$$ المعادلة رقم (١.٢١)

يُمكن الحصول على معادلات مناظرة لاعتماد الترددات الرنينية على المسافة في وجود تدرجات في الاتجاهات x و y. الشروط أو المتطلبات على تصميم ملفات التدرج هي أن تكون هذه التدرجات خطية بقدر الإمكان على المنطقة المراد تصويرها، وأن تكون ذات كفاءة بمعنى أن تنتج أعلى تدرج لكل وحدة تيار، وأن تكون أزمنة التبديل (الفتح والغلق) سريعة لاستخدامها في تتابعات الصور السريعة. يتم استخدام النحاس كموصل في هذه الحالة مع ماء مبرد للتبريد لإزالة الحرارة المتولدة نتيجة هذا التيار.زوج ماكسويل Maxwell pair الموضح في الشكل رقم (١.١٤أ) هو أحد أبسط هذه الأشكال، وهو يتكون من حلقتين منفصلتين من سلك متعدد اللفات، وكل حلقة تحتوي على تيارات متساوية تتدفق في اتجاهات متعاكسة.المجال المغناطيسي الناتج من ملفات التدرج هذه يكون صفراً عند مركز الملف ويعتمد خطياً على الموضع في الاتجاه z على مدى ثلث المسافة الفاصلة بين الحلقتين تقريباً. ملفات التدرج في الاتجاه x و y لا تعتمد على الإطلاق على ملفات التدرج في الاتجاه z. الشكل المعتاد هو استخدام أربعة أقواس من السلك كما في الشكل رقم (١.١٤ب).

عند تبديل التيار (فتح وغلق) بسرعة في ملفات التدرج،يُمكن للتيارات الدوامية أن تنتج في الأسطح الموصلة القريبة، مثل غلاف المغناطيس المشع. مثل هذه التيارات الدوامية تنتج هي الأخرى تدرجات غير مرغوبة من الممكن أن تضمحل ببطء جداً على الرغم من أن التدرجات الأصلية تكون قد تم إغلاقها؛ لذلك فإن كل ملفات التدرج التجارية المستخدمة في التصوير بالرنين المغناطيسي يتم تغليفها بأغلفة نشطة لتقليل تأثير هذه التيارات الدوامية.يستخدم التغليف النشط مجموعة ثانية من الملفات التي توضع خارج ملف التدرج الأصلي، تكون مهمة هذه الملفات تقليل المجالات التدرجية الطفيلية بأقصى ما يُمكن.

(١،٦،٣) تقنيات تصوير فوريير

تتكون عملية اكتساب البيانات المطلوبة لإنتاج صور الرنين المغناطيسي المعروفة من ثلاثة مركبات مستقلة وهي: اختيار الشريحة، وتشفير الطور، وتشفير التردد. إن دمج نبضة اختيار ذات تردد راديو مع تدرج اختيار الشريحة يتسبب في إثارة البروتونات الموجوة داخل شريحة سمكها يعطى بالعلاقة $\Delta w/\gamma G_{slice}$ فقط، حيث Δwهي عرض مجال النبضة الترددي، وأما البروتونات الموجودة خارج هذه الشريحة فلا تتم إثارتها.إن تطبيق تدرج التشفير الطوريG_{phase} لمدة مقدارها τ_{pe} قبل تجميع البيانات سيضفي إزاحة طورية معتمدة على المساحة في الإشارة تُعطى بالعلاقة التالية:



الشكل رقم (١،١٤) (أ) ملفات زوج ماكسويل مستخدمة لإنتاج مجال مغناطيسي خطيفي الاتجاه z. (ب) ملفات جولي من أربع قطع مستخدمة لإنتاج مجال مغناطيسي خطيفي الاتجاه y.

$$\varphi\left(G_y, \tau_{pe}\right) = w_y \tau_{pe} = \gamma G_y y \tau_{pe}$$ المعادلة رقم (١,٢٢)

حيث y تعرف بأنها اتجاه التشفير الطوري.في اثناء اكتساب الإشارة، يولد تدرج التشفير التردديG_{freq} ترددا يتناسب مساحياً مع الإشارة المكتسبة. على العموم، وبإهمال التأثيرات الاسترخائية فإن الإشارة المكتسبة تعطى بالعلاقة التالية :

$$s(G_y, \tau_{pe}, G_x, t) \propto \iint_{slice} \rho(x,y)\, e^{-j\gamma G_x x t} e^{-j\gamma G_y y \tau_{pe}} dxdy$$ المعادلة رقم (١,٢٣)

حيث ρ(x,y)هي كثافة البروتون (بمعنى عدد البروتونات عند موضع معين g(x,y)) و xهي بعد التشفير الترددي. إذا تم تحديد المتغيرين التاليين :

$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} G_x t, k_y = \frac{\gamma}{2\pi} G_y \tau_{pe}$$ المعادلة رقم (١,٢٤)

فإن إشارة الرنين المغناطيسي المكتسبة يُمكن التعبير عنها كما يلي :

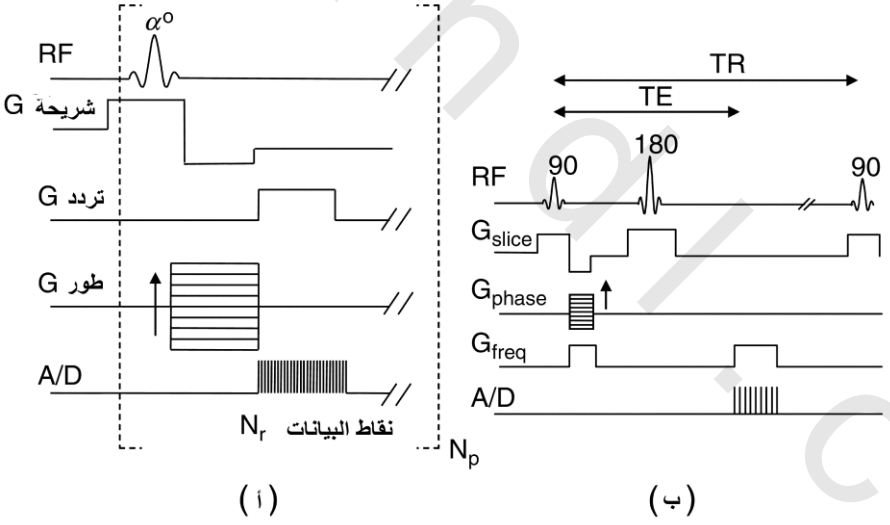
obeikandi.com

$$S(k_x, k_y) \propto \iint_{slice} \rho(x,y)\, e^{-j2\pi k_x x} e^{-j2\pi k_y y} dxdy$$ المعادلة رقم (١,٢٥)

يتم الحصول على تشكيل الصورة عن طريق تنفيذ محول فورير العكسي الثنائي البعد كما يلي:

$$\rho(x,y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} S(k_x, k_y) e^{+j2\pi(k_x x + k_y y)}\, dk_x dk_y$$ المعادلة رقم (١,٢٦)

أشهر تتابعين يتم استخدامهما موضحين في الشكل رقم (١,١٥). يستخدم تتابع الصدى التدرجي في التصوير السريع، بينما يمتلك تتابع الصدى المغزلي حساسية حقيقية أو جوهرية. يتم تكرار كل تتابع صورة عدد N_p من المرات، مع زيادة تدرج التشفير الطوري مع كل تكرار. ينتج عن ذلك اكتساب عدد N_p من الخطوط في الاتجاه k_y وعدد N_r من النقاط في الاتجاه k_x.يُمكن تحديد نوعين من التأخير، ويُمكن تغيرهما عن طريق المشغل كما يلي:



الشكل رقم (١٥,١) (أ) الصدى التدرجي لتتابع الصورة. (ب) الصدى المغزلي لتتابع الصورة.

- الزمن TE وهو زمن الصدى، ويعرف على أنه زمن التأخير بين منتصف نبضة تردد الراديو الابتدائية ومركز زمن اكتساب البيانات.
- الزمن TR، وهو زمن التكرار، ويعرف على أنه الزمن بين التطبيقات المتتالية للتتابع.

obeikandl.com

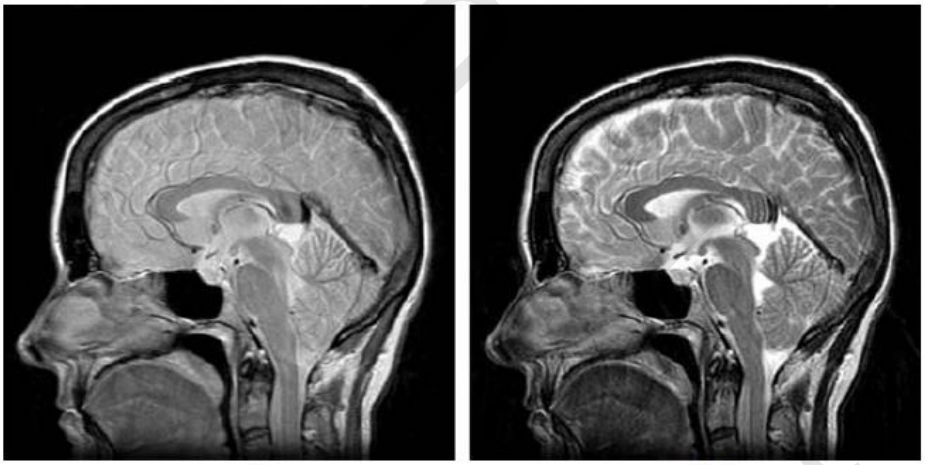
عند أخذ تأثيرات أزمنة التراخيT1 و T2في الاعتبار، يُمكننا أن نوضح أنه في حالة تتابع تدرج الصدى، فإن شدة الصورة I(x,y) ستعطى بالعلاقة التالية:

$$I(x,y) \propto \frac{\rho(x,y)(1-e^{-TR/T1})e^{-TE/T2^{*}}sin\alpha}{1-e^{-TR/T1}cos\alpha}$$ المعادلة رقم (١,٢٧)

حيث $T2^{*}$ هو زمن التراخي من دوران – إلى دوران، متضمنا تأثيرات عدم تجانس المجال المغناطيسي. بالنسبة لتتابع الصورة دوران - إلى الصدى، فإنه يُمكن كتابة التعبير التالي:

$$I(x,y) \propto \rho(x,y)(1-e^{-TR/T1})e^{-TE/T2}$$ المعادلة رقم (١,٢٨)

يُمكن اختيار الأزمنة TR و TEخلال تتابع الصورة لتعطي تباينات مختلفة في الصورة. فمثلاً، الشكل رقم (١,١٦) يوضح تأثير زيادة الزمن TE على مسح بسيط على المخ تم الحصول عليه باستخدام تتابع صدى – الدوران.



(أ) (ب)

الشكل رقم (١،١٦) صورة شريحة خلال المخ البشري (أ) مع وزن أقل للزمن TE و (ب) وزن زائد للزمن TE.

واحد من أهم التطورات التقنية في السنوات القليلة الأخيرة تم اعتباره عن طريق التصوير المتوازي، والتي يتم فيها إجراء درجة من التشفير المساحي عن طريق مصفوفة من ملفات تردد الراديو. باستخدام هذا النوع من التقنية يُمكن تقليل خطوات التشفير الطوري إلى الحد النظري الذي يساوي عدد ملفات تردد الراديو. وبالتالي يتم

تسريع عملية اكتساب البيانات بدرجة كبيرة.معظم الأنظمة التجارية تستخدم هذه التقنية أو هذه المقدرة تحت مسميات أو مختصرات مختلفة، لتعطي معاملات تسريع تصل إلى درجات مختلفة في الأنظمة المتطورة.

(١،٦،٤) التصوير بالرنين المغناطيسي مع معاملات زيادة التباين contrast agents

كما في أنظمة التصوير المختلفة، فإنه يُمكن استخدام معاملات لزيادة تباين صور الرنين المغناطيسي. هناك نوعان شائعان من هذه المعاملات في الرنين المغناطيسي:

١ - معاملات تباين الرنين المغناطيسي "الموجبة": وهذه تعطي شدة أعلى للصورة، وتستخدم بكثافة في تشخيص الأورام وفي تصوير الأوعية بالرنين المغناطيسي. هذه المعاملات لا يتم الكشف عنها ذاتها، على العكس من المستكشفات المستخدمة في الطب النووي، ولكنها تعمل على تقليل قيمة الزمن T1 لبروتونات الماء والتي ترتبط لحظيا، أو تنتشر بالقرب من هذا المعامل. هاتان الآليتان تعرفان بأنهما "الكرة الداخلية inner sphere" و "الكرة الخارجية outer sphere" على التوالي لذلك؛ فإن هذه المعاملات تستخدم بالتضامن مع ما يُسمى بالتتبعات الموزونة أو المقدرة بالزمن T1. من أشهر هذه المعاملات الجادولينيم كيلات gadolinium chelates، حيث إن أيون الـ Gd^{3+} يحتوي على سبعة إلكترونات غير مرتبطة، وهذه تسبب تراخياً بكفاءة عالية للزمن T1 للبروتونات المجاورة في جزيئات الماء. المعامل الشائع الاستخدام هو الـ Gd-DTPA (الاسم التجاريMagnetvist)، و الـ Gd-DTPA-bis (methylamide) (Gd-DTPA-BMA بالاسم التجاريOmniscan).

٢ - معاملات تباين الرنين المغناطيسي "السالبة" والتي تعتمد على جزيئات صغيرة من الحديد عالي المغناطيسية مع أنواع مختلفة من الطلاء والتوزيع الحجمي.الـ Ferridex هو معامل تباين لتصوير الكبد وهو معتمد من هيئة الطعام والدواء الأمريكية، والذي يتكون من جزيئات أكسيد الحديد المتناهي المغناطيسية المغطى بالدكساترين dextran (SPIO)، والتي يتراوح قطرها من ٨٠ حتى ١٠٠ نانومتر. هذه المعاملات تقلل قيمة الزمن T2في بروتونات الماء؛ مما ينتج عنه عدم تجانس في المجال المغناطيسي الموضعي؛ ولذلك تنتج مساحات خالية من التتابعات المقدرة أو الموزونة بالزمن T2. بما أن هذه الجزيئات تتراكم في المناطق الصحية من الأنظمة الغددية (الكبد، البنكرياس، الغدة الليمفاوية، نخاع العظام) فإن المقارنة بين الصور المكتسبة قبل وبعد تعاطي المعامل ستكشف عن المناطق المريضة بدون تغيير في شدة الإشارة.

واحد من آخر التطورات في هذا المجال هو تصميم معاملات التصوير الجزيئية. هذه المعاملات تم استخدامها حتى الآن في دراسات الحيوانات، ولكنها واعدة جداً في المستقبل القريب.يُمكن استخدام معاملات التصوير الجزيئية، مثلاً، للكشف عن وجود أنواع مختلفة من الإنزيمات. يوضح الشكل رقم (١.١٧) واحد من هذه الأمثلة،

والتي يكون فيها معامل التباين (أ) في حالة عدم الفعالية في غياب الإنزيم (حيث إن كل المواضع حول الـ Gd تكون مملوءة).في حالة وجود الإنزيم الخاص (ب)، فإن واحداً من المواضع يصبح فارغاً، وبالتالي يُمكن للماء أن يمر بكرة تراخي داخلية عالية الكفاءة.

الشكل رقم (١،١٧) شكل توضيحى لطريقة عمل معامل التصوير الجزيئي والحساس لوجود الـ .β-galactosidase. يتسبب تنشيط معامل التباين على إحداث شق في الترابطات الكيماوية لحلقة الـ galactopyranose والذي يفتح موضعا للماء للتفاعل مع أيون الـ الجادولينيم المركزي.

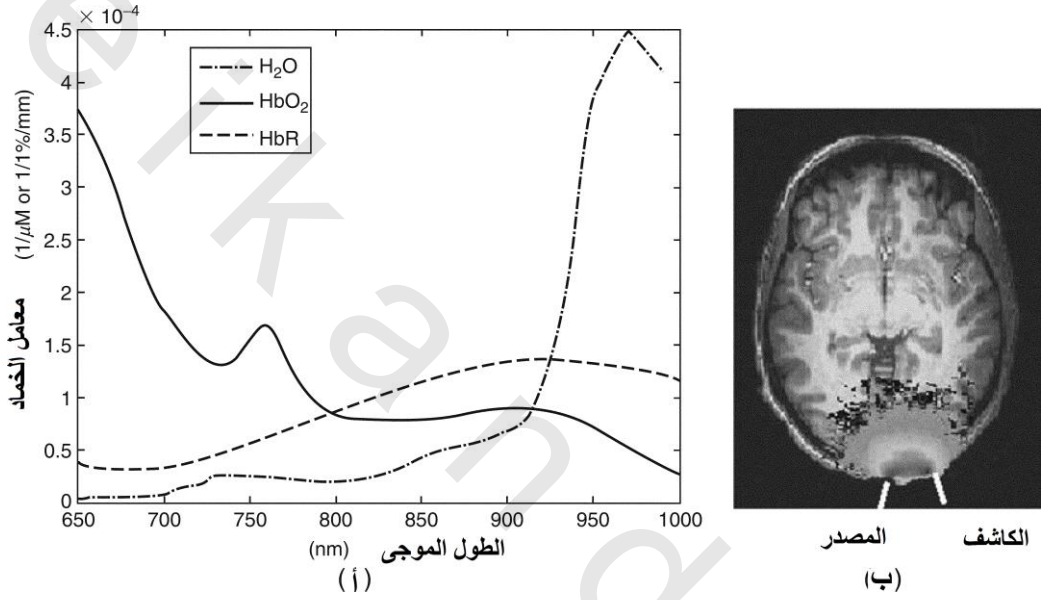
(١،٧) التصوير بالانتشار الضوئي Diffuse

تتميز طرق التصوير بالأشعة القريبة منتحت الحمراءNear infrared NIR بطبيعتها غير التداخلية (مستويات طاقة بالميللي وات)، والخصوصية الكيماوية (القدرة على تحليل تركيزات أكسيد و ديأكسيد الهيموجلوبين)،وتحليلية زمنية جيدة (تقريباً في حدود ١٠ ميللي ثانية لكل عملية قياس). بالإضافة لذلك، فإن أنظمة تصوير الـ NIR تكون نقالة ورخيصة ؛ ولذلك فإنها تكون مناسبة للاستخدام جانب السرير. بصرف النظر عن كون هذا النظام يعتبر تقنية تصوير ناشئة نسبياً، فإنها توجد فعلا في عدد من التطبيقات الحيوية الداخلية (الفيفو)، بما في ذلك تصوير الثديmammography ومراقبة مستوى أكسجين الدم في الزمن الحقيقي للمرضى أثناء إجراء العمليات.

(١،٧،١) الانتشار الضوئي خلال الأنسجة

بالنسبة للتطبيقات الحيوية الطبية، يمتد طيف الأشعة القريبة من تحت الحمراء المهمة لهذا المجال من ٦٥٠ حتى ٩٥٠ نانومتر تقريباً. التركيز المطلق للمحتويات الدموية (مثل أكسي ودأكسيد الهيموجلوبين، والدهون) تعتبر ذات

أهمية عظمى. يتعرض الانتشار الضوئي خلال الأنسجة ليس فقط للامتصاص، ولكن أيضاً لعمليات التشتت. تسمح خواص الامتصاص والتشتت للنسيج خلال النافذة الطيفية لل NIR بمرور كمية من الضوء التي يُمكن قياسها خلال كمية مفيدة إكلينيكيا من النسيج. يزداد امتصاص الهيموجلوبين تحت الطول الموجي ٦٥٠ نانومتر إلى نقطة لن تسمح بمرور كمية من الضوء التي يُمكن قياسها خلال النسيج. فوق الـ ٩٥٠ نانومتر يكون امتصاص الماء بدرجة بحيث سيظهر النسيج مظلماً عملياً، كما هو مبين في الشكل رقم (١.١٨).



الشكل رقم (١.١٨) (أ) معامل الامتصاص للماء، وأكسيد وداكسيد الهيموجلوبين (Hb) في طيف الـ NIR (٦٥٠–١٠٠٠ نانومتر). (ب) الشدة على محور لوغاريتمي لحزمة ضوئية "شكل الموزة" (تردد التعديل ١٥٠ ميجاهرتز) لقناة ضوئية خاصة خلال الرأس البشرية.

عموما تتم نمذجة الانتشار الضوئي في أي وسط بشكل هندسي اختياري باستخدام معادلة بولتزمان للانتقال، والتي تعرف بمعادلة العبور الإشعاعيradiative transfer equation, RTE. على الرغم من أن الـ RTE تهمل الخواص الكهرومغناطيسية لموجية مثل الاستقطاب، والخواص الجزيئية مثل التصادم غير المرن، فإنه عموما يكفي أن نصف تفاعل الفوتونات مع النسيج بغرض التصوير الطبي.يُمكن اختصار العبور الإشعاعيRTE إلى صورة أكثر بساطة تعرف بأنها معادلة الانتشار:

$$\left(\frac{1}{c(r)}\frac{\partial}{\partial t} - \nabla.\frac{1}{3(\mu_a(r)+\mu_s(r)}\nabla + \mu_a(r)\right)\varphi(r,t) = q_0(r,t)$$ المعادلة رقم (١.٢٩)

حيث φ هي الطاقة الإشعاعية، و μ_a هو معامل الامتصاص، و μ_s هو معامل التشتت المخفض، و c هي سرعة الضوء في الوسط، q_0 هو مصدر الضوء النقطي، و t هو الزمن، و r تمثل المكان أو الموضع. النظير المقابل للمعادلة رقم (١,٢٩) في المجال الترددي يعطى بالمعادلة التالية:

$$\left(\frac{jw}{c(r)} - \nabla.\frac{1}{3(\mu_a(r)+\mu_s(r))}\nabla + \mu_a(r)\right)\varphi(r,w) = q_0(r,w)$$ المعادلة رقم (١,٣٠)

يُمكن استخدام هذه المعادلات لنمذجة مسارات هجرة الفوتونات خلال الأنواع المختلفة من الأنسجة. فمثلاً، الشكل رقم (١,١٨) يبين النتائج من المحاكاة باستخدام طريقة مونت كارلو Monte Carlo لمرور الضوء خلال المخ البشري، موضوعاً على مسحة هيكلية باستخدام التصوير بالرنين المغناطيسيMRI.

الحفاظ على الدرجة الأولى من التتابعات الاضطرابية لمعادلة الانتشار يعرف بأنه تقريب بورن Born. إذا كان الهدف هو دراسة تغيرات معامل الامتصاص (مثلاًفي الدراسات الوظيفية للدورة الدموية)، فإن ذلك سيعطي:

$$\delta\varphi(r_s, r_d) = -\int_\Omega \delta\mu_a(r)\varphi_0(r_s, r)G_0(r, r_d)\, d^3r$$ المعادلة رقم (١,٣١)

حيث δφ هي الفرق في الإشعاع من المصدر الضوئي والمقاسة بالكاشف، و $\delta\mu_a$هي التغير في معامل الامتصاص، والتكامل على $\varphi_0(r_s,r)G_0(r,r_d)$ هو حاصل ضرب الإشعاع (مقدرا عند r كاستجابة لمصدر عند r_s) ومعادلة جرين Greens (مقدرة عند r كاستجابة لمصدر موضوعا عند موضع الكشاف r_d). تم تقدير التكامل باستخدام الخواص الضوئية عند حالة الاستقرار (خط القاعدة). المعنى الطبيعي للمعادلة رقم (١,٣١) هو أن التغير في معامل الامتصاص (بافتراض معامل تشتت ومعامل انكسار ثابتين) يتعلق بالتغير في الإشارة الضوئية (الفرق بين الضوء المنبعث والضوء المقاس)، بمعرفة شروط خط القاعدة للوسط.

(١،٧،٢) قياس أكسجين الدم

لكي يتم وضع علاقة بين الامتصاص والتشتت المقاسين للضوء مع وظائف الأعضاء؛ فإن نقطة البداية تكون هي قانون بيير لامبيرت Beer Lambert المعدل:

$$OD = -lin\left(\frac{I}{I_o}\right) = \varepsilon C d\sigma + G$$ المعادلة رقم (١,٣٢)

obeikandi.com

حيث ODهي الكثافة الضوئية، و I_0 و I هما كثافة الضوء الداخل والخارج على التوالي، و εهي معامل الاضمحلال،الذي يعتمد على نوع المواد الماصة والطول الموجي للضوء، و Cهي تركيز المادة الماصة، و dهي المسافة بين المصدر الضوئي والكشاف، و σهي معامل طول الطريق الفرقيdifferential pathlength factor, DPF، والذي يعتمد على الطول الموجي للضوء ونوع النسيج وهو يمثل الزيادة في طول الطريق الفعال للضوء نتيجة التشتت، و G هو معامل يأخذ في الحسبان الفقد نتيجة الشكل الهندسي.يُمكن قياس التغيرات الفسيولوجية عن طريق المعادلة :

$$\Delta_{OD} = -lin\left(\frac{I_{final}}{I_{initial}}\right) = \varepsilon \Delta C d\sigma = \Delta\mu_a d\sigma$$ المعادلة رقم (١,٣٣)

حيث $\Delta\mu_a$هي التغير في معامل الامتصاص.يُمكن إضافة الامتصاص نتيجة المواد الماصة المختلفة. بافتراض الامتصاص نتيجة الأكسيد (HbO_2) و دأكسيد الهيموجلوبين (HbR) عند طول موجي معين λ فإنه يُمكن كتابة المعادلة رقم (١,٣٣) كما يلي :

$$\Delta OD^{\lambda} = \left(\varepsilon^{\lambda}_{HbO_2}\Delta[HbO_2] + \varepsilon^{\lambda}_{HbR}\Delta[HbR]\right)\sigma^{\lambda} d$$ المعادلة رقم (١,٣٤)

في المعادلة رقم (١,٣٤)، d يتم تحديدها عن طريق الشكل الهندسي للمجس الضوئي، و $\varepsilon^{\lambda}_{HbO_2}$ و $\varepsilon^{\lambda}_{HbR}$ و σ^{λ} يتم تحديدها عن طريق الخواص الضوئية للنسيج والطول الموجي للضوء. الكميات ε, σ, λ و d تكون كلها ثابتة لنفس النظام. لذلك يوجد متغيران اثنان فقط وهما $\Delta[HbO_2]$ و $\Delta[HbR]$ واللذان يُمكن تحديدهما عن طريق أخذ القياسات عند طولين موجيين مختلفين كما يلي :

$$\Delta[HbR] = \frac{\varepsilon^{\lambda 2}_{HbO_2}\Delta\mu_a^{\lambda 1} - \varepsilon^{\lambda 1}_{HbO_2}\Delta\mu_a^{\lambda 2}}{\left(\varepsilon^{\lambda 1}_{HbR}\varepsilon^{\lambda 2}_{HbO_2} - \varepsilon^{\lambda 2}_{HbR}\varepsilon^{\lambda 1}_{HbO_2}\right)}$$

المعادلة رقم (١,٣٥)

$$\Delta[HbO_2] = \frac{\varepsilon^{\lambda 1}_{HbR}\Delta\mu_a^{\lambda 2} - \varepsilon^{\lambda 2}_{HbR}\Delta\mu_a^{\lambda 1}}{\left(\varepsilon^{\lambda 1}_{HbR}\varepsilon^{\lambda 2}_{HbO_2} - \varepsilon^{\lambda 2}_{HbR}\varepsilon^{\lambda 1}_{HbO_2}\right)}$$

حيث $\Delta\mu_a^{\lambda}$هي التغير في معامل الامتصاص عند الطول الموجيλ.بدلالة المعاملات الفسيولوجية المهمة الأخرى، فإن مجموع $\Delta[HbO_2]$ و $\Delta[HbR]$ يمثل التغير في التركيز الكُلي للهيموجلوبين $\Delta[HbT]$، والذي يتناسب مع التغير في

الحجم الموضعي للدم الدماغي (ΔrCBV). بالإضافة لذلك، فإن نسبة $\Delta[HbO_2]$ إلى $\Delta[HbT]$ أو $\Delta[HbR]$ تكون مؤشرا جيدا على مستوى أكسجة النسيج.

(١،٧،٣) تشكيل الصورة

إذا تم استخدام عدد قليل جداً من المصادر الضوئية والكشافات، فإنه سيتم الحصول على تحديد موضعي محدود جداً للإشارة.يُمكن للأنظمة أن تستخدم عشرات من المصادر والكشافات في الأنظمة المطورة. حتى مع هذا العدد الكبير من المصادر والكشافات، فإن عملية تشكيل الصورة بمقدرة تحديدية مساحية معقولة تعتبر تحديا كبيرا؛ لأن المشكلة تكون غير محددة رياضيا، وتتطلب معاملات رياضية معقدة استنتاج أو توقع الإشارات الضوئية بناء على معرفة المصادر الضوئية والكشافات (مثل مواضعهم وأحجامهم واتجاهاتهم..إلخ) والخواص الضوئية للوسط (مثل معاملات الامتصاص والتشتت) تعرف بأنها المشكلة الأمامية forward problem. إن عملية تشكيل الخواص الضوئية للوسط، بناء على معرفة المعاملات ذات الصلة للمصادر الضوئية والكشافات، بالإضافة للإشارات الضوئية المقاسة يطلق عليها بالتالي المشكلة العكسية inverse problem.

كمثال على ذلك، افترض أن أحدهم يقيس التغير في معامل الامتصاص المصاحب للنشاط الوظيفي للمخ.في هذه الحالة يتم تسجيل الإشارة الضوئية المقاسة كدالة في الزمن لكل ثنائي من المصادر والكشافات، أو بمعنى آخر لكل قناة ضوئية. تتابعات البيانات الزمنية التي تم اكتسابها لكل قناة ضوئية تعرف بالقياس. وعلى ذلك، فإنه لعدد m من القياسات في مجال رؤية field of view, FOV محدد بعدد n من الفوكسيل voxel، فإنه يُمكن وضع علاقة لمشكلة تشكيل الصورة في صورة مصفوفة عامة كما يلي:

$$AX=b \qquad \text{المعادلة رقم (١،٣٦)}$$

تعرف مصفوفة المعاملات التي أبعادها mxn بأنها مصفوفة جاكوبيان Jacobian حيث:

$$a_{ij} = -\varphi_0(r_s, r)G_0(r, r_d)\Delta V \qquad \text{المعادلة رقم (١،٣٧)}$$

القياسات b يتم تمثيلها بمتجه بعده mx1، ويُسمى متجه القياس حيث:

$$b_i = \Delta\varphi(r_{s,i}, r_{d,i}) \qquad \text{المعادلة رقم (١،٣٨)}$$

obeikandl.com

بعد متجه الحل Xهو 1xnيحتوي كل فوكسلات الصورة، حيث:

$$x_j = \Delta\mu_a(r_j)$$ المعادلة رقم (١,٣٩)

إذا كانت المصفوفة A أحادية singular أو قريبة من الأحادية، فإن المصفوفة في هذه الحالة لن تكون قابلة للانعكاس.أيضاً إذا كانت المصفوفة A غير مربعة (m≠n)، فإن الانعكاس المباشر لها يكون غير جيد التحديد.في كل من هاتين الحالتين،يُمكن استخدام التحليل أحادي القيمة singular value decomposition SVD لحل المعادلات الخطية. إن هذا سيعطي مصفوفة غير سالبة قطرية Sومصفوفتين وحدويتين unitary، وهما المصفوفتان U و V بحيث يُمكن كتابة المصفوفة A على الصورة التالية:

$$A=USV^T$$ المعادلة رقم (١,٤٠)

وفي هذه الحالة سيكون الحل على الصورة:

$$X=VS^{-1}U^Tb$$ المعادلة رقم (١,٤١)

حيث إن المصفوفة S مصفوفة قطرية، فإن عكسها يكون سهلا.في هذه الحالة تكون عملية عكس المصفوفة A الصعبة في الأصل قد تمت عن طريق عمليات ضرب مصفوفات لقد تم تطوير طريقة الـ SVD للتعامل مع مشاكل عدم الاستقرار نتيجة القيم الأحادية، والتي تكون سبباً في تكبير أو تضخيم الضوضاء.

عملية الإسقاط العكسي backprojection تعتبر طريقة بديلة. عملية الإسقاط العكسي لا تعتمد على أي نموذج لهجرة الفوتونات لحل المشكلة الأمامية. هذا على الرغم من أن التصوير المقطعي بالانتشار الضوئي diffuse optical tomography DOT يختلف عن التصوير المقطعي بالحاسب في أن النسيج يكون مشتت عالي للأشعة القريبة من تحت الحمراء NIR، وأن بساطة خوارزميات الإسقاط العكسي قد اكتسبت بعض المستخدمين في الـ DOT، بافتراض أن عمق النشاط الفسيولوجي يُمكن افتراضه أو إهماله.يُمكن أيضاً استخدام عدد من تقنيات التشكيل التكرارية لتشكيل الصورة، على الأخص تقنية التشكيل التكراري المتزامن simultaneous iterative reconstruction

technique, SIRT والتي صممت للتغلب على مشكلة تشكيل الصور الضوضائية والمماثلة للعديد من تقنيات التشكيل الجبري لقد تم استخدام طرق الأمثلة الغير خطية، مثل طريقة الانحدارات المتقارنة، بكثافة أيضاً.

بالإضافة للتقنيات الحسابية السابقة، فإن تطبيق المعرفة الفسيولوجية والمساحية المسبقة لتحديد فضاء الحل تعتبر تقنية أخرى ذات أهمية تساعد بدرجة كبيرة في حل مثل هذه المشاكل العكسية التي تكون غير محددة.فمثلاً يُمكن استخدام التصوير بالرنين المغناطيسي للحصول على معلومات هيكلية في حل المشكلة الأمامية، وهذا يعتبر حافزا مهما في تطوير تقنيات التصوير المتعددة الأنماط.

(١،٧،٤) تقنيات القياس

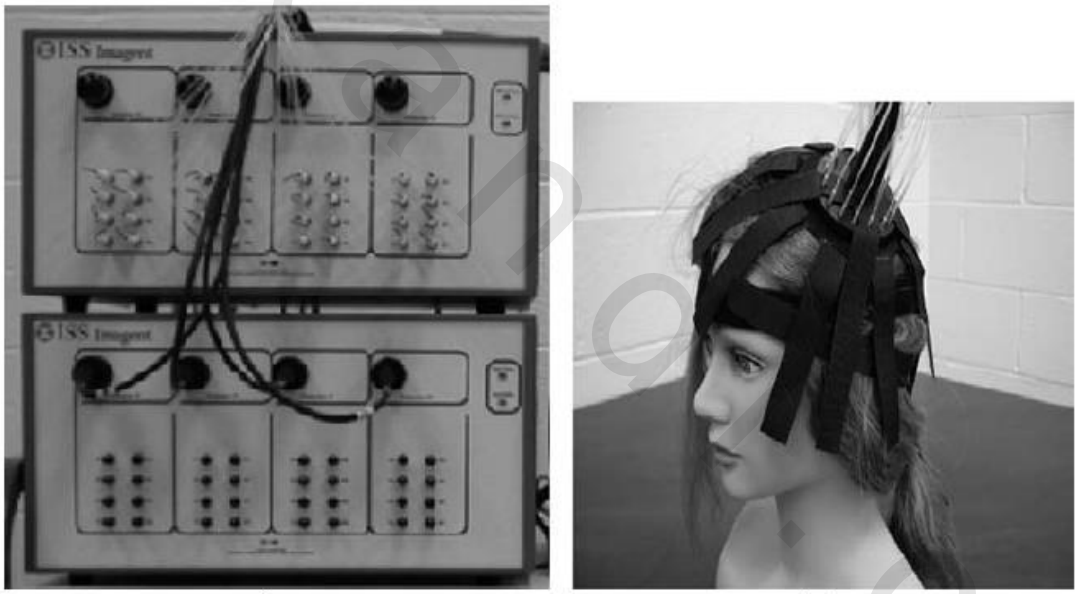
يتكون نظام الأشعة القريبة من تحت الحمراء NIR من ثلاث وحدات أساسية: المصدر الضوئي، وكاشف الفوتونات، ونظام اكتساب المعلومات. تكون في العادة دايودات الليزر Laser diodes, LD والدايودات الباعثة للضوء Light emitting diodes, LEDهي الاختيار الأمثل للمصادر الضوئية في الأنظمة الحديثة. تتميز الـ LEDs بالشدة، والاتجاهية، والعرض المجالي الترددي. ومع ذلك، فإن الـ LEDs لها بعض الخواص الجاذبة، مثل البساطة في الاستخدام، والاستهلاك الأقل للطاقة، والخطورة الأقل على العين.هناك بعض المرونة إلى حد ما في اختيار الكشافات: الـ PMTs، والدايودات الانهيارية، والدايودات الضوئية photodiodes، ونبائط ازدواج أو ربط الشحنة charge coupled devices CCD كلها كاشفات يُمكن استخدامها كل من هذه الكاشفات له المميزات والخواص الخاصة به.اختيار أي واحد من هذه الكاشفات مثل الكاشفات الضوئية يعتمد على نوع التطبيق وبعض الأهداف التصميمية المحددة.في أغلب التصميمات،يتم ربط المصادر الضوئية (وبالذات في حالة استخدام الـ LEDs) والكاشفات الضوئية على سطح المريض عن طريق الألياف الضوئية. يجب أن نلاحظ أنه في بعض التصميمات يُمكن ربط المصادر والكاشفات (مثلاًالـ LEDs والدايودات الضوئية) على السطح مباشرة.تكون مكونات اكتساب البيانات عادة جزء من الحاسب، حيث تتم معالجة البيانات وتكوين الصورة. على الرغم من ذلك، فإنه ليست كل الأنظمة تكون موصلة على حاسب شخصي وبالذات الأنظمة المدمجة وعالية التنقل.

هناك ثلاثة أنماط لاكتساب البيانات: الـ CW، والنطاق الترددي، والنطاق الزمني.في حالة الـ CW تكون في العادة شدة الضوء المنبعث من المصدر الضوئي معدلة المقدار عند ترددات منخفضة جداً (حوالي ١ -١٠ هرتز) بحيث يُمكن تمييز المصادر الضوئية وقتيا.في طرق النطاق الزمني يتم تعديل المصدر الضوئي مقداريا عند تردد عالٍ جداً، حوالي ١٠٠ حتى ٥٠٠ ميجاهرتز، باستخدام دالة جيبية كما يلي:

$$S=I_0+I(w)\sin(wt+\theta(w))$$ المعادلة رقم (١,٤٢)

obeikandl.com

حيث S هي شدة الضوء، و I_0 تعرف بأنها مركبة التيار الثابت DC، و Iهي مركبة التيار المتردد AC، و θ هي زاوية الطور. الضوء الذي يتم كشفه يتم تحويله إلى إشارة كهربية عن طريق الكاشفات الضوئية، ويتم تحليله إلى بعض الإشارات الجيبية AC و DC والطور. الإشارات الـ AC والـ DC يتم تحديدها أساسا عن طريق معامل الامتصاص، بينما تكون زاوية الطور أكثر حساسية لمعامل التشتت. كل من إشارات الـ AC والطور تكون دالة في تردد التعديل.من الجدير ملاحظة أن إشارة الـ DC تكون أساسا مكافئة للإشارة المقاسة بطريقة الـ CW. بهذا المعنى، فإن طريقة النطاق الترددي تحقق معلومات أكثر من طريقة الـ CW. وعلى الرغم من ذلك فإن نسبة الإشارة للضوضاء المقاسة في هذه الطريقة تكون أقل من نظيرتها في حالة الـ CW. كمثال على ذلك انظر إلى النظام الموضح في الشكل رقم (١.١٩) مثل هذه النوع من التجهيزات يستخدم عادة في دراسة نشاط المخ، بالترابط مع مجس متعدد الحساسات كما هو موضح في نفس الشكل.



(أ) (ب)

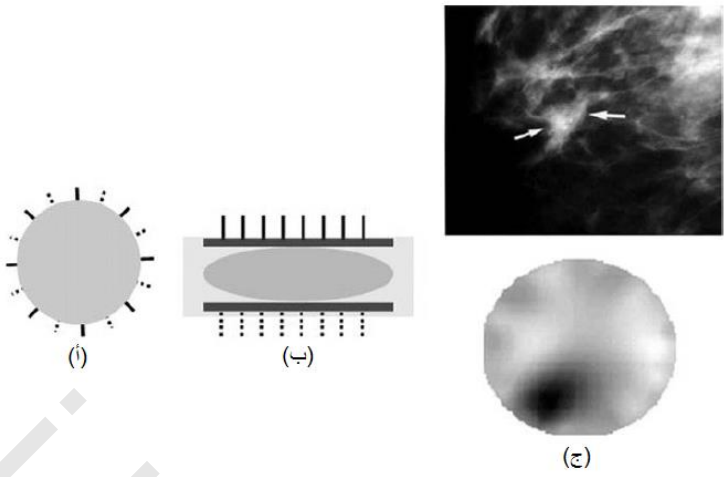
الشكل رقم (١،١٩) (أ) مثال على نظام النطاق الترددى الـ DOT (ب) مجس ضوئى حزامى لدراسة المؤثرات القشرة الدماغية.

في طرق النطاق الزمني، يتم إرسال نبضة قصيرة جداً حوالي50ps عن طريق المصدر الضوئي. يقوم الكاشف بقياس شدة الضوء كدالة في الزمن (زمن تأخير مقداره 0.1-1ns للتصوير العصبي اعتماداً على المسافة بين المصدر والكاشف وشكلها الهندسي). على الرغم من ذلك، فإنه عمليا ونتيجة الحساسية المحدودة للكاشف الضوئي، فإن هذه الدالة تكون متقطعة زمنيا ويتم قياسها بدلالة عدد الفوتونات المتراكمة على مدى فترات زمنية قصيرة. من

وجهة نظر نظام القياس، فإنه إذا استطاع شخص توليد النبضة دلتا (بمعنى نبضة متناهية القصر) كدخل ضوئي وإذا كان النظام خطياً غير متغير الزمن والإزاحة، فإن الإشارة الضوئية المقاسة ستكون الاستجابة الصدمية impulse response للنظام. بهذا المعنى، فإن طريقة النطاق الزمني تكافىء أخذ قياسات في النطاق الترددي باستخدم عدد لا نهائي من ترددات التعديل.في الحقيقة، تكون حساسية القياس (عدد الفوتونات المجمعة عن طريق الكاشف الضوئيفي فترة زمنية قصيرة جداً) عاملا محددا أساسيا في التقنيات الحالية. لا يوجد نظام يعمل بطريقة النطاق الزمني حتى وقت كتابة هذا الكتاب، على الرغم من وجود بعض النظم التي توفر القيل من الوحدات الخاصة مثل Becker&Hickl في برلين بألمانيا.

تقريباً يعتبر نظام تصوير الثدي الـ DOT أهم الأنظمة التي تم دراستها وتقريباً من أكثر الأنظمة نضوجا.في العادة يتم وضع المصادر الضوئية والكاشفات بحيث تكون قناة القياس من خلال الثدي، وعادة تكون متداخلة أو معشقة لزيادة كفاءة القياس كما في الشكل رقم (١.٢٠) لقد تم تطوير نظام مسح يدوي للاستخدام في المنزل للمسح الذاتي عن طريق الشخص للكشف المبكر عن الأورام الثديية.يستخدم هذا الجهاز دايوداً ضوئياً ككاشف وزوجاً من الـ LEDs ذات التعديل المقداري كمصادر ضوئية تعمل عند تضاد طوري مقداره ١٨٠ درجة. إذا كان معامل طول الطريق الفرقي الفعليPDF للقناتين متساوياً ؛ فإن الإشارة الضوئية المقاسة يكون لها طور زاوي مقداره صفر، وهذا يدل على وجود وسط متجانس تماما. عن طريق مسح الجهاز على كل الثدي، فإن عدم التجانس فوق حجم معين يُمكن الكشف عنه عن طريق حدوث التكافؤفي الـ PDFفي قناتي القياس كما في الشكل رقم (١.٢٠) وهذا يقدح إنذار معين.

إن تطوير أنظمة الـ DOT للأغراض العلاجية يعتبر مجالا بحثيا نشطا. واحد من التطبيقات الواعدة هو مراقبة التعافي بعد عملية أكسجة أنسجة المخ، والتي تكون مهمة جداً بالنسبة للمرضى بعد عمليات المخ. تساعد الـ DOT في التشخيص المبكر لتناقص الأكسجين للتقليل من تلف المخ، بدلا من الانتظار حتى يستعيد المريض وعيه ، تطبيق مهم آخر هو التشخيص غير التدخلي للمنطقة القشرية في الدماغ المتأثرة بالسكتة الدماغية، والتي يكون من الصعب تشخيصها باستخدام التصوير بالرنين المغناطيسي أو المسح المقطعي بالحاسب قبل حدوث أي تلف مستديم للنسيج.في حالة تشخيص سرطان الثدي مثلاً، فإن الامتصاص الضوئي العالي وغير العادي في الثدي يدل على تركيز عالٍ من الأوعية الدموية ؛ مما يعني أنه دليل قوي للطبيب ليأخذ قراره بأخذ عينة حية من الثدي.



الشكل رقم (١،٢٠) (أ) تضاريس المصدر الضوئي (المتصل) والكاشف (المنقط) في تجربة حقيقية للتصوير الثدي (ب) الثدى وقد تم وضعه بين لوحين بحيث تم تثبيت المصادر والكواشف (يُمكن استخدام سائل للتوافق الضوئي لتحسين التلامس الضوئي) (ج) صورة الـ DOT (الأسفل) بالمقارنة بصورة الثدى باستخدام الرنين المغناطيسي (أعلى). (S. Nioka, B. Chance, Technology in cancer research and treatment, vol. 4, pp. 497, 2005)

(١،٨) الإشارات الحيوية

Biosignals

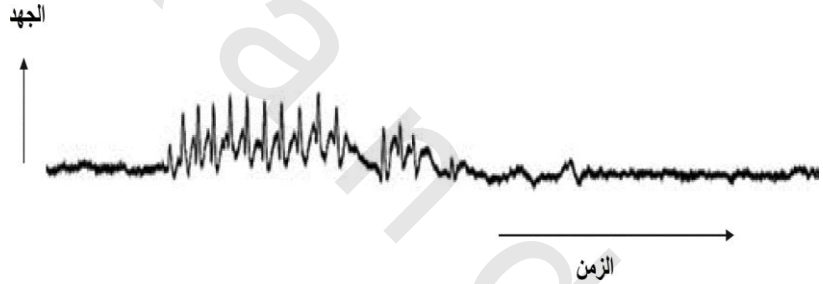
بالإضافة إلى المعلومات الهامة التي يتم الحصول عليها من أنظمة التصوير المختلفة التي تم شرحها في هذا الفصل، يوجد هناك عدد من القياسات التشخيصية الأخرى التي يتم إجراؤها على المريض والحصول منها على بيانات تتم دراستها وتحليلها. تتضمن هذه القياسات المخطط الكهربي للقلب electrocardiography, ECG/EKG، والمخطط الكهربي للمخ electroencephalography, EEG. إن بيانات الشكل والتوقيت والترددات الموجودة في هذه القياسات التي تكون في شكل تتابعة زمنية تحتوي الكثير من المعلومات المفيدة في التشخيص.هذه القياسات لا تكون موزعة مساحيا؛ ولذلك فإنها لا ينظر إليها على أنها صوراً، ولكن ينظر إليها على أنها إشارات، على الرغم من أنه يُمكن ملاحظة أن مصفوفات الـ EEG العالية الشدة تسمح بإمكانية تحديد موضع هذه الأنشطة العصبية. سنقدم هنا وصفاً مختصراً جداً لكل من إشارتي الـ ECG والـ EEG.

(١،٨،١) المخطط الكهربي للمخ

يشتمل الـ EEG على القياسات التي يتم إجراؤها على جمجمة المريض للمجالات الكهربية الناتجة من الأنشطة العصبية التلقائية. مقدار هذه الإشارات يكون حوالي ١٠٠ ميكروفولت، مع مركبات ترددية أقل من ٥٠ هرتزاً.في العادة يتم وضع ٢١ إلكتروداً على سطح الجمجمة، موزعة تشريحيا تبعا لكل مريض، كما يُمكن وضع إلكترودات إضافية في المسافات البينية بين هذه الإلكترودات. هذه الإلكترودات يُمكن أن تكون أحادية أو ثنائية

القطبية. الإلكترودات الأحادية القطبية تكون النقطة المرجع لها في القياسات إما المتوسط من كل الإلكترودات الأخرى، أو إلكترود عام أو متعادل. توصيلة الإلكترودات الثنائية القطبية تقيس الفرق في الجهد بين اثنين إلكترود.

تحتوي إشارة الـ EEG على مركبات مقابلة للموجات ألفا alpha، وبيتا beta، ودلتا delta، وثيتا theta. تنبع موجات الألفا من المنطقة القذالية في المرضى المستيقظين مع قفل العينين، ويُمكن قياس موجات البيتا من الفصوص الأمامية والجدارية، وتوجد موجات الدلتا والثيتا عندما يكون المريض نائما. المدى الترددي التقريبي لكل واحدة من هذه الموجات هو: ٨ -١٣ هرتزاً لموجات الألفا، و ١٣ -٣٠ لموجات البيتا، و نصف حتى ٤ هرتزاً لموجات الدلتا، و ٤ -٨ هرتزاً لموجات الثيتا. الاستخدام الإكلينيكي لل EEG يكون في حالة الجروح المخية، حيث تبين الأشكال الموجية الغير عادية لهذه الموجات المناطق المجروحة أو المريضة في المخ. تستخدم تسجيلات الـ EEGأيضاً بكثافة في مرضى الصرع، حيث يُمكن تحديد بداية ومدة بقاء النوبة من خلال النشاط الزائد للإشارة الكهربية، مع وجود نبضات مرتفعة وضيقة خطيرة كما هو موضح في الشكل رقم (١،٢١).

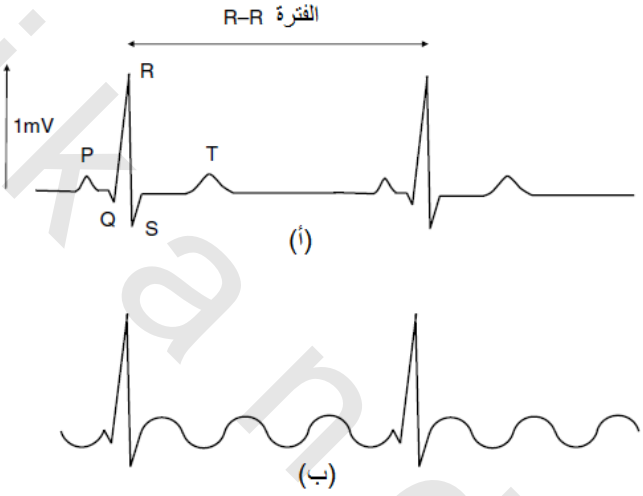


الشكل رقم (١،٢١) الزيادة في النشاط الكهربي للمخ مقاسة بالـ EEG تبين وجود النوبة الصرعية.

(١،٨،٢) المخططات الكهربية للقلب electrocardiograms

تنبع النبضات القلبية الإيقاعية و المتناغمة من خلايا تنظيم هذه الضربات الموجودة عند العقدة الجيبية الأذينية sinoatrial SA node والموجودة عند اتصال الأذين الأيمن مع الوريد الأجوف العلوي. تمر النبضة الكهربية خلال الألياف الموصلةلتنشط الأذين الأيمن أولاً وبعده الأذين الأيسر. يتم تأخير النبضة عند العقدة الأذينية البطينية atrioventricular, AV, node قبل أن تستمر إلى حزمة هس bundle of His، ثم تفريعات الحزمة اليمنى ثم شبكة بيركينجي Purkinji network. قبل الإثارة يكون جهد الاستقرار البطيني -٩٠ ميللي فولتاً.يتبع ذلك إزالة سريعة للاستقطاب depolarization فيحوالي ٢٠٠ حتى ٣٠٠ ميللي ثانية، قبل أن يرجع الغشاءإلى جهد الاستقرار بسبب إعادة الاستقطابrepolarization.

يتم قياس النشاط الكهربي للقلب عن طريق إلكترودات يتم وضعها على سطح الجسم.يُمكن النظر للإشارة المقاسة على أنها مجموع أنشطة كهربية مختلفة موزعة مساحيا. من الخواص المهمة لهذه الأنشطة الموجة P، والتركيبة QRS، والموجة T كما هو موضح في الشكل رقم (١.٢٢) حيث تكون الفترات الزمنية وفترة بقاء هذه الموجات أو هذه الخواص عبارة تشخيص إكلينيكي لحالة القلب. تقابل الموجة P إزالة الاستقطاب من الأذين، بينما تقابل التركيبة QRS إزالة الاستقطاب من البطين، وأما الموجة T فتكون مصحوبة مع إعادة الاستقطاب للبطين. الفترة الزمنية P-R تقابل التأخير في التوصيل من العقدة الأذينية البطينية، والفترة S-Tهي فترة إعادة الاستقطاب.



الشكل رقم (١،٢٢) (أ) مخطط كهربي للقلب ECG لشخص سليم. (ب) شكل يبين الرفرفة الأذينية حيث تسافر النبضات التنظيمية في مسقط دائرى خلال الأذين.

يتم استخدام عدد من الإلكترودات في عملية القياس. الطريقة العادية هي استخدام واحد من الإلكترودات على كل من الذراع الأيمن، والذراع الأيسر، والرجل اليسرى، والرجل اليمنى (للأرضي). الشكل رقم (١.٢٢) (أ) يبين الـ ECG العادي.في العادة تتسبب الأمراض المختلفة في اختلاف في خواص الإشارة ECG. فمثلاً، في حالة مرض العقدة الأذينية البطينية AV، فإن التأخير الزمني نتيجة هذه العقدة يزيد بدرجة كبيرة؛ مما يتسبب في زيادة كبيرة في الفترة الزمنية P-R. الشكل رقم (١.٢٢) يبين مثالا آخر لحالة الرفرفة الأذينية.

(١،٩) ملاحق

(١،أ) محولات فوريير Fourier Transforms

يُعطى محول فوريير الأمامي لإشارة s(t)في النطاق الزمني بالمعادلة التالية :

$$S(f) = \int_{-\infty}^{\infty} s(t)\, e^{-j2\pi ft} dt$$ المعادلة رقم (١,أ)

محول فوريير العكسي لإشارة في النطاق الترددي S(f) يُعطى بالمعادلة التالية :

$$s(t) = \frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty} S(f)\, e^{+j2\pi ft} df$$ المعادلة رقم (٢,أ)

بنفس الطريقة فإن محول فوريير الأمامي لإشارة s(x)في النطاق المسافي تُعطى بالعلاقة :

$$S(K) = \int_{-\infty}^{\infty} s(x)\, e^{-j2\pi kx} dx$$ المعادلة رقم (٣,أ)

ومحول فوريير العكسي المقابل لإشارة S(K)في النطاق الترددي تعطى بالعلاقة :

$$s(x) = \frac{1}{2\pi}\int_{-\infty}^{\infty} S(K)\, e^{+j2\pi kx} dk$$ المعادلة رقم (٤,أ)

في العادة يتم اكتساب الإشارات في أكثر من بعد، ومحول فوريير المتعدد الأبعاد الأمامي والعكسي المقابل لذلك يعطى بالعلاقتين :

$$S(k_x, k_y, k_z) = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} s(x,y,z)\, e^{-j2\pi(k_x x + k_y y + k_z z)} dx dy dz$$ المعادلة رقم (٥ ،أ)

$$s(x,y,z) = \int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty}\int_{-\infty}^{\infty} S(k_x, k_y, k_z)\, e^{+j2\pi(k_x x + k_y y + k_z z)} dk_x dk_y dk_z$$ المعادلة رقم (٦ ،أ)

obeikandl.com

(٢,أ) الإسقاط العكسي المرشح Filtered Backprojection

إن مشكلة تشكيل صورة ثنائية الأبعاد من تتابع من الإسقاطات الأحادية الأبعاد، والتي يرمز لها بالرمز p(r,φ) تعتبر مشكلة عامة في الكثير من أنظمة التصوير. الإسقاط العكسي يعطي أوزانا متساوية للبكسلات المشاركة في كل نقطة في إسقاط معين. هذه العملية يتم تكرارها لكل الإسقاطات، ويتم جمع شدة البكسلات لتعطي الصورة المشكلة، f(x,y). حسابيا f(x,y)يُمكن التعبير عنها بالمعادلة:

$$f(x,y) = \sum_{j=1}^{n} p(r,\varphi_j)\, d\varphi$$ المعادلة رقم (٧,أ)

حيث n هي عدد الإسقاطات. ينتج عن الإسقاط العكسي البسيط بعض المشاكل والضبابية، والتي تكون معالجتها في استخدام الإسقاط العكسي المرشح.في هذه العملية يتم ضرب كل إسقاط p(r,φ)في مرشح مساحي، h(r)، قبل الإسقاط العكسي. من الدوال الشائعة الاستخدام، شوب لوجان Shopp-Logan، جيب التمام منخفض التمرير lowpass cosine، ومرشحات هامنج العامة Generalized Hamming filters. للحصول على كفاءة حسابية، يتم إجراء العملية في النطاق الترددي المساحي. يتم إجراء محول فورير على كل إسقاط على طول المحور r لإعطاء P(k,φ)، وبعد ذلك يتم ضرب P(k,φ)فيH(k)، التي تمثل محول فورير ل h(r)، للحصول على P'(k,φ) حيث:

$$P'(k,\varphi)=P(k,\varphi)H(k)$$ المعادلة رقم (٨,أ)

يتم إجراء محول فورير العكسي على الإسقاطات P'(k,φ) للرجوع مرة ثانية للنطاق المساحي حيث يتم الإسقاط للحصول على الصورة النهائية، f(x,y) كما في المعادلة التالية:

$$f(x,y) = \sum_{j=1}^{n} \quad F^{-1}\{P'(k,\varphi)\}d\varphi$$ المعادلة رقم (٩,أ)

حيث F^{-1} تمثل محول فورير العكسي.

(٣,أ) التشكيل التكراري للصورة Iterative Image Reconstruction

كما أوضحنا فيما سبق، فإن صور الـ PET والـ SPECT يُمكن تشكيلها باستخدام تقنيات عكسية مثل الإسقاط العكسي المرشح لإشارات الخط المتكاملة، على الرغم من أن مثل هذا النموذج البسيط لتكامل الخط لا يكون حقيقي كمثال، في الـ SPECT توجد هناك دالة نقطة انتشارية تعتمد على العمق، ويوجد في الـ PET تغيرات في حساسية أزواج الكشافات المختلفة كما في حالة تشتت كومبتون في الكشافات.الموضوع المهم الآخر، ولم يؤخذ في حساب استخدام التقنيات التحليلية هو التغيرات الإحصائية المحكومة بتوزيع بواسون في البيانات، وهذا يعتبر عاملاً خاص الأهمية عندما يكون عدد العمليات قليلا.

تستخدم التقنيات التكرارية بكثافة في تشكيل الصور فيالـ PET والـ SPECT. الهدف هنا هو تقدير الاعتماد الخاص لتوزيع الأثر الإشعاعي الراديوي الذي يعطي أحسن توافقاً مع البيانات المقاسة.يُمكن للطرق التكرارية نمذجة عملية الكشف بدون الافتراض الضمني للتكامل الخطيين المصدر والكاشف. إنها تسمح أيضاً بالافتراض الضمني للطبيعة الإحصائية للضوضاء المقاسة. هناك عدد كبير من الخوارزمات المختلفة التي يُمكن أن توصف بدلالة ثلاثة معاملات: ١- اختيار دالة التكلفة ونموذج البيانات. ٢- خطوات الأمثلة. بمعنى الخوارزم الخاص المستخدم إما لتعظيم وإما لتقليل دالة التكلفة. ٣- التكلفة الحسابية للخوارزم، بمعنى معدل تقارب الخوارزم وثباته.

يُمكن وصف مشكلة التشكيل على أنها حل مجموعة المعادلات y=Pf، حيث yهي بيانات الإسقاطات المقاسة، و Pهي مصفوفة الإسقاطات، وfهي توزيع المصدر المجهول. أول طريقة تكرارية تستخدم نموذج توزيع بواسون كانت طريقة الاحتمال الأعظم maximum likelihood, ML. مع افتراض أن الكشف عن أحداث اضمحلال الإشعاع الراديو تكون غير معتمدة، فإن الاحتمال المشروط لدy يعطى بالمعادلة التالية:

$$p(y|f) = \prod_i e^{y\prime_i} \frac{y\prime_i^{y_i}}{y_i!}$$ المعادلة رقم (١٠، أ)

الآن يُمكن لل ML أن تقدر f عن طريق تعظيم المعادلة السابقة (عمليا يتم استخدام لوغاريتم التقدير).استخدام هذا الخوارزم فيالـ PET يفترض أنه تم تقدير الحوادث العشوائية والمتشتتة. هناك طريقة ذات صلة لحل مشاكل الـ ML تستخدم خوارزم تعظيم التوقع expectation maximization, EM.

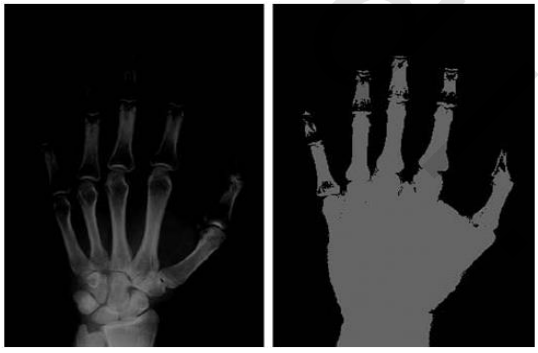
إن طريقة الـ ML-EM تتقارب ببطء جداً؛ ولذلك فإنها عمليا يتم تنفيذها باستخدام طريقة المجموعات الجانبية المرتبة لتعظيم التوقع ordered subset EM, OSEM، والتي يتم فيها تقسيم البيانات المكتسبة إلى عدد من

المجموعات الجانبية، ويتم تطبيق خوارزم الـ EM بالتتابع لكل مجموعة جانبية (إن هذا يشابه منطقيا تنفيذ محول فورير السريع لخوارزم محول فورير المقطع).في كل هذه الخوارزمات، يتم تجديد قيم الفوكسيلات وقتيا أثناء عملية التكرار، وطريقة بديلة لذلك هي تجديد فوكسيل واحدة مع كل تكرار كما في طرق المحاور التكرارية تصاعديا.

من الممكن أيضاً إضافة المعرفة المسبقة إلى عملية التكرار. فمثلاً، التنعيم المسبق هي من العمليات الشائعة الاستخدام، حيث تتم إضافة جزاء تنعيمي للدالة الاحتمالية. إن هذا سيسمح بالاختيار بين مجموعات متكافئة من الحلول.وهذا أيضاً سيقود إلى موضوع أن طرق الـ ML في الـ PET والـ SPECT تعتبر ضمنيا طرقا غير سليمة الشروط. هناك طرق بديلة لمشكلة الشروط غير السليمة تشتمل على ترشيح التشكيل وإيقاف عملية التكرار قبل حدوث التقارب باستخدام شروط مسبقة التحديد.

(١،١٠) تمارين

١ - الشكل رقم (١,٢٣) يبين صورتين لأشعة إكس. واحدة منهما تقابل شعاع أشعة إكس بطاقة فعلية مقدارها 140keV، والثانية بطاقة فعلية مقدارها 50keV. اشرح أي الصورتين مقابلة لكل من قيم الطاقة السابقة، والسبب في الفروق في تباين الصور وشدة الإشارة.

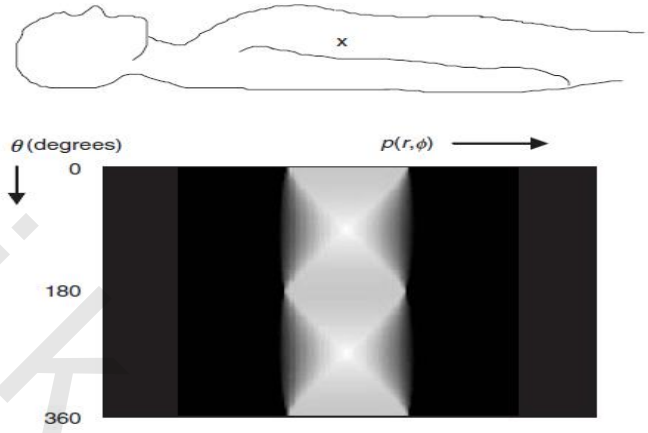


الشكل رقم (١،٢٣) صورتان أشعة إكس سطحيتان لليد، انظر تمرين ١.

٢ - في تصوير الثدي، هل يجب وضع شاشة التكثيف أمام فيلم أشعة إكس أم خلف الفيلم من أجل الحصول على أعلى تحديدية مساحية ؟ اشرح أسباب إجابتك.

٣ - لقد تم أخذ مسح SPECT لأحد المرضى، واكتشف وجود مساحة نشاط إشعاعي عند الموضع المعلم بالعلامة ".x". الشكل رقم (١,٢٤) يبين مخطط العلامات من مسح الـ SPECT. بافتراض أن النشاط الإشعاعي كان

منتظما خلال المنطقة المستهدفة، فما هو شكل منطقة النشاط الإشعاعي ؟ (للتسهيل، افترض أن الإسقاط عند الدرجة صفر يقابل كاشف الـ SPECT عندما يكون تحت المريض مباشرة.)



الشكل رقم (١،٢٤) مخطط العلامات الذي تم الحصول عليه من ماسح الـ SPECT للتوزيع الحيوى للنويات المشعة التمركزة عند الموضع x انظر تمرين ٣.

٤ - حاول مواءمة معاملات تباين الصورة مع البروتوكولات الإكلينيكية المقابلة مع شرح بجملة واحدة عن لماذا تم استخدام هذا المعامل بالذات.

أ) Tri-iodinated–based compounds.

ب) ^{18}F-fluorodeoxyglucose.

ج) ^{99m}Tc-sulfur colloid (~2 μm diameter).

د) Barium sulphate.

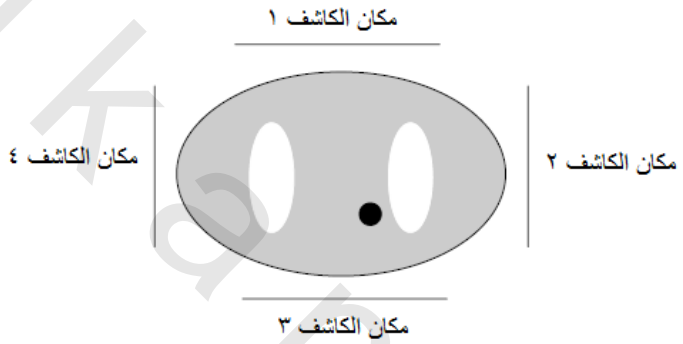
هـ) ^{133}Xe gas.

- تصوير SPECT للكبد.
- تصوير ورم PET.
- فلوروسكوب أشعة إكس.
- تصوير أوعية بأشعة إكس بالطرح الرقمي.

٥ - الشكل التخطيطي المبين في الشكل رقم (١،٢٥) يبين تجهيز ماسح الـ SPECT للقلب. هناك ثلاث مساحات موضحة: أنسجة ناعمة (رمادي)، الرئتين (أبيض)، والنويات المشعة موزعة في القلب (أسود). إرسم

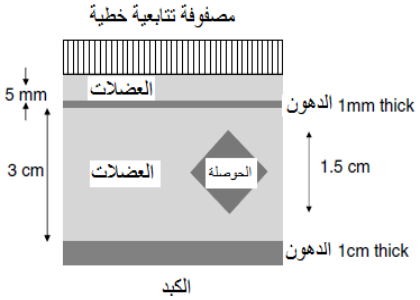
تخطيطيا بنفس مقياس الرسم الإسقاطات أحادية البعد عند كل موضع كشف من المواضع ١ -٤ في الحالات التالية :

أ) ليس هناك تصحيح اضمحلالي للبيانات.
ب) افتراض معامل اضمحلال منتظم مساوي لمعامل النسيج الناعم، مع تصحيح البيانات بناء على هذا المعامل.
ج) تصحيح اضمحلالي معتمدا على مسح انتقالي باستعمال مصدر خارجي.



الشكل رقم (١،٢٥). شكل تخطيطي للتجهيزات المستخدمة في ماسح الـ SPECT المستخدم في القلب. أنظر تمرين ٥.

٦ - ارسم تخطيطيا صورة فوق صوتية في الحالة B للهدف الموضح في الشكل رقم (١،٢٦) باستخدام نبضة زمنها ١ ميكروثانية. المعاوقات الصوتية : للعضلات 1.61، الحوصلة 1.52، الدهون 1.38، الكبد 1.5 (الكل $x10^5$ g/cm^2s). معاملات الاضمحلال (dB/cm/MHz) : العضلات 1.0، الدهون 0.8، الكبد 1.0، والحوصلة 1.0. سرعة الصوت (m/s) : العضلات 1540، الدهون 1540، الكبد 1540، الحوصلة 3080.



الشكل رقم (١،٢٦) تمثيل هندسي لأنسجة مختلفة في الجسم تستخدم لتوليد صورة فوق صوتية في الحالة B. انظر تمرين ٦.

٧ - الشكل رقم (١،٢٧) يبين صورة فوق صوتية في الحالة B تعرض ما يعرف بمشكلة المرآة "mirror artifact" اشرح السبب الذي قد يؤدي إلى هذا التأثير.

الشكل رقم (١،٢٧) توضيح لمشكلة المرآة في صورة فوق صوتية في الحالة B أنظر تمرين ٧.

٨ - تخيل أنك مهندس فوق الصوتيات وتعمل لدى شركة تصنع الحساسات. هناك زبون يريد حساس مكبس مسطح رنينه عند ٥ ميجاهرتزات، ونصف قطره ٢،٥ سنتمتراً. ارسم تخطيطيا شكل الشعاع القطري لهذا الحساس كشدة على أحد المحاور مع المسافة المحورية، مع توضيح موضع آخر قيمة عظمى محورية في الماء عند درجة حرارة ٢٠ درجة مئوية. ما هو مقدار تخانة هذا الحساس؟.

٩ - تخيل أننا نريد معلومات التدفق خلال وعاء قطرة ٤ ميللي متراً وموجود عند عمق مقداره ٥ سنتمترات تحت الجلد. إذا تم إرسال تتابع من النبضات فوق الصوتية (كل نبضة تتكون من ٥ دورات فوق صوتية بتردد ٥ ميجاهرتزات)، حدد طول النبضة فوق الصوتية، وزمن التأخير بين نهاية النبضة المرسلة وفتح البوابة عند المستقبل، ومقدار الزمن الذي ستظل فيه هذه البوابة مفتوحة (بفرض السرعة فوق الصوتية في النسيج تساوي ١٥٤٠ متر/الثانية). ما هي أعلى سرعة يُمكن تحديدها ؟

obeikandl.com

١٠ - هناك منطقة في المخ مراد تصويرها تحتوي على المساحات التالية: مساحة تحتوي ورماً، والثانية نسيج مخي عادي، والثالثة مساحة تحتوي دهوناً. معاملات الرنين المغناطيسي ذات الصلة هي:

$$\rho(\text{tumor}) = \rho(\text{fat}) > \rho(\text{brain})$$
$$T_1(\text{fat}) > T_1(\text{tumor}) > T_1(\text{brain})$$
$$T_2(\text{fat}) > T_2(\text{tumor}) > T_2(\text{brain})$$

ما هو نوع تتابع الصدى -المغزلي الموزون المفروض استخدامه للحصول على تباين بين هذه الأنواع الثلاثة المختلفة من الأنسجة ؟ اشرح أسبابك، مشتملا على لماذا النوعين الآخرين من الوزن لن تعمل أو غير مناسبة للاستخدام.

(١،١١) المراجع

التصوير العام

J. T. Bushberg et al. The Essential Physics of Medical Imaging.Lippincott, Williams and Wilkins, 2001.
W. R. Hendee and E. R. Ritenour.Medical Imaging Physics, 4th ed. Wiley, 2002.
A. G. Webb. Introduction to Biomedical Imaging.IEEE PressSeries in Biomedical Engineering. IEEE Press, 2003.

أشعة إكس والرسم المقطعي بالحاسب

J. McNamara (Ed.). Digital Radiography and Three-Dimensional Imaging.Needham Press, 2006.
M. F. Reiser et al. (Eds.). Multislice CT. Springer, 2004.

الطب النووي

P. E. Valk et al. Positron emission tomography: Basic Science and Clinical Practice. Springer-Verlag, 2003.
F. A. Mettler and M. J. Guiberteau.Essentials of Nuclear Medicine Imaging, 5th ed. Saunders, 2005.

التصوير فوق الصوتي

F. W. Kremkau. Diagnostic Ultrasound: Principles and Instruments, 7th ed. Saunders, 2005.
C. R. Hill, J. C. Bamber, and G. R. ter Haar.Physical Principles of Medical Ultrasonics, 2nd ed. John Wiley & Sons, 2002.

التصوير بالرنين المغناطيسي

Z.-P. Liang and P. C. Lauterbur.Principles of Magnetic Resonance Imaging.A Signal Processing Perspective.IEEE Press Seriesin Biomedical Engineering. IEEE Press, 2000.
M. A. Brown and R. C. Semelka.MRI: Basic Principles and Applications, 2nd ed. Wiley-Liss, 1999.
E. M. Haake et al. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design. Wiley-Liss, 2000.

obeikandi.com

التصوير بالانتشار الضوئي

A. P. Gibson, J. C. Hebden, and S. R. Arridge.Physics in Medicine and Biology. 50:R1-R43, 2005.

الإشارات الحيوية

John G. Webster. Medical Instrumentation: Application and Design, 3rd ed. Wiley, 1997.

المخطط الكهربي للمخ: الأساسيات، والتطبيقات الإكلينيكية، والمجالات المتعلقة بذلك

E. Niedermeyer and F. L. da Silva. Electroencephalography: Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, 5th ed.Lippincott, Williams & Wilkins, 2004.

J. Malmivuo and R. Plonsey. Bioelectromagnetism.Oxford UniversityPress, 1995.

obeikandl.com

الفصل الثاني

السجلات الإلكترونية الطبية

Electronic Medical Records

Dr. Eugene Y. S. Lim
University of Sydney

د. يوجين ي. س . لم
جامعة سيدني

Prof. Michael Fulham
Royal Prince Alfred Hospital

بروفسير مايكل فلهم
مستشفى الأمير ألفريد الملكية

Prof. David Dagan Feng
Hong Kong Polytechnic University

بروفسير ديفيد دنج فينج
جامعة هونج كونج متعددة التقنيات

(٢،١) مقدمة **٦٠**

(٢،١،١) خلفية أو مراجعة

(٢،١،٢) نظرة عامة على السجلات الإلكترونية الطبية

(٢،٢) البيانات الطبية وسجلات المريض ٦٤

(٢،٢،١) السجلات الطبية الورقية

(٢،٢،٢) السجلات الطبية الإلكترونية

(٢،٣) المصطلحات القياسية – المفردات اللغوية ونظام التشفير الإكلينيكي ٧٠

(٢،٣،١)التصنيف الدولي للأمراض

(٢،٣،٢) التسميات المنظمة للمصطلحات الإكلينيكية الطبية

(٢،٣،٣) رؤوس المواضيع الطبية

(٢،٣،٤) نظام اللغة الطبية الموحد

(٢،٣،٥) محددات الملاحظة المنطقية الأسماء والشفرات

obeikandi.com

(٢،٤) معايير تبادل المعلومات ٧٤
(٢،٤،١) المستوى الصحي ٧
(٢،٤،٢) التصوير الرقمي والاتصالات في الطب
(٢،٥) قضايا في سهولة الاستخدام للسجلات الطبية الإلكترونية ٧٦
(٢،٥،١) خلفية نظرية للتفاعل البشري مع الحاسب
(٢،٥،٢) تحليل مخطط سير العمل
(٢،٥،٣) مشاركة المستخدم
(٢،٦) الواجهة مع المستخدم ٧٨
(٢،٦،١) العرض الإجمالي
(٢،٦،٢) العرض التفصيلي
(٢،٦،٣) الواجهة الرسومية مع المستخدم ومعيار إدخال البيانات
(٢،٦،٤) الواجهة المعتمدة على الإنترنت (الاستاتيكية والديناميكية)
(٢،٦،٥) واجهات إدخال بديلة
(٢،٦،٦) بعض أجهزة الحساب المتقدمة.
(٢،٧) التقييم ٨٣
(٢،٨) نظام السجلات الطبية الإلكترونية – حالة دراسية : سجل الكتروني معتمداً على الإنترنت للتصوير الطبي..... ٨٤
(٢،٨،١) نظام سير العمل الإكلينيكي
(٢،٨،٢) التصوير بالاعتماد على الإنترنت: تاريخ المريض الإلكتروني .
(٢،٩) ملخص ٨٨
(٢،١٠) تمارين ٨٩
(٢،١١) المراجع ٨٩

(٢،١) مقدمة

(٢،١،١) خلفية أو مراجعة

السجل الطبي، والسجل الصحي، وسجل المريض، وسجل المريض الطبي، والمخطط الطبي، كلها تعبيرات تُستخدم بالتبادل لتوصيف التوثيق المقنن للمعلومات الطبية عن مريض معين [1]. هذا السجل الطبي للمريض patient medical record, PMR كان من المعتاد مسبقاً أن يكون سجلاً ورقياً، يحتوي العديد من البيانات المتراكمة على مدى زيارة أو حلقة واحدة أو عدة حلقات يتم فيها التفاعل بين المريض والنظام الصحي. في العادة،

obeikandi.com

يتم وضع أو تجميع السجل الورقي الطبي للمريض paper based medical record, PBMR في ملف (أو عدد من الملفات) وتحفظ هذه الملفات في مخزن يُسمى في العادة قسم السجلات الطبية [2-4] ، يتم تمييز الملفات المنفردة عن طريق نظام تكويد أو تشفير يُعطي رقماً فريداً لكل مريض medical record number, MRN. العاملون في قسم السجلات الطبية هم المسئولون عن عملية الملفات، وتجديدها، واستدعائها، والحفاظ على هذه السجلات الورقية للمرضى. يحتوي السجل الطبي الورقي للمريض على تفاصيل قبول ودخول المريض، وملاحظات طبية مكتوبة بخط اليد، والتمريض، والفريق الصحي المصاحب، ونتائج المعامل، والتشخيص المرضى، وفحص الصور، وتقارير العملية، ونسخ من المراسلات بين المسئولين الصحيين الداخليين والخارجيين. في بعض الأحيان يحتوي الملف أيضاً على نسخ من الاختبارات المصورة، اكتشافات العملية، ونتائج المنظار. على الرغم من ذلك، فإنه في الأوساط الطبية المعقدة الحالية التي يواجهها المرضى خلال رحلتهم الطبية، فإن الـBPMR يكون غير مكتمل ؛ لأن العديد من الأقسام في المستشفيات الكبيرة تحتفظ بقواعد البيانات الخاصة بها بحيث تكون بيانات المرضى محفوظة في داخل القسم. أو أن الملف الطبي الورقي للمريض قد يكون مرهقاً وبطيئاً عندما تتراكم فيه الأوراق التي تحتوي العديد من البيانات غير المهمة (مثل الملاحظات العديدة المكتوبة من وحدة الرعاية المركزة). بجانب ذلك، فإنه بينما تكون البيانات الموجودة في القسم مهمة للاستخدام اليومي داخل القسم الذي يوجد فيه المريض، فإنه سيكون هناك ازدواج للبيانات إذا تم الاحتفاظ بنسخة منها في المخزن المركزي. بعض أجزاء من السجل قد تكون غير مقروءة، ولكن الأكثر أهمية أن هذه البيانات لن تكون موجودة في الحال وقت الحاجة إليها. لذلك ؛ فإنه في الأوساط الطبية الحالية، التي تعتمد دائماً وباضطراد على الأوساط الإلكترونية للوصول إلى معلومات المرضى، تصبح الملفات الطبية الورقية ليست الحل الأمثل.

إن التحسن في التقنيات المعلوماتية، بالازدواج مع الكم الهائل والمتزايد من البيانات التي تكون في حاجة للتخزين في السجل الطبي مع الحاجة للاتصال بهذه البيانات من العديد من الأماكن التي قد تقدم فيها الكثير من الخدمات الطبية للمريض قد جددت الحاجة لحل إلكتروني لإدارة هذه البيانات الحرجة. إن هذا سيؤدي إلى الإدارة الفعالة، والواضحة، والاتصال السهل، والمعالجة لبيانات المريض في السجل الطبي، سيُحسن من جودة الرعاية الصحية. أي أن السجل الطبي الرقمي الذي يُسمى السجل الطبي الإلكتروني electronic medical record, EMR سيتخلص من كل عيوب السجل الطبي الورقي، وسيحسن بالتأكيد من الرعاية الطبية[5-8]. من مميزات الـEMR، الاتصال المتاح في أي وقت، والبحث السهل عن المعلومات، والتخزين الآمن لهذه البيانات، وأيضاً النقل الآمن لبيانات المريض. على الرغم من ذلك فإن السجلات الإلكترونية الطبية لا يجب اعتبارها أمراً تافهاً. من الاعتبارات المهمة التي يجب أن تؤخذ في الاعتبار كمية البيانات التي يتم التعامل معها وتعقيدها، والتنوع الملحوظ في البنية

الأساسية للمعلومات وقواعد البيانات داخل وبين المستشفيات (العامة والخاصة والجامعية) والمجتمع الذي تتبعه المستشفى (مركز صحي محلي، أو مركز طبي عام، أو مستشفى ريفي). إن تجانس النظام المعلوماتي وبنيته الأساسية، والتي توجد في بعض المؤسسات الكبيرة مثل مستشفيات قدامى المحاربين في الولايات المتحدة الأمريكية، تعتبر حالة خاصة وليست بقانون، والمطلوب هو حلول عامة على كل أرجاء الأمة. إن عدم التجانس هذا بين الأنظمة المختلفة من المتوقع أن ينمو ويزداد مع الزيادة في عمر المرضى وتنامي الحالات المرضية والجراحية[9]. إنه ليس على غير العادة أن المرضى يكون لهم أكثر من متخصص يعتني بجزء من حالتهم المرضية، مثل طبيب المسالك البولية، وطبيب القلب، وطبيب غدد وأمراض السكر، وطبيب أعصاب، كلهم ينظرون للعناية بمريض بالأوعية الدموية. إن التأكيد الأعظم، والمطلب الملح لطرق ذات برهان ودليل تعتبر مطلباً سلساً ومنطقياً للسجل الطبي الإلكتروني. إن الاتصال الإلكتروني السريع ببيانات المريض وبقواعد البيانات الطبية الكبيرة سيسمح بأخذ قرارات مهمة لمصلحة المريض أو لحل مشكلته.

في الوقت الراهن، لا توجد طريقة وحيدة لسجل طبي الكتروني يحقق جميع الرغبات لجميع المرضى وكل العاملين بالمراكز الصحية، على الرغم من وجود بعض المحاولات المفيدة أخيراً[6]. الكثير من هذه الطرق الجديدة تستخدم تقنيات الشبكات الحديثة[70-62]. الطب عن بُعد، وهو استخدام تقنيات الاتصالات التليفونية في أغراض التشخيص الطبي والعناية بالمرضى، قد أتاح تبادل المعلومات الجراحية والصور الطبية بسهولة[13]. إن المعنى الواسع للصحة الإلكترونية e-Health قد ظهر أخيراً كنظام جديد يوفر الرعاية الصحية باستخدام تقنيات الاتصالات التليفونية. الصحة النقالة m-Health حيث يتم استخدام كل من التليفونات النقالة mobile والشبكات اللاسلكية لتوفير البيانات الصحية في الزمن الحقيقي تعتبر ميزة عظيمة[14]. إن الأبحاث في هذه المجالات مستمرة ومشجعة نتيجة التوقعات العالية للحكومات والمجتمعات[15]. التحديات الكبرى لهذه الطرق هي التكيف مع عدم التناسق في الأوساط المراد التعامل معها، سواء كان هذا الوسط يعتمد على مريض أو نظام[17,16,9]. الجدول رقم (٢.١) يبين بعض هذه الأنظمة المتنوعة. هذه الأنظمة متاحة في المستشفيات الكبرى، حيث يكون هناك التعامل مع معظم الأمراض الخطيرة ومعالجتها. إننا نقترح أن تكون الأنظمة الإلكترونية المفصلة عنصراً أساسياً لقبول هذه الطرق بواسطة مستخدمي الرعاية الصحية[6]. أي نظام جديد يجب أن يكون سهلاً بما فيه الكفاية[18-21] وقابلاً للتكيف في منظومة سير العمل في المؤسسة[24-22,20].

الجدول رقم (٢،١) أمثلة على أنظمة إدارة البيانات في المستشفيات الكبيرة.

النظام	الوصف
نظام معلومات المستشفيات Hospital information system, HIS	القبول والخروج والفواتير
نظام معلومات الأشعة Radiology information system, RIS	تتبع المريض، وإدارة سير العمل، وتخليق التقارير
نظام أرشفة الصور والاتصالات Picture archive and communication system, PACS	الاتصال بالصور الطبية وتوزيعها وكتابة التقارير
نظام التخدير Anesthesia system	إدارة وتسجيل المواد المخدرة
نظام إدخال الطلبات Order entry system	إدخال الطلبات إلكترونيا والتعامل معها
نظام الصيدلة Pharmacy system	إدارة/توزيع المستحضرات الصيدلانية
نظام جدولة الجراحة Surgery scheduling system	جدولة أزمنة العمليات في حجرة العمليات

(٢،١،٢) نظرة عامة على السجلات الإلكترونية الطبية

سنتناول في هذا الفصل موضوعات مختلفة في هيكلة وتصميم السجلات الطبية الإلكترونية EMR. في المراحل الأولى لسجلات الـEMR، كان المجهود الأساسي هو لتحويل سجلات المريض إلى الشكل الرقمي لأرشفتها عن طريق المسح الضوئي للتقارير، والرسائل، وجميع الأجزاء الأخرى في السجل. ظهرت هناك مرحلة أخرى متقدمة لشكل الـEMR، وكانت تتطلب تطبيق بعض الطرق التحليلية والمعالجة للبيانات(26,25). ولكن قبل أن يتم تنفيذ ذلك كان من الضروري تطوير المصطلحات القياسية، وطرق التصنيف، وقوانين الاتصالات. من المواضيع الموجودة منذ فترة موضوع أو مشكلة نقص المصطلحات المنظمة حتى في المشاكل السهلة والمعروفة. هناك عدد من المؤسسات التي تحاول دائماً تطوير مصطلحات قياسية أو معيارية، ولكن حتى الآن لا توجد طريقة واحدة متفق عليها يمكن تطبيقها في كل المجالات الطبية، وهذا يتعلق جزئياً بالتكاثر أو الزيادة في المعرفة الطبية ودرجة التخصص في العقد الماضي.

ومع ذلك، فإن الخطوة الأولى في تطوير نظام سجلات طبي إلكتروني متقدم تكون هي البدء في تقديم مصطلحات عامة واتصالات قياسية. ومع ذلك، فإن هذا يجب أن يحدث وقتياً أو بالتزامن مع الفهم الشامل للوسط الذي سيستخدم فيه سجل الـEMR والمخرجات المتوقعة من المستخدم النهائي لهذا النظام. بينما يكون من المؤكد أن المقياس الحقيقي لنجاح أي سجل طبي إلكتروني يكون في تكامله للوسط المستهدف، فإن هذا التكامل لا يكون عملية سهلة أو بسيطة. يجب أن نؤكد هنا على أن مخطط سير العمل المستهدف يجب افتراضه في المراحل المبكرة بدلاً من تأخيره لمرحلة التخطيط(27). على الرغم من أن الدراسات الاستخدامية يمكن توظيفها في المراحل المبكرة من عملية تطوير الـEMR ، فإنه لا يكون هناك بديل عن التعاون المكثف والتشاور مع المستخدمين للمنتج النهائي(28).

obeikandi.com

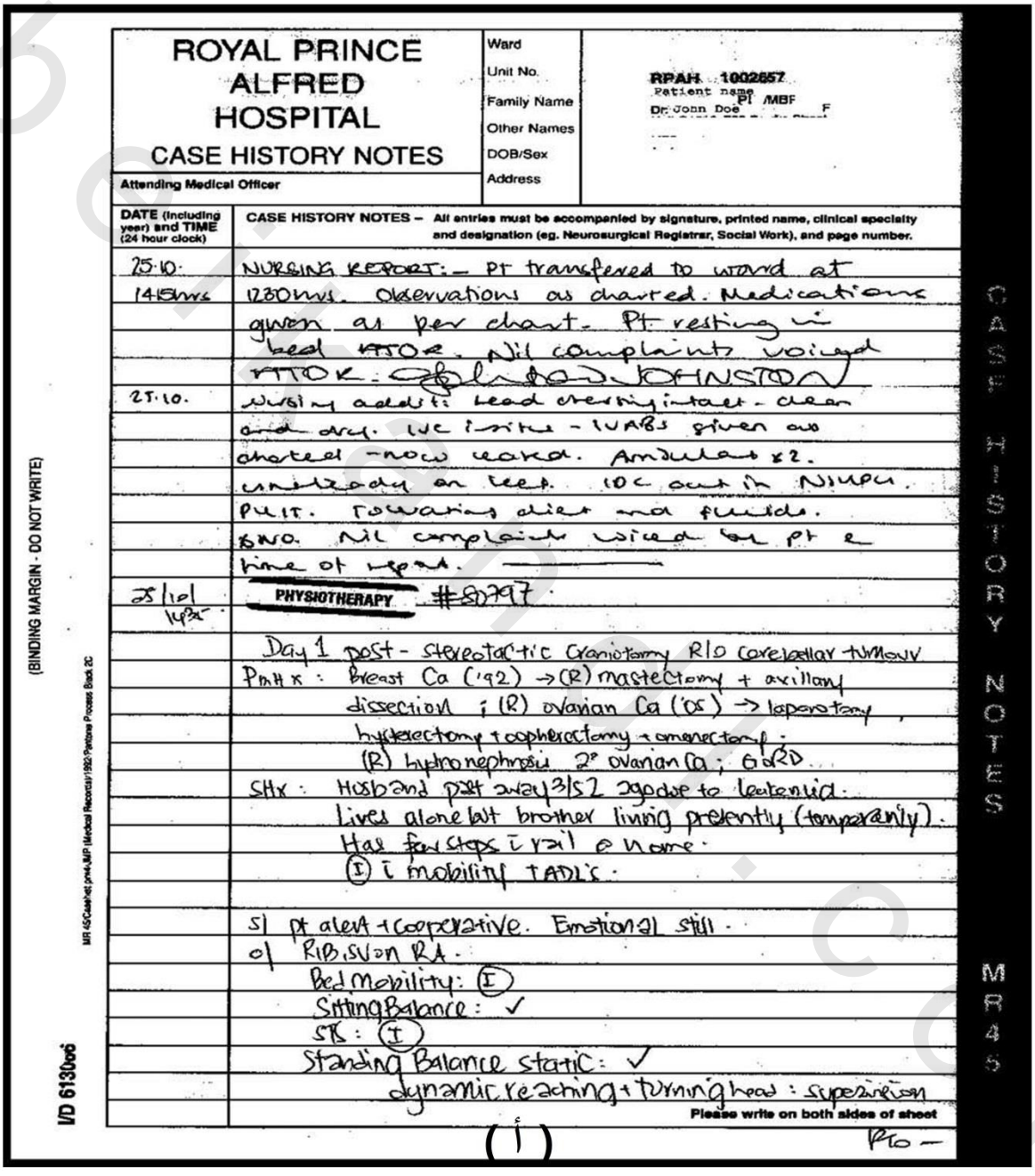
(٢،٢) البيانات الطبية وسجلات المريض

(٢،٢،١) السجلات الطبية الورقية

كما ذكرنا مسبقاً، فإن البيانات الموجودة في السجل الطبي الورقي تكون معقدة ومتنوعة. على المستوى المبسط، فإن هذه البيانات يمكن فصلها إلى معلومات شخصية وأخرى تاريخية. تحتوي البيانات الشخصية على تفاصيل مثل، اسم المريض، وتاريخ ميلاده، ورقم سجل المريض MRN أو رقم بطاقة المريض PID، والعنوان وتفاصيل الاتصال بالمريض، وذوي القربى، واسم وعنوان وتفاصيل الاتصال بالأطباء المراجعين أو الطبيب الممارس المحلي. في نفس الوقت، فإن البيانات التاريخية تحتوي المعلومات المتعلقة بالحالة الطبية مثل: التشخيص العلاجي الحالي للمريض، والتاريخ الطبي للمريض، والأدوية، والحساسية، ونتيجة الفحص، وخطة العلاج، وملاحظات الممرضات، وأي ملاحظات أخرى من أي متخصص طبي ذي صلة بما في ذلك العلاج الطبيعي، والإخصائي الاجتماعي. مع الوقت، فإن البيانات التاريخية تحتوي أشياء تتابعية تتراكم مع تطور المرض والفحوصات، ومعالجة مثل هذه الحالات المرضية. على الرغم من وجود تقارير الفحوصات المختلفة في السجل الطبي الورقي، إلا أنه في الماضي لم يكن ممكناً وضع الصور للاختبارات أو الفحوصات المختلفة. فمثلاً في هذه الحالة تقوم أقسام التصوير الطبي بالحفاظ على أرشيف خاص بهم يحتوي كل أشعات إكس، والتي يتم تمييزها برقم المريض أو رقم ملفه. يبين الشكل رقم (٢.١) مثالاً على بعض الملاحظات المدونة في ملف أحد المرضى مع الاكتفاء بصورة واحدة فقط.

الأوراق الموجودة في هذا الملف تبين بعض القيود التي تم ذكرها مسبقاً(29). فمثلاً يوجد في هذا الملف وفي صفحتين، وعلى مدى أقل من ٢٤ ساعة، يوجد هناك ست مجموعات من الملاحظات المكتوبة يدوياً. كل هذه الملاحظات على درجات مختلفة من الوضوح، والاختصار، ولا تحدد صاحب الكتابة، وعامة فإن معظم هذه الملاحظات اليدوية تكون صعبة القراءة. علاوة على ذلك، فإن المعاهد الطبية تقترح أو تعلن أن إدخال التقارير أو الملاحظات يدوياً، والأوامر اليدوية، والاختصارات غير القياسية، وعدم الوضوح، كل هذه تكون مصدراً للأخطاء(30). على الجانب الآخر، فإن الملاحظات المطبوعة تكون أكثر سهولة في التتبع والقراءة. صاحب الملاحظة يجب أن يعرف نفسه جيداً، وكذلك يحدد وقت كتابة هذه الملاحظة. إن أنسب الوسائل للحصول على البيانات الطبية لا تزال إلى درجة ما مثيرة للجدل. لقد تم ترتيب عملية تفسير البيانات من الورق في درجة أعلى من نظيرتها من شاشة الحاسب[2]. بعض الدراسات تعتقد أن الطرق المعتمدة على الورق تكون أكثر فعالية في الاتصالات بين الأطباء، وهناك درجة عالية من الرضا بها، ولكن كل ذلك بالتأكيد يتغير حسب جودة ووضوح هذه الملاحظات. هناك افتراض آخر، وهو أن الطرق الورقية لازال ينظر إليها في الدوائر الرسمية على أنها هي المصدر الأساسي للبيانات، ولازالت شركات التأمين تعتمد على السجلات المكتوبة يدوياً لتقييم الملائمة للقبول ومدة المكوث(31). على الرغم من ذلك، فإن السجل الطبي الورقي سيبقى شيئاً منفصلاً لا يمكن التشارك فيه أو توزيعه؛ ولذلك يتم الحرص عليه وحراسته عن طريق أقسام السجلات الطبية. إن السجلات الورقية تتبع المريض ولكن في العادة يكون

ذلك خلال المستشفى الواحدة. إذا انتقل المريض إلى مستشفى آخر بنظام آخر، فإن الفريق الصحي الجديد يَعتمد في العادة على ذاكرة المريض في الحصول على بياناته بدلاً من الاعتماد على بيانات محققة عن الحالة الطبية للمريض.



ROYAL PRINCE ALFRED HOSPITAL
CASE HISTORY NOTES
Attending Medical Officer

Ward
Unit No.
Family Name
Other Names
DOB/Sex
Address

RPAH 1002657
Patient name
Dr John Doe PI /MBF F

DATE (including year) and TIME (24 hour clock) | CASE HISTORY NOTES – All entries must be accompanied by signature, printed name, clinical specialty and designation (eg. Neurosurgical Registrar, Social Work), and page number.

25.10. 1445hrs — NURSING REPORT:– Pt transfered to ward at 1230hrs. Observations as charted. Medications given as per chart. Pt resting in bed RTTO. Nil complaints voiced RTTO K. JOHNSTON

27.10. Nursing addit: Head dressing intact - clean and dry. IVC in situ - IVABs given and charted - now ceased. Ambulant x2. Independently on bed. IDC out in NIUPU. PUIT. Towarins diet and fluids. BNO. Nil complaints voiced by pt & time of report.

25/10/ 14?? PHYSIOTHERAPY #80797

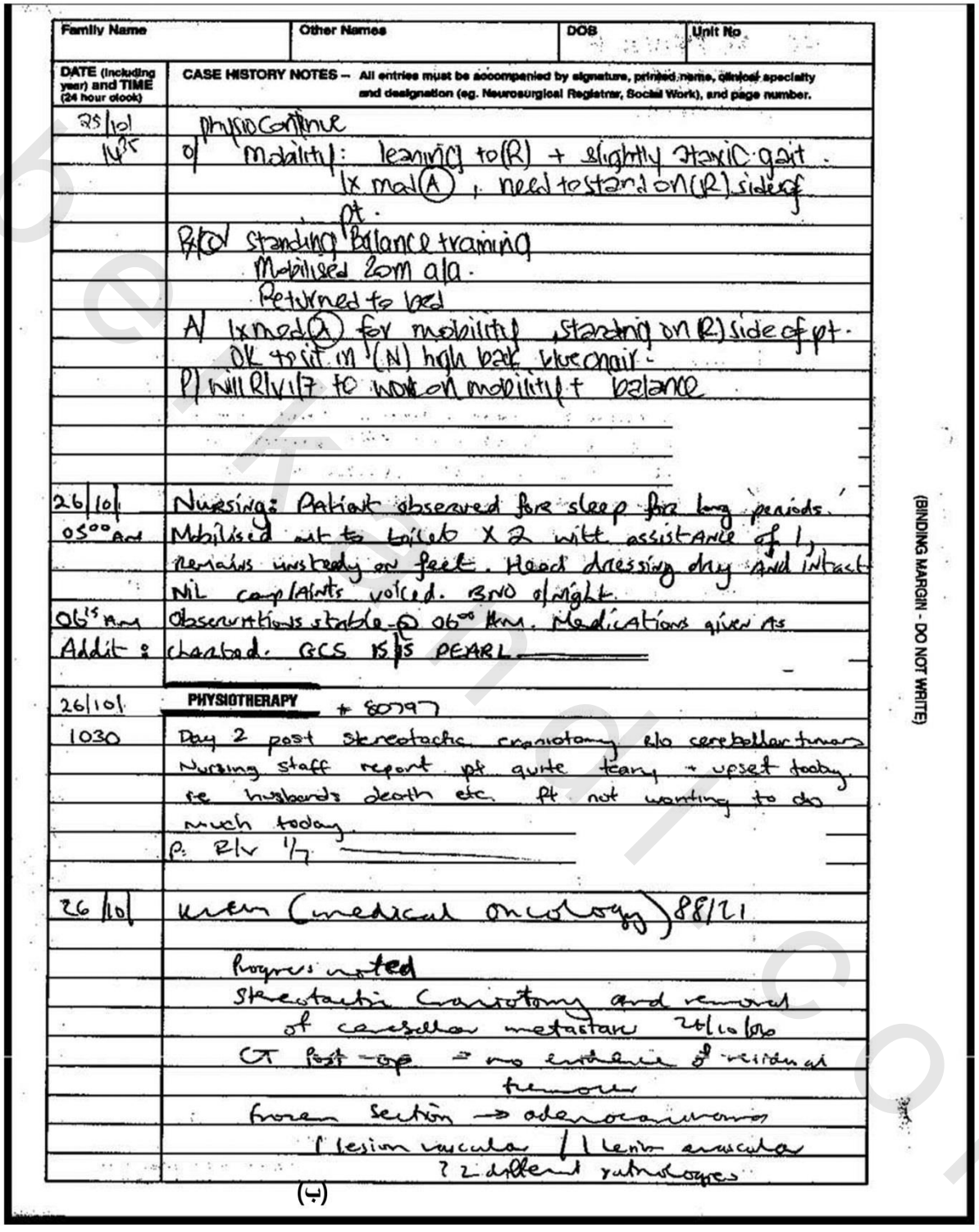
Day 1 post - stereotactic Craniotomy R/O cerebellar tumour
PmHx: Breast Ca ('92) → (R) mastectomy + axillary dissection ; (R) ovarian Ca ('05) → laparotomy, hysterectomy + oopherectomy + omentectomy ; (R) hydronephrosis 2° ovarian Ca ; GORD.
SHx: Husband passed away 3/52 ago due to leukemia. Lives alone but brother living presently (temporarily). Has few steps to rail @ home. (I) in mobility, ADLs.

S/ pt alert + cooperative. Emotional still.
O/ RIB, SVon RA.
Bed Mobility: (I)
Sitting Balance: ✓
STS: (I)
Standing Balance static: ✓
dynamic reaching + turning head : supervision

Please write on both sides of sheet
RTO –

(BINDING MARGIN - DO NOT WRITE)
I/D 6130oci
MR 45(Casenot.pmd-JMP (Medical Records)/1992/Pontone Process Book 2C
CASE HISTORY NOTES MR45

الشكل رقم (٢،١) بيانات من سجل طبي حقيقي من أحد المستشفيات. لاحظ وجود الكثير من البيانات المكتوبة بخط اليد في أ و ب و ج و د



Family Name	Other Names	DOB	Unit No

DATE (including year) and TIME (24 hour clock)	CASE HISTORY NOTES – All entries must be accompanied by signature, printed name, clinical specialty and designation (eg. Neurosurgical Registrar, Social Work), and page number.
25/10/	physio continue
14[15]	o/ Mobility: learning to (R) + slightly ataxic gait.
	1x mod (A), need to stand on (R) side of pt.
	R/O standing balance training
	Mobilised 2om a/a.
	Returned to bed
	A/ 1x mod (A) for mobility, standing on (R) side of pt.
	OK to sit in (N) high back blue chair.
	P/ will R/v 1/7 to work on mobility + balance
26/10/	Nursing: Patient observed for sleep for long periods.
05[00] AM	Mobilised wt to toilet x 2 with assistance of 1,
	remains unsteady on feet. Head dressing dry and intact
	Nil complaints voiced. BNO o/night.
06[15] AM	Observations stable @ 06[00] AM. Medications given as
Addit:	charted. GCS 15/15 PEARL
26/10/	PHYSIOTHERAPY + 80797
1030	Day 2 post stereotactic craniotomy r/o cerebellar tumors
	Nursing staff report pt quite teary + upset today re husbands death etc. Pt not wanting to do
	much today.
	P: R/v 1/7
26/10/	Krem (medical oncology) 88121
	Progress noted
	Stereotactic Craniotomy and removal
	of cerebellar metastasis 26/10/05
	CT post-op = no evidence of residual
	tumour
	Frozen Section → adenocarcinoma
	1 lesion vascular / 1 lesion avascular
	? 2 different pathologies

(BINDING MARGIN - DO NOT WRITE)

(ب)

تابع الشكل رقم (٢،١).

Royal Prince Alfred Hospital **Progress Notes**
Beds 00-00

MRN: 0000000
Name: anonymous
DOB: 00/00/00
Sex: F

ICU Admission Date:
RPAH Admission Date:

Date	Time	Note	View: Progressive Notes
24 Oct	1752 EST	written at 24 Oct 1755 EST Neuro HDU Admission - John Doe (ICU JR) Admitted post stereotactic craniotomy R/O cerebellar tumour B/G - PS = HA + imbalance (2/52 ago) - Diagnosed with cerebellar tumours x2 - commenced on dexamethasone - ?mets Past Hx 1. Breast CA (1992) - R Mastectomy + axillary dissection 2. R Ovarian CA (Dec 2005) - Laparotomy --> Hysterectomy + oopherectomy + omentectomy - 6x chemo (last Jan 2006) 3. IVC thrombus - Dec 2005 - complication of ovarian CA - commenced on clexane + warfarin - warfarin ceased Feb 2006 due to ?resolution of clot 4. R hydronephrosis - secondary to ovarian CA - R ureter stented 4. GORD - controlled with PPI Meds on admission - Nexium 20mg od - Lipitor 10mg - Temazepam 10mg prn - Dexamethasone 4mg daily Social - Ex smoker - EtoH - occasional - Husband passed away 3/52 ago (leukaemia) ON EXAMINATION Afebrile Pt alert, oriented Following commands Moving all 4 limbs BP 119/101 HR 54 NSD NM Peripherally well perfused ECG - NSR RR 15 Sats 100% (6L MM) Chest - clear anteriorly Abdo - soft - mild tenderness RIF (pt states has been present for last 2 months - no recent change) - BS present UOP 120mL/hr Cr 45 Post-op bloods pH 7.44 CO2 30, O2 208, BC 20 Hb 108, WCC 16, PLT 201	

Printed:

Page 1 of 3

ج

تابع الشكل رقم (٢،١).

obeikandl.com

Royal Prince Alfred Hospital **Progress Notes**
Beds 00-00

MRN: 0000000
Name: anonymous
DOB: 01/01/1900
Sex: F

ICU Admission Date:
RPAH Admission Date:

Date	Time	Note — View: Progressive Notes
25 Oct	0726 EST	written at 25 Oct 0729 EST NURSING: Slept long periods in between obs; fully orientated & PEARL throughout shift. Denies any altered vision or facial weakness. Panadol and morphine given for pain with good effect. Afebrile. Declined any oral intake despite anti-emetic given. Arterial line removed re blocked following blood samples. Full wash and linen change done. Independent with frequent mouthcare overnight. Dressing dry and intact. Electronically Signed By: Jane Smith, RN
25 Oct	0753 EST	written at 25 Oct 0754 EST Neurosurg WR Well post-op No nystagmus Minimal cerebellar dysfunction Able to sit without ataxia Plan: Stop phenytoin, add S/C heparin CT +/- contrast today If CT satsifactory, OK for ward De-line, IDC out Electronically Signed By: John Doe, MO
25 Oct	0824 EST	NURSING INITIAL ASSESSMENT written at 25 Oct 0904 EST Care of pt taken over at 0730. Emergency checks attended. NEURO: Pt scoring 15/15 GCS. Eyes open spontaneously. Obeying comands. Fully orientated to T,P,P. Normal power in all limbs. PEARTL size 2. Pt c/o mild h/ache. Refusing pain relief at present. Head bundle left intact at present. CVS: Pt monitoring in NSR. BP stable. Pt peripherally warm and well perfused. Afebrile. RESP: Pt self ventilating on 2L O2 via NP. Air entry clear/equal. SpO2>98% INPUT: IVT at 100ml/h via L peripheral canula. Pt tolerating sips H2O. Encouraged with oral diet and fluids. OUTPUT: IDC insitu draining good amounts clear urine. Abdo soft and nontender. Bowel sounds present. PLAN: Pt for CT with contrast today. Awaiting time. Electronically Signed By: Alice cooper RN
25 Oct 06	1206 EST	written at 25 Oct 1207 EST Neuro HDU DISCHARGE - A.Roufas (ICU JR) 66yo female Admitted post stereotactic craniotomy R/O cerebellar tumour B/G - PS = HA + imbalance (2/52 ago) - Diagnosed with cerebellar tumours x2 - commenced on dexamethasone - ?mets Past Hx 1. Breast CA (1992) - R Mastectomy + axillary dissection

Printed:

Page 1 of 2

د

تابع الشكل رقم (٢،١).

(٢،٢،٢) السجلات الطبية الإلكترونية

لقد تم استخدام العديد من الألفاظ لوصف السجل الطبي الإلكتروني EMR. لقد ظهرت هذه الألفاظ، إلى حد ما، كنتيجة لاستخدامها في الأوساط المختلفة:

- السجل الصحي الشخصيpersonal health record, PHR: حيث يمتلك الشخص حساب لتاريخه الطبي في صورة إلكترونية.
- السجل الطبي الإلكترونيEMR: عبارة عن سجل طبي إلكتروني تم إعداده عن طريق ممول معين وهو يحتوي وثائق صحية للمريض تُغطي كل الخدمات التي قدمت له في هيئة معينة.
- سجل المريض الإلكترونيelectronic patient record, EPR: نظام متمركز حول المريض ويحتوي وثائق المريض.

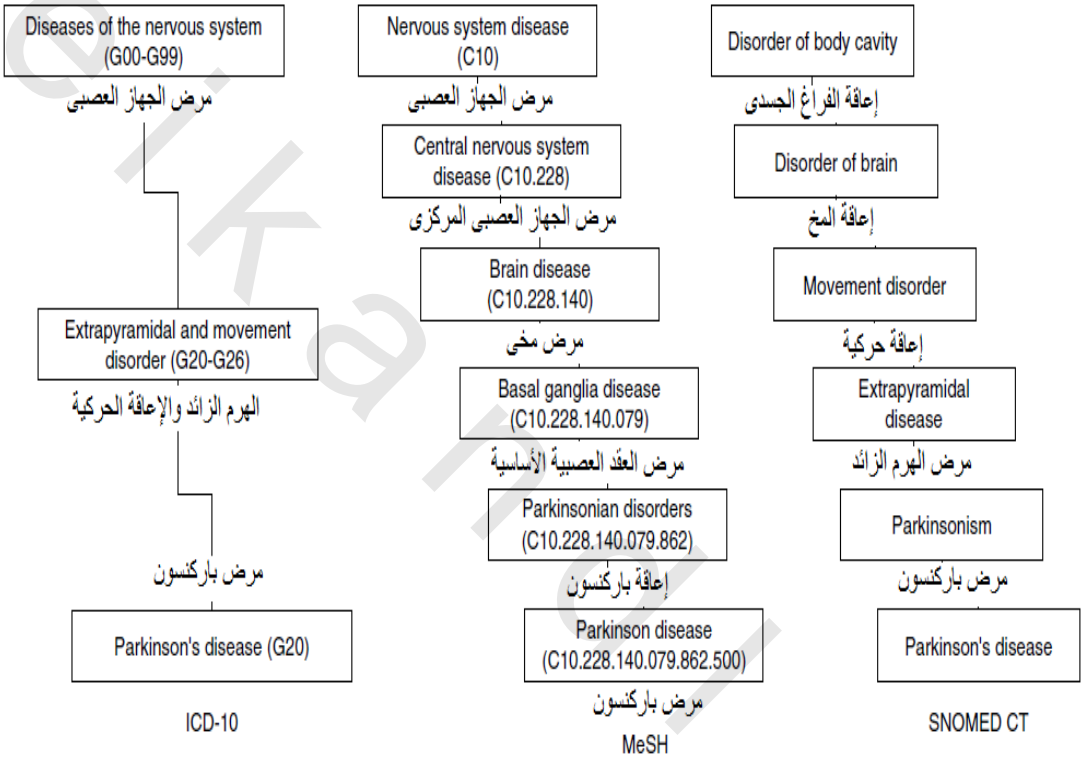
هناك بعض السمات العامة للسجل الطبي الإلكتروني. إن الطبيعة الرقمية للسجل الإلكتروني تسمح بالبحث في بيانات هذا السجل واستخراج المراد منها. بعض السمات الأخرى تشتمل على جودة النظام (مثل سهولة الاتصال والاستخدام) ، وجودة المعلومات (مثل سهولة القراءة والدقة)، ودعم القرار (مثل تحليل البيانات). سهولة الاتصال تصف الدرجة التي يمكن الوصول إليها في الاعتماد على النظام. على الرغم من أن السجل الطبي الإلكتروني له قابلية الاتصال به عن طريق العديد من المستخدمين في العديد من الأماكن، فإن هؤلاء المستخدمين أنفسهم يعتمدون على الوسط الإلكتروني في الحصول على البيانات الحرجة. النظام الإلكتروني غير الجدير بالثقة من الممكن أن يؤدي إلى أخطاء طبية. سهولة الاستخدام تصف مقدرة النظام الإلكتروني على التكامل مع نظام سير العمل بطريقة سلسة وسهلة. كل واحد منا متعود تقريباً على البرمجيات الضعيفة التي لا تعطي المطلوب منها، أو حتى تعطيه ولكن بتكلفة وقتيه أو زمنية تجعل المستخدم يملها ويقرر ألا يستخدمها مرة ثانية. إن الوضوح لا يكون موضوعاً ذا أهمية في السجلات الطبية الإلكترونية، على الرغم من أن الوثائق المنسوخة أو المصورة من الممكن أن تكون مشكلة في حد ذاتها. على ذلك، فإنه سيبقى هناك رأي دائماً يقول إن البيانات المعقدة أو المركبة ستكون أسهل في القراءة من الورق عنها من على شاشة الحاسب. إن تخزين البيانات على الأوساط الإلكترونية يكون أكفأ بكثير من حيث الوزن والحيز الذي يشغله عنه على الأوساط الورقية. من الصعب أن نضع تحديدا للدقة في هذا السياق، ولكنها يمكن تحديدها على أنها درجة الصحة (مقاسة كنسبة مئوية)، والكمال، والشمولية لمجموعة البيانات. إن المجالات أو التخصصات المحددة أو التي تعمل بالحاسب، عند التصميم الجيد لها لإدخال البيانات، ستوفر آلية أكثر شمولية ووضوح للسجلات الطبية الإلكترونية عن السجلات الطبية الورقية.

(٢،٣) المصطلحات القياسية – المفردات اللغوية ونظام التشفير الإكلينيكي

واحد من التحديات الأساسية في السجلات الطبية الإلكترونية هو التعامل مع مصطلحات قياسية أو موحدة من الممكن استخدامها عن طريق أشخاص متباعدين ومتنوعي الاختلاف أو حتى متباعدين جغرافياً. إن هذا يكون متعلقاً أو يعود على المفردات اللغوية الإكلينيكية كما يعود أيضاً على نظام التشفير للأمراض المختلفة[35]. يمكن تحديد المفردات اللغوية الإكلينيكية على أنها مجموعة من الكلمات أو المصطلحات التي تمثل معلومات مفهومة مكونة لنطاق معرفي معين. في العادة يتم تحديد هذه المصطلحات كأحداث حقيقية أو كيانات موجهة للتمثيل المعرفي لها وتسمى المفاهيم[36]. هناك بعض التعريفات الأخرى المستخدمة للمفردات اللغوية الطبية والموجودة في المراجع والكتب. تشتمل هذه المفردات اللغوية على المفردات الصحية[37]، والمفردات الإكلينيكية المنظمة[38]، والمفردات الطبية المحكومة وأيضاً المفردات المرجعية، ولكنها كلها يمكن استخدامها بالتبادل[39]. لسوء الحظ، فإن المفردات اللغوية الإكلينيكية الحديثة أصبحت متسعة جداً ومشبعة بالمصطلحات والمختصرات التي يكون بعضها عام، مثل stat (من، statim، فوريimmediately) ، ولكن معظمها من الممكن أن يكون مخصصاً لمجال أو تخصص فرعي معين[40]. لقد تم تحديد بعض المفردات اللغوية الخاصة عن طريق بعض المؤسسات الخاصة وهذه المفردات تكون مرشحة لبعض الاستخدامات الخاصة. إن المعايير تتغير، ولكن المطاليب الأساسية للمفردات اللغوية الشمولية تشتمل على تمثيل دقيق للتفاصيل الإكلينيكية، وفعالية التخزين والاسترجاع، والنقل أو الترجمة والتوافق بين طرق التشفير، والتحكم الفعال في البيانات. من الضروري أيضاً أن نذكر للمصطلح ترادفاً synonymy، والذي يكون له دور أساسي في المفردات اللغوية الإكلينيكية. يمكن تحديد الترادف على أنه دلالة علاقية، حيث تكون كلمتان (أو مفهومان) لهما نفس المعنى[41]. الترادف يكون مهما حيث إنه يستخدم لوصف المصطلحات المختلفة في السجل التي ترجع أو تشير إلى نفس المفهوم[42]. إنه من المنطقي أن تساعد المفردات اللغوية المحددة المعنى وغير غامضة المفهوم في تسهيل الترجمة من اللغة الطبية الطبيعية إلى التمثيل المهيكل المطلوب للبرامج التطبيقية. حتى الآن، وكما أشرنا مسبقاً، فإن هذا ليس مهمة سهلة، وليست هناك مجموعة مفردات لغوية وحيدة يمكن قبولها كمعيار عام في تمثيل المفاهيم الإكلينيكية.

يوجد هناك ثلاث طرق شائعة الاستخدام في نظام التشفير الإكلينيكي: التصنيف الدولي للأمراض international classification of diseases, ICD، والتسمية المنظمة للمصطلحات الطبية البشرية والبيطرية systematized nomenclature of human and veterinary medicine clinical terms, SNOMED CT، وعناوين أو رؤوس عناوين الموضوعات الطبية medical subject headings, MeSH . الهدف هو الحصول على اتساق أو توافق خلال الطيف الطبي بحيث تسهل عملية الاتصالات. الشكل رقم (٢،٢) يبين كيف أن طرق التشفير الثلاث تصنف مرض

باركينز المجهول السبب idiopathic Parkinson's disease, IPD، والذي هو في الأصل عبارة عن خلل عصبي متواتر ومتراكم نتيجة أسباب غير معلومة ويتصف بوجود رعشة أو ارتجاف في الأطراف، يكون متباطئاً عند بداية الحركة، ويزداد معدل الاهتزاز في الأطراف، مع وجود انحناء في الوقفة، ومشية بخطوات قصيرة، وفي بعض الأحيان وجود خرف أو هزيان. إن الهياكل المخية المتضمنة في ذلك هي العقد القاعدية (عبارة عن تتابع من النويات العميقة) ونظام المؤثرات الزائد الهرمية extrapyramidal motor system.



الشكل رقم (٢،٢) كيف يصنف كل من الـ ICD، والـ MeSH والـ SNOMED-CT مرض باركنسون.

(٢،٣،١) التصنيف الدولي للأمراض

التصنيف الدولي للأمراض ICD هو عبارة تصنيف أو مصطلحات، أو مفردات لغوية تم عرضها عن طريق المنظمة الصحية الدولية. آخر إصدار لها هو الطبعة العاشرة (١٩٩٢) ولذلك تكتب ICD-10. لقد تم تقسيم فصول الـICD على حسب الأنظمة التشريحية الأساسية أو أسبابها . الإصدار السابق ، ICD-9 مع التعديلات الإكلينيكية لا يزال واسع الاستخدام بالمسمى ICD-9-CM كنظام لوضع أكواد للتشخيص في الكثير من الأقطار مثل الولايات

المتحدة الأمريكية . في ال ICD-9-CM ، يتم استخدام عدد من ثلاث خانات مع خانة رابعة اختيارية مفصولة عن طريق العلامة العشرية (مثلاً332 لمرض باركنسون و 332.1 للباركونسونيزم) بينما الشفرة G20 يتم استخدامها في الـICD-10. إنه لا يتوقع أن يحل الـICD-10 محل ICD-9-CM حتى الآن .

(٢،٣،٢) التسميات المنظمة للمصطلحات الإكلينيكية الطبية

التسميات المنظمة للمصطلحات الإكلينيكية الطبية SNOMED CT عبارة عن مصطلحات عامة للرعاية الصحية تم تطويرها عن طريق قسم في الكلية الأمريكية لعلوم الأمراض College of American Pathologists, CAP. يتكون الـSNOMED من مجموعة من المحاور، كل منها يخدم تصنيفاً معيناً لمجموعة من المفاهيم (مثل الكائنات الحية ، والأمراض ، والخطوات). يتم تكوين شفرة المريض عن طريق الجمع بين المصطلحات من محاور عديدة لتمثيل مصطلح مركب. يحتوي الـSNOMED على تسميات عديدة لمرض باركنسون كما هو موضح في الجدول رقم (٢.٢).

الجدول رقم (٢،١) تسمية مرض باركنسون في الـSNOMED CT.

الوصف المفضل	التسمية
مرض باركنسون	الشلل الرعاش paralysis agitans
	الباركونسونية المجهولة السبب
	الباركونسونية الأولية
	الشلل الرعاش Shaking palsy
	مرض باركنسون المجهول السبب
	مرض باركنسون
	مرض باركنسون PD-Parkinson's disease

(٢،٣،٣) رؤوس المواضيع الطبية

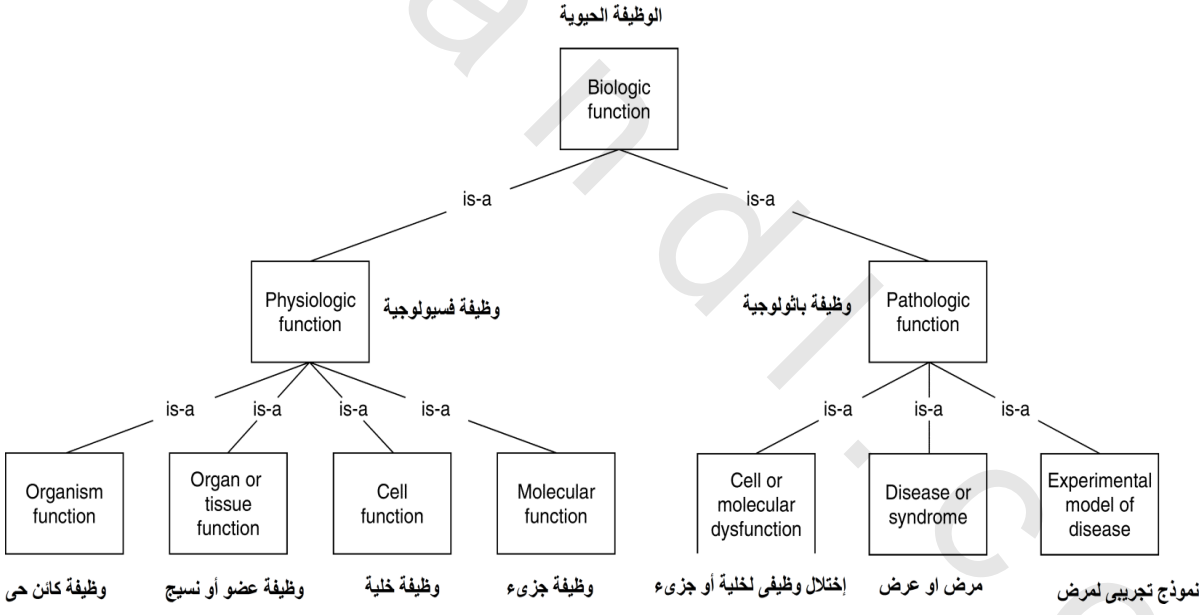
رؤوس المواضيع الطبية medical subject heading, MeSH عبارة عن مجموعة كبيرة من المفردات اللغوية المحكومة لفهرسة المقالات العلمية والكتب في علوم الحياة. هذه المفردات تم إنشاؤها والحفاظ عليها وتطويرها عن طريق المكتبة الإقليمية للطب national library of medicine, NLM[43]. يتم استخدام الـMeSH عن طريق مقالة قاعدة البيانات MEDLINE وكاتالوج الـNLM للكتب. لقد تم تصميم المفردات اللغوية ونظم المعلومات المدعمة لها لكي يتم استخدامها عن طريق متخصصي الفهرسة والفريق الطبي الذين لديهم درجات معينة من الخبرة على الحاسب.

(٢،٣،٤) نظام اللغة الطبية الموحد

نظام اللغة الطبية الموحد unified medical language system, UMLS، عبارة عن مجموعة كبيرة من المفردات الإكلينيكية والتصنيفات تستخدم لمقابلة الهياكل بين المفردات والتصنيفت. إن هذا التكامل من الممكن أن يحقق

علاقات مفهومية بينية من المفردات المنشأة بما في ذلك الـSNOMED ، والـICD ، والـ MeSH. هناك مركبة في الـUMLS تسمى الـمفردات الـفوقية أو الـ Metathesaurus. الهدف الأساسي من هذه المركبة هو التقابل بين نظام التشفير لتفعيل تبادل المعلومات بين قواعد البيانات الإكلينيكية المختلفة والأنظمة. هناك شبكة للدلالات اللفظية لجدولة الفئات مع المفاهيم الطبية المحددة في الـ.Metathesaurus. هناك ١٣٥ نوع من الـدلالـات الـلفظية ، و ٥٤ من الـعلاقات الـشبكية للدلالات الـلفظية الـمتاحة. يبين الشكل رقم (٢،٣) جزءاً من هذه الـشبكة ، حيث الـنوع الـسوبر هو الـدوال الحيوية ، وله طفلان وهما الدوال الفسيولوجية والـدوال الـباثولوجية ، حيث كل واحد منها له خادم طفل في الـترتيب الـهرمي بالـعلاقة "is-a".

هناك مركبة أخرى في الـULMS تُسمى معجم الـمتخصص SPECIALIST Lexicon وهي تحتوي أشكالاً نحوية ومعلومات إملائية للكلمات العامة والكلمات الحيوية الطبية في اللغة الإنجليزية . المعجم ، والمصادر المعجمية المصاحبة يتم استخدامها لتوليد الفهارس للـMetathesaurus ولها تطبيقات كثيرة في معالجة اللغة الطبيعية في الطب الحيوي.



الشكل رقم (٢،٣) جزء من شبكة UMLS للوظيفة الحيوية.

(٢،٣،٥) محددات الملاحظة المنطقية الأسماء والشفرات

محددات الملاحظة المنطقية الأسماء والشفرات Logical observation identifiers names and codes, LOINC عبارة عن قاعدة بيانات لمصطلحات لتحديد الملاحظات المعملية التي تم تطويرها والحفاظ عليها عن طريق معهد

regenstrief وهو عبارة عن مؤسسة أبحاث طبية معروفة دوليا وغير هادفة للربح. الهدف من الـLOINC هو توحيد الشفرات المعملية والإكلينيكية للاستخدام في الرعاية الصحية، وإدارة النتائج، والأبحاث[45]. هذه المصطلحات مرخصة من قبل المؤسسة الأمريكية للمعامل الإكلينيكية والـCAP وهي أحد المعايير المستخدمة في أنظمة الحكومة الأمريكية لتبادل المعلومات الصحية الإكلينيكية الإلكترونية.

من المحتمل أن يصبح الـLOINC معيارا لعمل احتمالات التأمين الصحي ومسئوليته HIPAA. الـHIPAA عبارة عن تنظيم فيدرالى يوفر معايير قومية للمعلومات عن الرعاية الصحية في الولايات المتحدة الأمريكية[46]. إن الـLIONC يطبق شفرات إسمية موحدة ومحددات للمصطلحات الطبية المتعلقة بالسجلات الطبية الإلكترونية . يتم تخصيص شفرة وحيدة (على الشكل nnnnn-n) لكل مدخل عند التسجيل مباشرة. هناك ستة أجزاء رئيسية في الشفرات: المركبة التحليلية، والصفة المقاسة، والجانب الزمني في الصفة المقاسة، وأنواع النظام/العينة، وتدريج القياس، ونوع الطريقة المستخدمة[45].

(٢،٤) معايير تبادل المعلومات

الهدف الأساسي من معايير المعلومات الطبية هو التأكد من أن كل البيانات المطلوبة لتحقيق اتصالا معينا يمكن نقلها من نظام لآخر[47].

(٢،٤،١) المستوى الصحي ٧

المستوى الصحي ٧ health level 7, HL7 هو عبارة عن مؤسسة للمعايير النامية تم اعتمادها عن طريق المعهد القومي الأمريكي للمعايرة. نطاق هذا الـHL7 هي البيانات الإكلينيكية والإدارية[48]. إن معيار الـHL7 هو عبارة عن مواصفات، وليس برمجيات، لتبادل المعلومات بين التطبيقات الطبية، وهو يحتوي على بروتوكول لتبادل هذه البيانات. إنه يحدد شكل ومحتوى الرسائل التي يجب على التطبيقات أن تستخدمها عند تبادل البيانات[49]. تعتمد معايير الـHL7 على نظام المعلومات المرجعية . معيار الـHL7 المتاح حاليا هو الإصدار رقم 2.4 . الإصدارات 2.5 و 2.6 كانت مقيدة أكثر بالمعايير السابقة . أخيرا ، قدم الإصدار 3 تغيرات أساسية على الطرق الموجودة فيالـHL7في الرسائل والتي قدمت هيكل الوثيقة الإكلينيكية clinical document architecture, CDA؟[50] . من الأعمال المستقبلية فيالـCDA هي مقدرتها على أن تتم رؤيتها في أي متصفح باستخدام شكل ورقة واحدة في الـ XML . الـرسائل بالـCDA تكون تحديدا ، قادرة على احتواء النصوص المكتوبة، والصور، والأصوات، وأي محتويات أخرى متعددة الوسائط. ميزة أساسية في نظام الـHL7 هي عدم الاعتمادية الناتجة من هيكل النظام المفتوح. هيكل النظام المفتوح

يكشف عن مواصفاته، وعن طريق البروتوكولات الملائمة التالية التي يمكن بها تطوير مكونات مضافة بدون النظر إلى صاحب أو بائع هذه المواصفات. إن هذا يجنبنا الحاجة لتطوير بنية تحتية متكاملة ومتزامنة حيث إن كل من هذه المكونات يمكن تطويره وتجميعه على انفراد.

(٢،٤،٢) التصوير الرقمي والاتصالات في الطب

إن الانتقال إلى الصور الرقمية في الأشعة والانتشار المنتظر لها إلكترونياً جعل الكلية الأمريكية للأشعة ACR والمنظمة القومية للمصنعين الكهربائيين NEMA أن تكونا لجنة في عام ١٩٨٣ لتضع شكلا قياسياً لتخزين ونقل الصور الطبية. لقد نشرت اللجنة المعيار الأساسيACRNEMAفي عام ١٩٨٥، والتي تم تصحيحها وتطويرها بعد ذلك. في عام ١٩٩٣ تم إعادة تسمية هذا المعيار إلى التصوير الرقمي والاتصالات في الطب digital imaging and communication in medicine, DICOM الإصدار ٣ والذي سمح بنقل الصور الطبية في الأوساط المتعددة المصنعين أو البائعين. يحتوي معيار الـDICOM على المكونات الشبكية المطلوبة لنقل هذه الملفات. إنها تستخدم بروتوكول التحكم في النقل أو بروتوكول الإنترنت لتفعيل عملية الاتصال بين الأنظمة. يمكن لملفات الدايكوم DICOM أن يتم تبادلها بين كيانين يكون كل منهما لديه المقدرة على استقبال المعلومات، بما في ذلك الصور وبيانات المريض. يتم تشفير بيانات المريض في المقدمة التي تحتوي على اسم المريض، نوع المسح، أبعاد الصورة، وأي معلومات أخرى متعلقة بالمسح أو التصوير. إن المفهوم أو الفكرة وراء الـDICOM تظهر من الحاجة لتجميع أو تكامل الماسحات، والخوادم، ومحطات العمل workstations، والمكونات الشبكية من العديد من المصادر في أرشيف الصور ونظام الاتصالات. بالنسبة لأرشيف الصورة وأجهزة نظام التصوير، الخوادم، ومحطات العمل، تكون لها عبارات مطابقة تحدد الأصناف التي يدعمها الـDICOM . لقد تم اعتماد الدايكوم بكثافة في الكثير من المستشفيات نتيجة قابليته للتغير الداخلي. إن كل من الـHL7 والدايكوم يتطلب تحديد عناصر البيانات المرسلة أو المنقولة. في الكثير من الأحوال يتطلب المحتوى مفردات معينة يمكن ترجمتها أو التعبير عنها بين الأنظمة. يوجد في الوقت الحالي عدم تجانس بين هذه المعايير. لتحسين التبادل الإلكتروني للبيانات الإكلينيكية، يجب تحديد شكل موحد وعام للمعيار والذي يتضمن الصور، والإشارات، والوسائل المتعددة الوسائط، وكذلك النصوص. في غياب مثل هذا المعيار الموحد، فقد تم افتراض عدد من الطرق المعتمدة على الترجمة بين هذه الأنظمة، واحدة من هذه الطرق هي نظام المكونات الوسيطة كمترجم[52، 53].

(٢،٥) قضايا في سهولة الاستخدام للسجلات الطبية الإلكترونية

تشتمل سهولة الاستخدام على الملاءمة للغرض المطلوب، وسهولة الاستخدام، وأيضاً سهولة التعلم. هناك أربعة مكونات أساسية لسهولة الاستخدام: سهولة التعليم، الكفاءة الزمنية، معدل أخطاء المستخدم ، ورضا أو اقتناع المستخدم[54]. لقد أكد هارتسون Hartson [55] على أهمية التفاعل مع المستخدم في سهولة الاستخدام. يقصد بالتفاعل مع المستخدم إدراكه أو فهمه لتأثير النظام على مخطط سير العمل. في هذا السياق، يطلق على هذا التفاعل "التفاعل البشري مع الحاسب" human-computer interaction, HCI. التفاعل البشري مع الحاسب نفسه يحتوي على عدد من المكونات: التصميم، والتقييم، والتنفيذ. إن سهولة الاستخدام تعتبر عنصراً مهما في أي نظام، ولكن تشعبات الأخطاء الناتجة عن التصميم يمكن أن تكون كارثية في الوسط الطبي وقد تؤدي إلى أمراض خطيرة أو حتى إلى الموت[56]. لكي نزيد أو نرفع من مقبولية الأنظمة المعتمدة على السجلات الطبية الإلكترونية، فإنه يكون من الضروري إجراء دراسة مكثفة لسهولة الاستخدام في العملية التطويرية. في الجزء التالي سيتم شرح خلفية نظرية ملخصة للتفاعل البشري مع الحاسب HCI.

(٢،٥،١) خلفية نظرية للتفاعل البشري مع الحاسب

النظريات الأساسية التي تم استخدامها في التفاعل البشري مع الحاسب هي النشاط(57,58)، وتحليل المهمة(59، 60)، والنظرية المعرفية(61، 62). بفرض أن الهدف الأساسي من تصميم نظام حاسب هو مساعدة المستخدمين في أنشطتهم الاحترافية. إن واجهة المستخدم يجب أن تساعده على تكملة هدفه والانتهاء من أغراضه المصاحبة لهذا النشاط إن نظرية النشاط تُبني على أعمال في جوتسكي Vygotsky وهي عبارة عن إطار يسمح بدراسة الأشكال المختلفة للممارسة البشرية. إن العقيدة الأساسية لنظرية النشاط هي أن النشاط (العمل) البشري يكون دائماً مدفوعاً بالحاجة. يتم إجراء النشاط باستخدام واحدة أو أكثر من الأدوات. يتم النظر لهذه الأدوات بدلالة منفعتها وكوسيط للنشاط بدلاً من الأهداف الجامدة أو الساكنة[63].

توفر نظرية النشاط نموذجاً أو مثالاً لوصف وفهم الطريقة التي يتفاعل بها البشر مع الحاسب في وسط المستخدم. إن العنصر البشري هو الذي يثير الحاجة إلى النشاط. يتكون النشاط من بعض الأنشطة المنفردة، أو تتابع من الأنشطة، والتي بدورها تتكون من بعض العمليات. العمليات هي وسائل في تنفيذ الأفعال التي تساعد في تنفيذ الهدف. يمكن للعملية أن تبدأ كفعل إدراكي، والذي قد يصبح فيما بعد روتينياً أو نمطياً وتقريباً غير واعٍ مع التدريب أو التكرار. يمكن لهذه الطريقة لتحليل النشاط البشري أن تنسحب على العمليات مثل التطوير التفاعلي والتقييم بين المستخدمين والمطورين، والذي يمكن رؤيته بالاستعلام أو التصميم السياقي(64، 65). يحدد الاستعلام السياقي

القضايا ذات الأهمية، والأهداف المطلوب ملاحظتها، والأسئلة المطلوب طرحها، والمعايير المطلوب استخدامها في فحص المشاركين.

يتم استخدام التحليل الهدفي لتصميم دوال النظام والواجهات. إنه من الضروري للمطور أن يكون على درجة فهم عالية للأهداف المطلوب تنفيذها باستخدام النظام والطريقة التي ينفذ بها كل هدف لتحقيق متطلبات المستخدم. هذه العملية التي تصف الأهداف وعلاقاتها تسمى بالتحليل الهدفي. لقد قدم كل من أنيت Annett و دونكان Duncan التحليل الهدفي الهرمي لتقييم المتطلبات التدريبية للمؤسسة(66).

تنبع النظرية المعرفية من المعرفة النفسية أو السيكولوجية التي يمكن فيها نمذجة البشر كمعالجات معلوماتية(61، 67). هذه الطريقة تصف الشخص كحساس، ومؤثرات، ونظام معالجة مركزية (الإدراك ، والمعرفة ، والتخزين). إن الأهداف، والمشغلات، والطرق، ونمط الاختيار كلها أمثلة قياسية تستخدم لشرح الطبيعة والهيكل لهذه النماذج باستخدام النظريات المعرفية(68).

(٢،٥،٢) تحليل مخطط سير العمل

إن أساليب العمل بكفاءة تكون ضرورية لأي مؤسسة ناجحة. إحدى الطرق التي تحقق تحسين الكفاءة تعتمد على تحليل مخطط سير العمل في المؤسسة. مخطط سير العمل يمكن تحديده على أنه مجموعة من المهام المكونة من مجموعة من الأنشطة والمعتمدة على الحاسب والبشر[69]. نموذج أو مخطط سير العمل هو عبارة عن تمثيل بالحاسب لخطوات العمل التي تتحكم في تتابع المهام المطلوب تنفيذها(70). الفوائد المصاحبة للكفاءة المحسنة هي فعالية التكلفة، والإنتاجية، والاتصالات، ورضا المستخدم أو اقتناعه. لقد تم الاعتراف التدريجي بقيمة تقنيات تحليل مخطط سير العمل في صناعة المراكز الصحية. إن العمليات ومخططات سير العمل لها يمكن نمذجتها بطرق مختلفة وباستخدام أدوات مختلفة، والتي تعتمد أساساً على طرق النمذجة الموجهة لهدف. هناك أربع طرق أساسية كالتالي(72):

١ - نمذجة المعلومات: يتم التركيز فيها على التدفق أو السير، والهيكل، والعلاقات البينية في هذه المعلومات.

٢ - النمذجة الوظيفية: حيث يتم توجيه الاهتمام إلى المهام المنفذة والمعلومات المتعلقة بها.

٣ - النمذجة المؤسسية : حيث يتم التركيز على العملاء (بشراً أو حاسبات) والموارد المستخدمة في كل مهمة، ويتم تحليل الاتصالات بين العملاء.

٤ - نمذجة الصفقات: حيث يتم فحص قضايا التزامن (التتابع) والتحكم في داخل وبين المهام في العملية.

هذه المخططات لسير العمل المنمذجة يمكن تقسيمها هرمياً إلى مخططات سير عمل جانبية(73). يمكن تخصيص هذه الأنشطة والمهام إلى واحد أو أكثر من العملاء. كلمة عميل يمكن الإشارة إليها على أنها وحدات مؤسسية أو أدوار. يوجد في الرعاية الصحية نوعان أساسيان من مخططات سير العمل(74): المخططات المخصصة والإجرائية.

المخططات المخصصة هي عمليات يكون فيها الخرج لا يمكن تخمينه. المخططات الإجرائية لها هيكل سابق التحديد يمكن تنفيذه في كل مرة يتم فيها إجراء مخطط السير. فمثلاً، في أقسام التصوير الطبي، فإن أداء التصوير المقطعي بالحاسب CT للصدر عبارة عن مخطط إجرائي روتيني، ويمكن تخمين الخرج. تتابع العمليات لهذا الإجراء يسير حسب بروتوكول سابق التحديد. بعد الانتهاء من عملية مسح الصورة فإن عملية إرسال تقرير الأشعة إلى الطبيب الذي طلب هذه الصور يعتبر مخطط سير مخصصاً حيث إن التزامن والاستقبال عن طريق الطبيب عملية لا يمكن تخمينها. في نموذج أي مخطط سير للعمل، يكون الخرج لكل عملية مسجلاً. يتم تحليل ووصف من قام بإجراء هذه العملية، وكيف تم إجراؤها، والأدوات والموارد المستخدمة هذه النتائج يتم تحديدها بعد ذلك كعلاقة للحالة الحالية لعملية مخطط سير العمل، والبيانات ذات الصلة بمخطط سير العمل، والهيكل المؤسسي، والتكنولوجيا المتاحة.

يطرح وسط الرعاية الصحية مشاكله الخاصة به لتحليل أي مخطط سير عمل، حيث إن أنشطة العمل تميل لأن تكون غير متجانسة، وتتراوح من البساطة في جانب إلى التعقيد الزائد في الجانب الآخر، ويمكن أن تتركب من العناصر المخصصة وأيضاً المتكررة والعمليات الجيدة التحديد.

(٢،٥،٣) مشاركة المستخدم

لا يوجد هناك شك في أن مشاركة المستخدم تحسن من رضا واقتناع المستخدم بالنتيجة النهائية(75، 76). في هذا السياق، يقصد بمشاركة المستخدم المشاركة في عملية تطوير النظام عن طريق مجموعة المستخدمين لهذا الهدف، والذي يكون غالباً أطباء متخصصين. وعلى ذلك، فإنه من المهم أن نؤكد أن يرى المستخدم الفوائد من هذا المقترح.

(٢،٦) الواجهة مع المستخدم

لقد تم شرح أساسيات الواجهة مع المستخدم عن طريق العديد من الباحثين(59، 77). بعض الأساسيات المفتاحية في تطوير الواجهة مع المستخدم في التطبيقات الطبية موضحة في الجدول رقم (٢،٣).

هناك مجموعة من الأساسيات التي يجب اتباعها عند عرض البيانات والنظر إليها بشكل فعال الجدول رقم (٢،٤) إن المعلومات الجيدة التصميم والمعروضة بطريقة منطقية يمكن أن تؤدي إلى درجة عالية من حسن الاستخدام وعلى العكس من ذلك، فإن العرض غير المنطقي والسيئ التصميم يقلل من أداء وفعالية النظام.

(٢،٦،١) العرض الإجمالي

جزء من السجل الطبي الإلكترونيEMR يمكن عرضه بطريقة مجملة (مختصرة أو مكثفة). إن التقرير المجمل يبسط المشاكل الطبية المعقدة. يجب أن تتبع السجلات واحداً من المفردات اللغوية المعروفة التصنيف والهيكلة. هناك بعض من السجلات لتقارير الجراحة والتمريض، حيث توجد هناك درجة عالية إلى حد ما من التكرار والاستخدام

للخطوات القياسية أو المعيارية(78، 79). ومع ذلك، فإن التقرير المجمل من الممكن أن يسبب بعض الغموض، وهذا يؤكد للمرة الثانية أهمية التصميم واستشارة المستخدم.

(٢،٦،٢) العرض التفصيلي

التقارير النصية المفصلة هي المكون الأساسي للسجلات الطبية المكتوبة PBMR. ملاحظات الدخول، وملاحظات التقدم، وتقارير الصور، وملخصات الخروج يتم تجميعها وتخزينها كنص تفصيلي الشكل رقم (٢.٤) يبين مثالا على تقرير ملخص للتصوير الطبي. هذا المثال يبين تقريراً قصيراً، ولكن الإيجاز وقيمة مثل هذه التقارير تعتمد غالبا على القارئ البيانات غير الضرورية موضحة للإشارة إلى فوضى الطبيب في مثل هذه التقارير، وفي هذا الوضع، فإن التقرير المجمل يعرض مميزات أكثر.

الجدول رقم (٢،٣) أساسيات تصميم واجهة المستخدم.

الأساس	الوصف:
التطابق	الواجهة يجب أن تستخدم ألفاظا ومفاهيم متسقة أو متطابقة
سهولة الاستخدام	الواجهة يجب أن تكون سهلة الاستخدام والفهم
المتانة	يجب أن تكون الواجهة متينة ويعتمد عليها
تحكم المستخدم	يجب أن يتاح للمستخدم التجاوز في حالة المواقف غير المتوقعة
المرونة	أدوات الإدخال المختلفة يجب أن تكون متاحة
التغذية العكسية والمساعدة	إتاحة دليل للمستخدم ومساعدة حساسة للسياق

إن عملية تحويل التقرير المفصل إلى الشكل المشفر لا زالت مسألة تحدٍّ وهي مساحة عريضة من البحث الفعال في مجال معالجة اللغات الطبيعية natural language processing, NLP(80–82). تعتبر الـNLP مساحة اصطناعية بين الذكاء الاصطناعي والتعامل اللغوي مع مشاكل التوليد الآلي وفهم اللغة البشرية إن أساس الـNLP هو قواعد تحليل الجمل والمفردات المستخدمة في النصوص المفصلة . يمكن تحويل اللغة الطبيعية إلى تعبيرات هيكلية للحاسب، والمعلومات من الحاسب يمكن تحويلها إلى لغة طبيعية. الميزة الأساسية للـNLP هي أنها يمكن تطبيقها على التقارير التفصيلية المتاحة. يمكن دمج الـNLP مع المفردات اللغوية الإكلينيكية التي تم شرحها مسبقا لتعزيز عملية التشفير الطبي.

obeikandi.com

الجدول رقم (٢،٤) أساسيات عرض البيانات.

الأساس	الوصف
التجميع	تجميع البايانات ذات العلاقة المنطقية
المعيار	اتساق عرض البيانات حسب المعايير
تسليط الضوء	يتم تسليط الضوء على البيانات حسب أهميتها
الرسم	الرسم المناسب من الممكن أن يزيد فعالية الواجهة
الألوان ونمط الخطوط	أنماط الخطوط والألوان تساعد على التصور والفهم

(٢،٦،٣) الواجهة الرسومية مع المستخدم ومعيار إدخال البيانات

تحتوي الواجهة الرسومية للمستخدم graphic user interface, GUI على مكونات رسومية ونصوص لتقبل الدخل من أجهزة المستخدم مثل لوحة المفاتيح والفأرة. تعرض الواجهة الخرج في صورة رسومات على شاشة الحاسب كاستجابة للدخل من المستخدم. هناك عدد من الأساسيات المختلفة المستخدمة في تصميم هذه الواجهات، وهذه تحتوي على واجهات للمستخدم ذات أهداف موجهة وتصميمات موجهة وظيفياً[83].

يمكن تصميم هذه المكونات الرسومية في الواجهة وترتيبها بطريقة هيكلية تسمى إدخال البيانات المهيكل structured data entry, SDA(84–86). هذه الطريقة تعطي سجلات للمرضى يكون من السهل تحريرها والبحث فيها ويمكنها أن تحتوي على دوال لدعم القرار(87، 88). لقد وضح أن هذه الطريقة يمكن أن تحسن من الأداء وتقلل من الغموض الذي قد يحدث. إن هيكل البيانات يجب أن يكون منعكسا على تصميم واجهة المستخدم بحيث يستطيع المستخدم أن يختار من العديد من الخيارات المتاحة أمامه أو النماذج المعروضة أمامه. بالنسبة لأي تخصص طبي، قد تكون هناك حاجة لتحديد أو تجميع مجموعة محدودة من البيانات. من مميزات الـSDE هو احتواؤها على البيانات المتطابقة والمنظمة للمريض، على الرغم من أن الـ SDE تتطلب تصميما موضوعا بعناية. مثلاً، يجب تجنب استخدام القوائم المطولة من القيم (التي تتطلب المرور بالفأرة والتسلسل الهرمي الجامد)(89). هناك عامل مهم يجب اعتباره عند التصميم وهو الزمن المطلوب لإدخال البيانات . إن تاريخ المريض ، والفحص الطبيعي يمكن أن يكون تمريناً مملاً على إدخال البيانات على الحاسب عند مقارنته بالمرور السريع على ملاحظة تكون سهلة القراءة لشخص يحاول تلخيصها أو اختزالها.

obeikandl.com

Name:	Sample patient	**Referring Doctor:**	John Doe
DOB:	01/01/2000	**MRN:**	0000000
Age:	6	**Patient #:**	Q0000 I PID 00000
Sex:	Male	**Study Date:**	01/01/2006

PET WB FDG - Melanoma pre Six

Technical data: بيانات تقنية

The patient was scanned on the PET-CT scanner (LSO Biograph) after the intravenous injection of 351 MBq of FDG.

Report: التقرير

The patient was scanned with arms above the head. There are no large mass lesions in the cerebrum. There is mild misregistration between the anatomical and functional data due to head movement.

There is a slightly irregular, markedly glucose avid lesion in the soft tissues of the left inguinal region consistent with the known site of disease. This lesion appears to be solitary. There is mild diffuse FDG uptake medial to the main abnormality in the lower abdominal wall, which may represent the site of previous surgery. There are no other abnormalities in the pelvis. The paraaortic nodes and abdominal viscera are clear. In the thorax, I cannot identify any glucose avid foci, but the small nodules which are referred to on the request form are approximately 5 mm in size, which may be beyond the resolution of the scanner. There are no abnormalities in the mediastinum or in the rest of the study to indicate other sites of disease.

Conclusion: الخلاصة

There is a slightly irregular, markedly glucose avid lesion in the soft tissues of the left inguinal region consistent with active high-grade tumors. But the lesion appears to be solitary and there are no other abnormal foci of increased FDG uptake in the rest of the study.

الشكل رقم (٢،٤) مثال على تقرير تصوير طبي.

(٢،٦،٤) الواجهات المعتمدة على الإنترنت (الاستاتيكية والديناميكية)

هناك طريقة أخرى للواجهات وهي استخدام الواجهات المعتمدة على الإنترنت[90–92]. المميزات الواضحة لهذه الواجهات هي أنها توفر اتصالاً جاهز أو غير معتمد على نظام تشغيل معين، حيث يتم الاتصال بالمعلومات من خلال مستكشف الإنترنت من على الشبكة. في هذه الحالة يمكن تجديد الواجهة أو صيانتها مركزياً، وهذه ميزة جيدة وجذابة. على الرغم من أنه قد توجد حدود وظيفية على واجهات الإنترنت، إلا أن بعض الوظائف التحريرية

obeikandl.com

يمكن إضافتها في جانب العميل. يمكن تنفيذ معظم الوظائف المحددة التطبيق باستخدام الـJava والـJavaScript . لقد تم تثبيت أنظمة الاتصالات المعتمدة على الإنترنت لنقل الصور الطبية والتشاور والاستشارات الفورية(93)، على الرغم من أن التفاعل الديناميكي بين الخوادم قد تأخر. معظم البيانات يتم نقلها استاتيكياً عند إنعاش صفحة الإنترنت. أخيراً، تم استخدام واجهات الإنترنت الديناميكية والفعالة عن طريق استخدام تقنيات في جانب الخوادم مثل المعالج الأولي للنصوص المفرطة hypertext، والـJavascript غير المتزامنة ولغات التوصيف الموسعة مثل XML و AJAX(94). إن لغة الـAJAX تكون أسرع وأكثر استجابة لتطبيقات الإنترنت من خلال الترابط مع ال Java Script، ونموذج هدف الوثيقة نموذج، والـXML. في نموذج الـAJAX، فإن استدعاءات الـJavaScript على الخادم يمكنها أن تجدد عنصراً واحداً في واجهة المستخدم بالبيانات المسترجعة من الخادم. مثل هذا التطبيق يكون أكثر مسئولية من الواجهة الاستاتيكية نتيجة عدم تحميل الشاشة الكاملة.

(٢،٦،٥) واجهات إدخال بديلة

هناك العديد من الباحثين الذين أعلنوا عن طرقا بديلة لإدخال البيانات. إن التحسينات المتاحة في التجهيزات الآن أتاحت للمستخدم أن يستخدم الكتابة اليدوية والإدخال عن طريق الصوت والتعرف عليه في السجلات الطبية الإلكترونية(95–99). تعتبر السرعة والدقة والسهولة في التنقل هي التحديات المستمرة للكتابة باليد والتعرف على الصوت في المستشفيات المشغولة. لقد تغلغلت التقنيات الصوتية في العديد من المناطق داخل المستشفيات ، ولكن الحاجة إلى قدرات حسابية أعلى كانت دائماً هي المحدد لاستخدامها في الأوساط الهادئة. على الرغم من أن التعرف على الأصوات تم إنجازه أصلاً على الحاسبات النقالة، فإنه المطلوب الآن أن تكون نفس هذه الوظيفة على أجهزة يدوية. من المناطق البحثية الجديدة والمتقدمة ، الواجهات عن طريق اللمس. إن واجهات اللمس أصبحت الآن ملحقة أو قد تستبدل الأشكال الأخرى من المخارج التي يمكن أن تعطي تغذية عكسية يدوية أو لمسية(95). إن الحس عن طريق اللمس هو عبارة عن حس للخشونة أو الاحتكاك، ويستخدم في مجال الـ HCI. يمكن استخدام شاشات اللمس في التصوير الطبي للتعامل مع بيانات الصور الثلاثية الأبعاد لكل الجسم، أو الأوعية الدموية أو الأعصاب. في الطرق الأخرى، مثل واجهات المستخدم اللمسية، فإن الوسط يكون في فراغ ثلاثي الأبعاد، ولقد تم استخدام ذلك في الجراحات الصعبية للمساعدة في التخطيط للعمليات(100).

(٢،٦،٦) بعض أجهزة الحساب المتقدمة

مازالت هناك طرقا أخرى تستخدم أجهزة الحساب النقالة والشبكات اللاسلكية(101–102). الأجهزة النقالة تكون مناسبة في المستشفيات المشغولة لعدم الحاجة لإيجاد طرف حساب فاضي أو حر، وفي هذه الحالة يتم حمل هذه الأجهزة إلى حيث يذهب مسئول الرعاية الصحية. من الفوائد الأخرى الواضحة لهذه الأجهزة هي التنزيلات والتحميل للبيانات في الزمن الحقيقي من أو إلى هذه الأجهزة. هذه البيانات من الممكن أن تشتمل على قوائم المرضى ونتائج المعامل والتصوير المصاحبة، وأيضاً أي بروتوكول معين للعناية بالمريض. الإصدارات الإلكترونية لمراجع

الأدوية والنسخ الملخصة للكتب الطبية الدراسية أصبحت الآن متاحة على الأجهزة النقالة منذ فترة من الوقت ، وأصبحت تستخدم الآن بكثافة عن طريق الأطباء المقيمين(24، 62، 103-108).

(٢،٧) التقييم

أي تدخل جديد يجب أن يتم تقييمه بطريقة مناسبة لقياس تأثيره، الذي قد يكون موجباً أو سالباً. الثلاث مناطق المهمة وذات العلاقة بالسجلات الطبية الإلكترونية هي جودة النظام، وجودة المعلومات، ورضا أو اقتناع المستخدم[4]. تشتمل بعض الدراسات على تأثير النظام على كل من الأفراد والمؤسسات(16، 109). غالبا يتم قياس جودة النظام مع التأكيد على الكفاءة الزمنية، بما في ذلك الاستجابة الزمنية والتوفير الزمني[3، 110-113]. يعتبر الزمن معياراً أساسياً أو مفتاحياً لقياس تكامل النظام في مخطط سير العمل الإكلينيكي. يمكن اعتبار النظام فعالاً إذا قلل الزمن المطلوب لكتابة الوثائق وزمن الوصول، حتى لو لم تترجم الكفاءة الزمنية إلى رعاية صحية أفضل(114). يمكن أن تشتمل سمات جودة المعلومات على الدقة، والكمال، والوضوح. اعتماداً على تطبيق السجل الطبي الإلكتروني ، يمكن أن يحتوي تصميم التقييم على واحدة أو العديد من السمات(109، 111، 115). رضا المستخدم يمكن أن يرجع إلى النظام نفسه أو إلى محتوياته. بعيدا عن السمات المذكورة سابقا، فإن طرق التقييم العامة التي تستخدم بكثرة في هندسة البرمجيات يمكن استخدامها أيضاً في السجلات الطبية الإلكترونية EMR(116).

إن الطرق الرسمية المستخدمة في العلوم المعرفية نحتاج إليها عادة لتقييم سهولة الاستخدام[117]، والملاحظة هي إحدى هذه التقنيات. تشتمل الملاحظة ببساطة على مراقبة الأفراد أثناء استخدامهم للنظام ، ويمكن تنفيذ ذلك طبيعيا أو عن طريق الفيديو . يمكن مساءلة المستخدمين أثناء تنفيذ المهام، وهو ما يسمى التفكير بالصوت العالي، وهو ما يحقق فرصة للتغذية العكسية للمستخدم. الاستبيانات والاستقصاءات يتم استخدامها أيضاً بكثرة. في العادة يسأل الاستبيان المستخدمين لتقييم النظام على حسب السمات والوظائف الخاصة بهذا النظام. للحصول على نتائج يمكن الاعتماد عليها من أي استقصاء فإن الأسئلة يجب أن تكون محددة بدلا من أن تكون عامة. من المفيد أيضاً أن نقيم الخلفية للمستخدمين المشاركين، مثل خبراتهم ومعرفتهم بوسط العمل والنظام. طريقة أخرى هي تقييم النظام الجديد أثناء تطويره في عملية تسمى المسار المعرفي. يقوم المقومون بتقييم أجزاء المهام للنظام تتابعياً، وتشتمل الخطوات المتبعة في ذلك على الآتي :

١ - وصف للنظام ووظائفه.

٢ - وصف للمهمة التي سيؤديها المستخدم على هذا النظام.

٣ - قائمة كاملة ومفصلة للعمليات المطلوبة لتنفيذ المهمة.

٤ - لمحة عن مستخدمي هذه المهمة وخلفياتهم.

(٢،٨) نظام السجلات الطبية الإلكترونية – حالة دراسية:
سجل إلكتروني معتمداً على الإنترنت للتصوير الطبي

في قسم التصوير الجزيئي، نتخصص في التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني PET ويتم استخدام التصوير المقطعي بالحاسب أساساً في تقييم المرضى بالعديد من الأمراض الخبيثة. يتم الآن إجراء ما بين ٢٢ حتى ٢٤ حالة مرضية في اليوم. يتم شرح خطوات عملية المسح للمريض، وبعد ذلك يتم الحصول على التفاصيل الإكلينيكية ذات الصلة بما في ذلك، التشخيص، والعلاج، ونتائج الفحوصات الأخرى، والأدوية، والموافقة الرسمية على هذه الخطوات(118). لقد كان سجل المقابلة مع المريض فيما قبل ورقياً ويكتب بخط اليد، بعد ذلك كانت هذه البيانات يتم إملاؤها بالميكروفون على العاملين في السكرتارية لطباعتها في نظام معلومات القسم information system, IS. على الرغم من أننا كنا نحدد المواضيع بدقة ووضوح في الملاحظات المكتوبة بخط اليد، والذي كان يؤدي إلى تأخير في سير البيانات المختزلة إلى نظام المعلومات، إلا أننا وجدنا أن الصعوبات كانت تتزايد مع هذه الطريقة خاصة مع العدد الكبير للمرضى. لذلك فقد فكرنا في استخدام أحدث التطورات في نظم المعلومات لزيادة كفاءة هذا القسم. لقد استخدمنا الطريقة المعتمدة على الإنترنت، والتي تُسمى طريقة تاريخ المريض الإلكتروني للتصوير المعتمد على الإنترنت Web based imaging electronic patient history, WEBI-EPH، ومساعد إلكتروني شخصي personal digital assistant, PDA، وشبكة لاسلكية للتواصل مع نظام المعلومات داخل القسم.

(٢،٨،١) نظام سير العمل الإكلينيكي

قبل تصميم النظام الجديد تم وضع ملامح سير العمل الإكلينيكي في القسم. لقد تم تطبيق طريقة استعلام سياقية معتمدة على نظرية الفعالية على تطوير النظام وفي تصميم الواجهة. ملامح عملية أخذ التاريخ المرضى المتبعة كانت كما يلي:

١ – يقوم المستخدم (الاستشاري أو المسجل) بعمل المقابلة مع المريض. هو أو هي يقوم بشرح الخطوات للمريض، ويحصل منه على الموافقات الرسمية، ويقوم بتسجيل بيانات المريض التاريخية على الورق.

٢ – يتم إملاء التاريخ المرضى من على الورق باستخدام ميكروفون.

٣ – تتم طباعة البيانات في نظام المعلومات عن طريق السكرتارية.

يبين الشكل رقم (٢،٤) عناصر النظام الجديد كما يلي:

١ – قبل إجراء المقابلة مع المريض، يقوم المستخدم بتوليد سجل مريض جديد.

٢ – يقوم المستخدم بسؤال المريض وتسجيل البيانات على ال PDA النقال أثناء إجراء خطوات المقابلة.

obeikandl.com

٣ - يعرض الجهاز النقال تتابع من المجالات المناسبة للحالة الراهنة (مثل ، سرطان الغدد الليمفاوية lymphoma، وسرطان الرئة ، وسرطان الأمعاء).

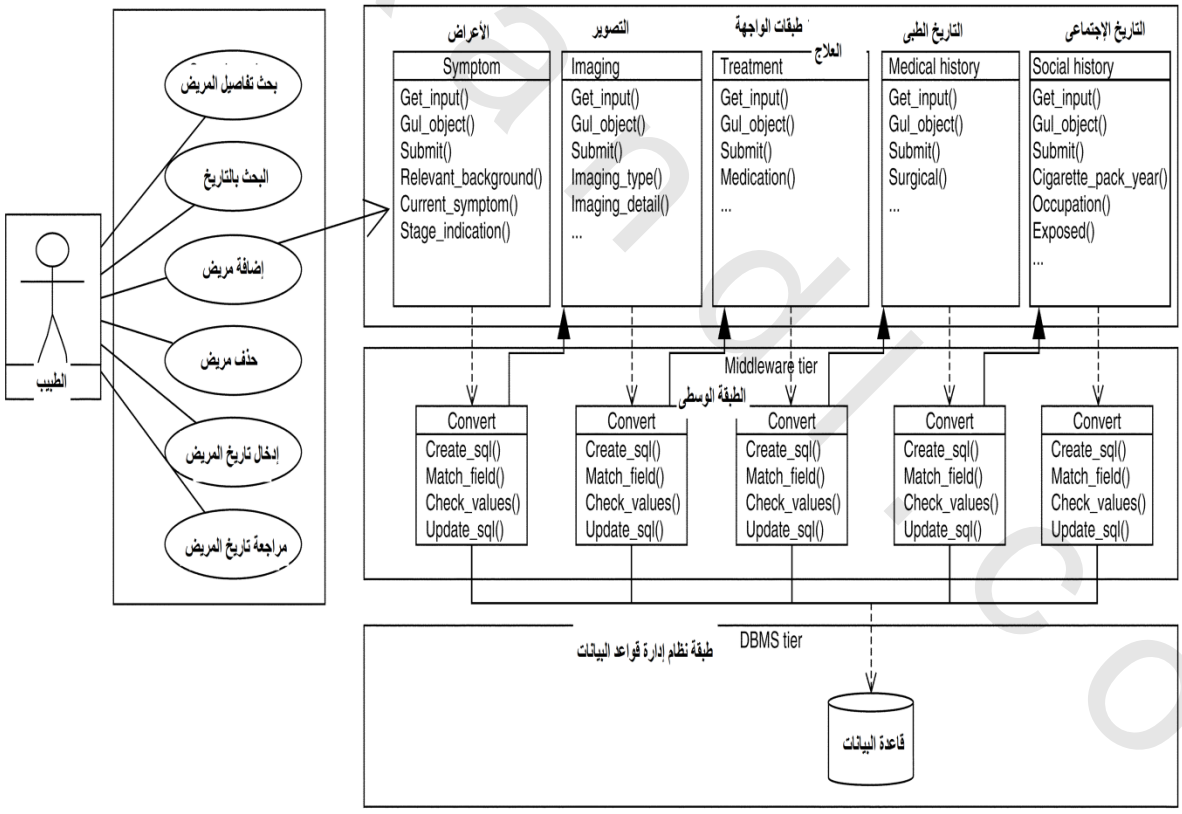
٤ - يتم تخزين هذا الدخل آلياً

٥ - يتم نقل هذا الدخل في الزمن الحقيقي إلى نظام المعلومات.

٦ - يذهب المريض إلى حجرة التصوير.

٧ - هذه البيانات تكون متاحة لكاتب التقرير الإكلينيكي قبل الانتهاء من عملية التصوير.

لقد تم توليد المجالات المختلفة لتسجيل العلاج الحالي للمريض، والتاريخ الطبي، والأدوية التي يتعاطاها، والعوامل الاجتماعية. كل مركبة تولد استعلاما للطبقة الوسيطة كما في الشكل رقم (٢.٥)، والتي يتم تحديثها إلى نظام المعلومات.



الشكل رقم (٢،٥) تتابع باستخدام لغة النمذجة الموحدة لتوليد WEBI-EPH. يختار المستخدم أي عملية من واجهة النظام، حيث بعد ذلك تبدأ العملية. عملية الإدخال لها خمس مراحل.

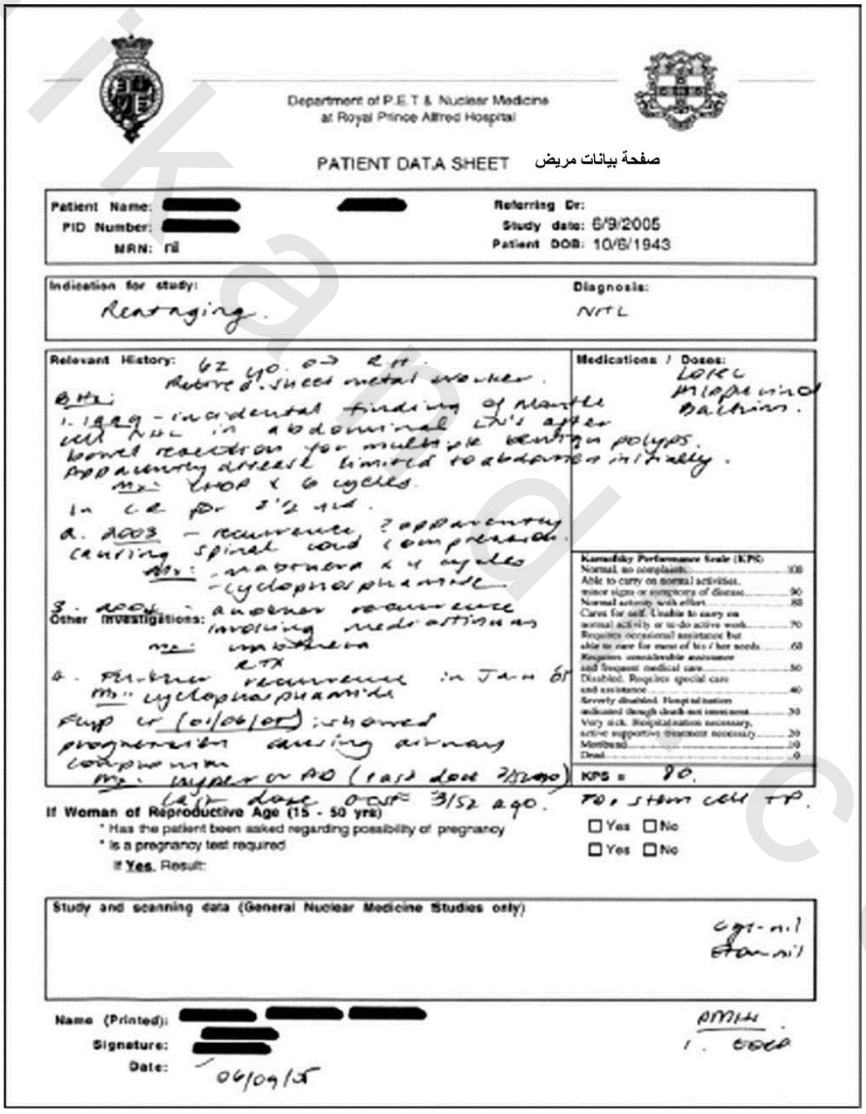
(٢،٨،٢) التصوير بالاعتماد على الإنترنت: تاريخ المريض الإلكتروني

لقد تم تصميم الـWEBI-EPH ليستوعب تتابع الأحداث التي تحدث عند قبول مريض قبل أن يبدأ عملية التصوير، والموضحة تخطيطيا في الشكل رقم (٢.٥). لقد تم تصميم المجالات، وتفصيلها، وتوجيها ناحية حالتين طبيتين عامتين، حيث التصوير بالـPET-CT يوفر معلومات فريدة عن: سرطان الرئة، وتقييم سرطان الغدد الليمفاوية (نوع من أنواع سرطان الدم). لقد تم توليد قائمة للاطلاع للإجابات عن الأسئلة العامة المتوقعة، ويعكس التصميم التتابع الطبيعي الذي طرحت به هذه الأسئلة. لقد تم استخدام المكونات التصويرية لتحديد هذه الوحدات الأساسية. الوحدة الأساسية كانت عبارة عن مجموعة من البيانات التي تكون مكوناتها لها صفات محددة يتم وصفها على انفراد. تتكون كل وحدة من العديد من العناصر الواصفة التي تحتوي على الخواص والقيم. في تصنيف الأعراض الحالية، الوحدة الأساسية كانت الألم، وتحتوي على معلومات عن الموضع والمدة لهذا الألم كخواص وقيم. لقد تم إجراء إدخال البيانات عن طريق اختيار عنصر ذي علاقة من قائمة من القيم الموفرة عن طريق نموذج أو عن طريق الطباعة أو الكتابة باستخدام القلم الضوئي. في حالة طلب إدخال أكثر تعقيداً، يتم تصميم الشاشات في هيكل هرمي، حيث يتم توضيح أول طبقة فوراً لكل نموذج. للحصول على تفاصيل أكثر، تظهر الطبقة المنطقية الثانية لعناصر الوصف وتم إدخالها في قيم الطبقة الأولى. لقد تم عمل ذلك بطريقة لا تفقد التفاصيل المتعلقة بتفسير الصورة، ويتم فيها الحفاظ على شمولية البيانات.

يشتمل الـWEBI-EPH على بيانات ديموغرافية أو سكانية، ووصف للصورة، والأعراض الحالية، والتاريخ الطبي، وخطة الإدارة، والأدوية التي يتم تعاطيها. لقد تم تصميم شاشات مواجهة معتمدة على الإنترنت باستخدام صفحات الـJavaScript على خادم إنترنت . يتم نقل البيانات من واجهة الإنترنت من الـPDA إلى نظام المعلومات باستخدام توصيلية قاعدة بيانات الـJavaفي الزمن الحقيقي عن طريق شبكة لاسلكية. لقد تم تصميم هذه المجالات لتقليل الكتابة باليد لأقصى درجة ممكنة. لقد قمنا بتوجيه الـEPHفي ١٨٠ مريضا بسرطان الرئة و ١٣٠ مريضاً بسرطان الغدد الليمفاوية على مدار ٣ أشهر في العام ٢٠٠٥. لقد قمنا بقياس الزمن اللازم لإكمال وتحديث الـPBMR والـWEBI-EPH إلى نظام المعلومات والزمن اللازم لإملاء تاريخ المريض حتى ظهوره في ملف المريض في نظام المعلومات. لقد قمنا أيضاً بتصنيف الـWEBI-EPH والـPBMR من حيث الوضوح، والشمولية، والعلاقة بتفسير الصور. الشكل رقم (٢.٦) يبين الـPBMRلتاريخ مريض كما يبين الشكل رقم (٢.٧) واجهة الـWEBI-EPH.

إن الزمن المأخوذ لاستكمال الـWEBI-EPH تراوح بين ٢ حتى ٥٩ دقيقة، والمتوسط كان ١٠.١٤ دقيقة (±٤.٢)، حيث القيم العالية أو البعيدة كانت نتيجة انقطاع أثناء المقابلة نتيجة حدث غير متوقع نتيجة أن المسجل كان عليه الانتباه مع مريض آخر. كل الـ ٣١٠ سجلا كانت متاحة فوراً في نظام المعلومات. بالنسبة للسجل الورقي

PBMR كان الزمن المتوسط لإكمال السجل ٢٤ دقيقة، كل السجلات كان يتم إملاؤها، ولكن أي منها لم يظهر في نظام المعلومات أثناء فترة الخدمة، والزمن المتوسط لظهور البيانات المملاة في نظام المعلومات كان ١٠ شهور. لقد استقبل الـ EPH أيضاً نتائج تقيمية عالية عن السجلات الورقية في جميع الفصائل: الوضوح ٢,٣ للـ PBMR و ٥ للـ EPH، الشمولية ٣,٧ للـ PBMR و ٤,٧ للـ EPH، والعلاقة بالصورة ٣,٣ للـ PBMR و ٤,٣ للـ EPH . معنى ذلك أن بيانات الـEPH كانت واضحة وأكثر شمولية، ومتاحة فورا بدون أي فقد في الدقة . توضح البيانات التمهيدية أن الـ EPH المصمم خصيصاً يكون له مميزات عن الـ PBMR.



Department of P.E.T & Nuclear Medicine
at Royal Prince Alfred Hospital

PATIENT DATA SHEET صفحة بيانات مريض

Patient Name: [redacted]
PID Number: [redacted]
MRN: nil
Referring Dr:
Study date: 6/9/2005
Patient DOB: 10/6/1943

Indication for study: Restaging.
Diagnosis: NHL

Relevant History: 62 yo. ex RF. Retired sheet metal worker.
PMH:
1. 1999 - incidental finding of Mantle cell NHL in abdominal LN's after bowel resection for multiple benign polyps. Apparently disease limited to abdomen initially.
Rx: CHOP x 6 cycles
In CR for 3½ yrs.
2. 2003 - recurrence ? apparently causing spinal cord compression.
Rx: - maintenance x 4 cycles
- cyclophosphamide
3. 2004 Other Investigations: another recurrence involving mediastinum
Rx: radiotherapy
4. Pre-sent recurrence in Jan 05
Rx: cyclophosphamide
Rep CT [01/06/05]: showed progression causing airway compression
Rx: started on RO (last dose 2/2/05)
(Left dose 0 DNF= 3/52 ago.

Medications / Doses: LOXC Allopurinol Baltrim.

Karnofsky Performance Scale (KPS):
Normal, no complaints 100
Able to carry on normal activities, minor signs or symptoms of disease 90
Normal activity with effort 80
Cares for self. Unable to carry on normal activity or to do active work 70
Requires occasional assistance but able to care for most of his / her needs 60
Requires considerable assistance and frequent medical care 50
Disabled. Requires special care and assistance 40
Severely disabled. Hospitalization indicated though death not imminent 30
Very sick. Hospitalization necessary, active supportive treatment necessary 20
Moribund 10
Dead 0
KPS = 90.

PD, stem cell TP.

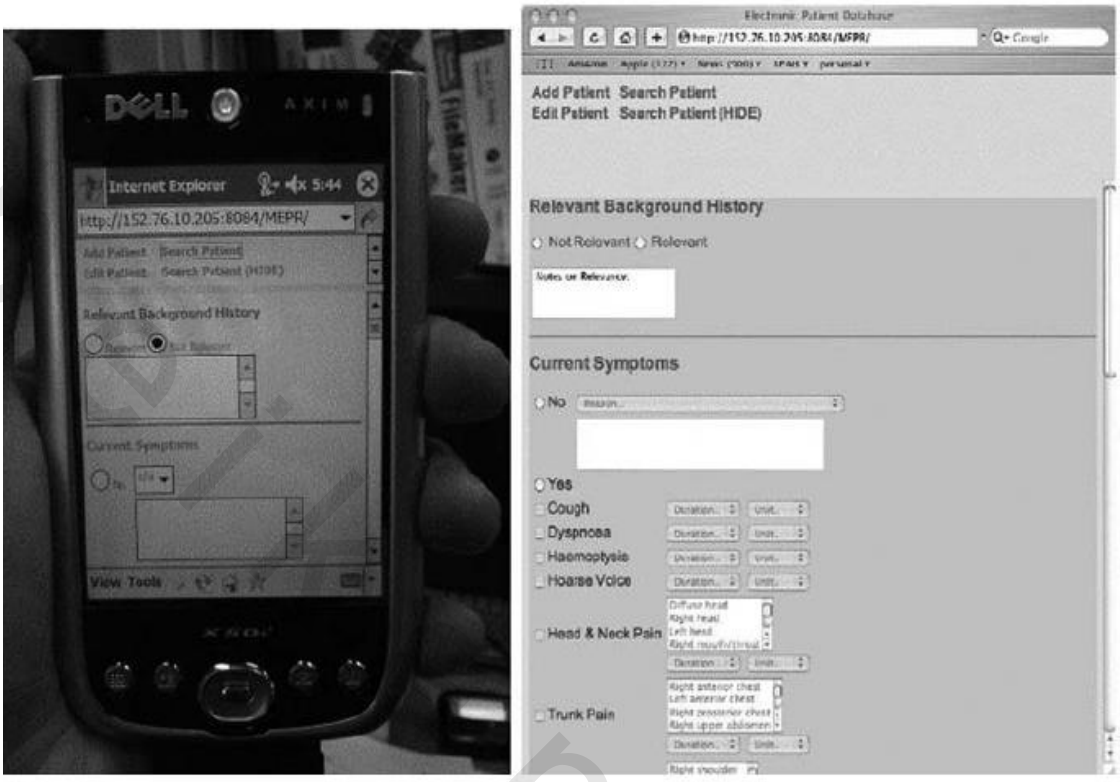
If Woman of Reproductive Age (15 - 50 yrs)
* Has the patient been asked regarding possibility of pregnancy ☐ Yes ☐ No
* Is a pregnancy test required ☐ Yes ☐ No
If Yes, Result:

Study and scanning data (General Nuclear Medicine Studies only)
CXR - nil
ECG - nil

Name (Printed): [redacted]
Signature: [redacted]
Date: 06/09/05

RMH
1. 6060

الشكل رقم (٢،٦) سجل المريض الطبي الورقي PBMR المستخدم في أحد الأقسام في مستشفى موضحاً الاختصارات والصعوبة مع كتابة البيانات بخط اليد.



الشكل رقم (٢،٧) الـ PDA. واجهة معتمدة على الإنترنت على الPDA ناحية اليسار وصورة لشاشة من على مستكشف حاسب محمول على اليمين.

(٢،٩) ملخص

إن المميزات النظرية للسجلات الطبية الإلكترونية تلقى تقديراً واسعاً، ولكن حتى الآن يظل السجل الطبي الإلكتروني الفعال والمتين المتكامل داخل أماكن الرعاية الصحية بعيد المنال. ومع ذلك، فإن مثل هذه السجلات الطبية الإلكترونية ستكون وشيكة ويمكن الحصول عليها بآخر ما وصلت إليه تكنولوجيا المعلومات. وعلى الرغم من ذلك، فإنه يجب التأكيد أن الدخل من المستخدم في مرحلة التصميم يكون ضرورياً، ويجب تخطيط سير العمل في المكان الذي سيستخدم فيه السجل الإلكتروني بعناية، كما يجب معايرة أو توحيد البيانات الطبية التي سيتم أخذها بقدر الإمكان، ويجب أن تكون طريقة الإدخال سهلة الاستخدام وسريعة. ننصح بالقراءات الأخرى من قائمة المراجع.

(٢،١٠) تمارين

١ - اشرح أهمية استخدام السجلات الطبية الإلكترونية ذات المصطلحات الموحدة.

٢ - اشرح واجهات الحاسب الموحدة والتطبيقات الممكنة لها في تطوير السجلات الطبية الإلكترونية.

٣ - اذكر الثلاثة عوامل الأساسية لتقييم النظام المعتمد على السجل الطبي الإلكتروني والعوامل المؤثرة فيه.

(٢،١١) المراجع

1. U.S. General Accounting Office. Automated Medical Records: Leadership Needed to Expedite Standards . Development.U.S. Government Accounting Office; IMTEC 93-17,1993.
2. J. Stausberg et al. Comparing paper-based with electronicpatient records: lessons learned during a study on diagnosisand procedure codes. J. Am. Med. Inf. Assoc. 10:470–477, 2003.
3. G. Makoul, R. H. Curry, and P. C. Tang. The use of electronicmedical records: Communication patterns in outpatientencounters. J. Am. Med. Inf. Assoc. 8(6):610–615,2001.
4. M. Van der Meijden et al. Determines of success of inpatientclinical information systems: A literature review.J. Am. Med. Inf. Assoc. 10:235–243, 2003.
5. O. Ratib, M. Swiernik, and J. M. McCoy.From PACS to integrated EMR.Computerized Medical Imaging andGraphics. 27(2–3):207–215, 2003.
6. D. P. Lorence and R. Churchill. Clinical knowledge management using computerized patient record system: Is thecurrent infrastructure adequate? IEEE Trans. Inf. Technol.Biomed. 9(2):283–288, 2005.
7. L. Poissant et al. The impact of electronic health recordson time efficiency of physicians and nurses: A systematicreview. J. Am. Med. Inf. Assoc. 12:505–516, 2005.
8. A. Van Ginneken. The computerized patient record: Balancing effort and benefit. Int. J. Med. Inf. 65:97 –119, 2002.
9. S. T. C. Wong et al. Workflow-enabled distributed component-based information architecture for digital medical imaging enterprises. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 7(3):171–183, 2003.
10. A. James, Y. Wilcox, and R. N. G. Naguib. A telematics system for oncology based on electronic health and patient records.IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 5:16–17, 2001.
11. M. Krol. Telemedicine.IEEE Potentials. 16(4):29–31, 1997.
12. S-C. Hwang and M-H. Lee. A Web-based telePACS using an asymmetric satellite system.IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 4(2):212–215, 2000.
13. G. Eysenbach. What is e-health? J. Med. Internet Res. 3(2): e20, 2001.
14. R. Istepanian. M-health emerging mobile health systems. In: R. S. H. Istepanian, S. Laxminarayan, C. S. Pattichis (Eds.). Biomedical Engineering International Book Series.Springer, 2005.
15. D. W. Bates et al. A proposal for electronic medical records in U.S. primary care. J. Am. Med. Inf. Assoc. 10(1):1–10, 2003.
16. G. Southon, C. Sauer, and K. Dampney. Lessons from a failed information systems initiative: Issues for complex organisations. Int. J. Med. Inform. 55(1):33–46, 1999.
17. J. Aarts, H. Doorewaard, and M. Berg. Understanding implementation: The case of a computerized physician order entry system in a large Dutch university medical center. J. Am. Med. Inform. Assoc. 11(3):207–216, 2004.
18. K. Dansky et al. Electronic medical records: are physiciansready? J. Health Manage. 44(6):440, 1999.
19. M. van der Meijden et al. Development and implementationof electronic medical records in the United States.J. Am. Med. Inform. Assoc. 12(1):3, 2005.
20. E. Ammenwerth et al. Factors affecting and affected byuser acceptance of computer-based nursing documentation:Results of a two-year study. J. Am. Med. Inform.Assoc. 10(1):69, 2003.
21. D. R. Kaufman et al. Usability in the real world: Assessingmedical information technologies in patients' homes.J. Biomed. Inform. 36(1–2):45–60, 2003.

22. S. T. C. Wong et al. Workflow-enabled distributed component-based information architecture for digital medicalimaging enterprises. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.7(3):171–183, 2003.
23. M. C. Beuscart-Zephir et al. Integrating users' activitymodeling in the design and assessment of hospital electronicpatient records: The example of anesthesia. Int.J. Med. Inform. 64:157–171, 2001.
24. C. Pappas et al. A mobile e-health system based on workflowautomation tools. In The 15th IEEE Symposium onComputer-based Medical Systems (CBMS 2002).2002;Maribor, Slovenia.
25. D. Scalise. Evidence-based medicine.An overview forhospital leaders.Hosp. Health Network. 79(9):8, 2005.
26. W. D. Sacket. The need for evidence based medicine. J. R.Soc. Med. 88(11): 620–624, 1995.
27. H. Laerum, T. H. Karlsen, and A. Faxvaag.Effects ofscanning and eliminating paper-based medical recordson hospital physicians' clinical work practice. J. Am.Med. Inform. Assoc. 10(6):588–595, 2003.
28. N. Rodriguez et al. A usability study of physicians' interactionwith a paper-based patient record system and agraphical-based electronic patient record system. In Proc.AMIA Symp., 2002.
29. B. Webb and K. Powell.From a paper to an electronicmedical record. Inform. Healthc Aust. 5(3):97–100, 1996.
30. L. T. Kohn, J.M. Corrigan, and Molla S. Donaldson (Eds.).Committee on Quality of Health Care in America, Instituteof Medicine. To Err is Human: Building a Safer HealthSystem. TNA Press, 1999.
31. H. Tange. The paper-based patient record: Is it really so bad?Comput.Methods Programs Biomed. 48(1–2): 127–131, 1995.
32. R. Koppel et al. Role of computerized physician orderentry systems in facilitating medication errors. J. Am.Med. Inform. Assoc. 293(10):1197–1203, 2005.
33. R. Brodell et al. Prescription errors: Legibility and drugname confusion. Arch. Fam. Med. 6(3):296–298, 1997.
34. W. Hogan, and M. Wagner. Accuracy of data in computerbasedpatient records. J. Am. Med. Inform. Assoc. 4:342–355, 1997.
35. C. G. Chute. Clinical classification and terminology: Somehistory and current observations. J. Am. Med. Inform.Assoc. 7:298–303, 2000.
36. K. E. Campbell et al. Representing thoughts, words, andthings in the UMLS. J. Am. Med. Inform. Assoc. 5:421–431,1998.
37. B. L. Humphreys et al. Planned NLM/AHCPR large-scalevocabulary test: Using UMLS technology to determine theextent to which controlled vocabularies cover terminologyneeded for health care and public health. J. Am. Med.Inform. Assoc. 3:281–287, 1996.
38. J. L. Kannry et al. Portability issues for a structured clinicalvocabulary: Mapping from Yale to the Columbia MedicalEntities Dictionary. J. Am. Med. Inform. Assoc. 3:66–79,1996.
39. K. A. Spackman, K. E. Campbell, and R. A. Cote.SNOMED-RT: A reference terminology for health care.In Proc. Ann. AMIA. Washington, DC, 1997.
40. C. J. McDonald. The barriers to electronic medical recordsystem and how to overcome them. J. Am. Med. Inform.Assoc. 4(3):213–221, 1997.
41. J. Lyons. Linguistic Semantics.An Introduction.CambridgeUniversity Press, 1997.
42. K. Fung et al. Integrating SNOMED CT into the UMLS:An exploration of different views of synonymy andquality of editing. J. Am. Med. Inform. Assoc. 12:486–494,2005.
43. S. J. Nelson et al. The MeSH translation maintenancesystem: Structure, interface design, and implementation.In Proceedings of the 11th World Congress on Medical Informatics.IOS Press, 2004.
44. C. Tilley and J. Willis.Unified Medical Language SystemBasics.National Library of Medicine, 2004.
45. A. W. Forrey et al. Logical observation identifier namesand codes (LOINC) database: A public use set of codes andnames for electronic reporting of clinical laboratory testresults. Clin. Chem. 42(1):81–90, 1996.
46. Health and Human Services Web site. The health insuranceportability and accountability (HIPAA) act of 1996.
Available at: http://www.hhs.gov/ocr/hipaa/. U.S. Office forCivil Rights. 0991-AB29:20223–20258, 2005.
47. E. H. Shortliffe et al. Medical Informatics: ComputerApplications in Health Care and Biomedicine. Springer-Verlag, 2003.
48. Health Level Seven, I. Health Level-7 Standards Web site.Available at: http://www.hl7.org/.
49. R. H. Dolin et al. The HL7 clinical document architecture.J. Am. Med. Inform. Assoc. 8(6):552–569, 2001.
50. R. H. Dolin et al. HL7 clinical document architecture,release 2. J. Am. Med. Inform. Assoc. 13(1):30–39, 2006.

51. National Electrical Manufacturers Association. Digitalimaging and communication in medicine strategicdocument version 4.0. Available at: http://medical.nema.org/.
52. I. Foster and R. L. Grossman. Data integration in a bandwidth-rich world.Commun.ACM. 46(11):50–57, 2003.
53. K. Schelfthout and T. Holvoet.Coordination middlewarefor decentralized applications in dynamic networks. InDSM '05: Proceedings of the 2nd International DoctoralSymposium on Middleware. ACM Press, 2005.
54. H. R. Hartson and D. Hix. Human-computer interfacedevelopment: Concepts and systems for its management.ACM Comput.Surv. 21(1):5–92, 1989.
55. H. R. Hartson. Human-computer interaction: Interdisciplinaryroots and trends. Journal of Systems and Software.43:103–118, 1998.
56. J. J. van Bemmel. Medical data, information, and knowledge.Methods Inform. Med. 27:109–110, 1998.
57. L. Vygotsky. The instrumental method in psychology.In J. Wertsch (Ed.).The Concept of Activity in SovietPsychology.Sharpe, 1981.
58. S. Bodker. Through the Interface: A Human ActivityApproach to User Interface Design. Lawrence ErlbaumAssociates, 1991.
59. J. Hackos and J. Redish.User and Task Analysis for InterfaceDesign.John Wiley & Sons, Inc., 1998.
60. D. Diaper. Task Analysis for Human-Computer Interaction.Prentice Hall, 1990.
61. S. K. Card, T. P. Moran, A. Newell. The Psychology ofHuman-Computer Interaction.Lawrence Erlbaum Associates,1983.
62. A. E. Carroll, S. Saluja, P. Tarczy-Hornoch. The implementationof a personal digital assistant (PDA) based patientrecord and charting system: Lesson learned. In Proceedingsof the American Medical Infomatics Association Symposium,2002.
63. J. J. Preece et al. Human–Computer Interaction.Addison-Wesley, 1994.
64. J. Simonsen and F. Kensing.Using ethnography in contextualdesign.Commun. ACM 40(7):82–88, 1997.
65. H. Beyer and K. Holtzblatt. Contextual Design: DefiningCustomer-Centered Systems. Morgan Kaufmann, 1998.
66. J. Annett and J. Duncan. Task analysis and training design.Occupational Psychology. 12:211–221, 1967.
67. P. H. Lindsay and D. A. Norma. Human Information
Processing.Academic Press, 1972.
68. D. E. Kieras. Towards a practical GOMS model methodologyfor user interface design. In M. Helander (Ed.).
Handbook of Human–Computer Interaction.North-Holland Publishing, 1998.
69. K. Lei and M. Singh. A comparison of workflowmetamodels. In Proceedings of the ER-97 Workshop onBehavioral Modeling and Design Transformations: Issuesand Opportunities in Conceptual Modeling, 1997.
70. J. E. Bardram. Plans as situated action: An activity theoryapproach to workflow systems. In Proceedings of the 1997European Conference on Computer Supported CooperativeWork (ECSCW'97). 1997.
71. Mueller, M. et al. Workflow analysis and evidence-basedmedicine: towards integration of knowledge-based functionsin hospital information systems. In Proceedings of theAMIA Symposium, 1999.
72. B. Curtisl, M. I. Kellner, and J. Over.Process modeling.Commun. ACM, 35(9):75–90, 1992.
73. P. Lawrence. Workflow Handbook.John Wiley & Sons Ltd.,1997.
74. S. Gra¨ber. The impact of workflow management systemson the design of hospital information systems.In Proceedingsof the Annual Fall Symposium of the American MedicalInformatics Association (AMIA). 1997.
75. J. D. McKeen, T. Guimaraes, and J. C. Wetherbe. Therelationship between user participation and user satisfaction:An investigation of four contingency factors. MISQuarterly. 18(4):427–451, 1994.
76. B. Ives and M. H. Olson. User involvement and MIS success:A review of research management science. 30(5):586–603, 1984.
77. D. Stone et al. User interface design and evaluation.Elsevier, 2005.
78. I. Edhemovic et al. The computer synoptic operative report—A leap forward in the science of surgery. Ann. Surg.Oncol. 11(10):941–947, 2004.
79. K. Leslie and J. Rosai. Standardization of the surgicalpathology report: Formats, templates, and synopticreports. Semin.Diagn.Pathol. 11(4):253–257, 1994.
80. P. Spyns. Natural language processing in medicine: Anoverview. Methods Inform. Med. 35:285–301, 1996.

81. C. Friedman et al. A general natural language text processorfor clinical radiology. J. Am. Med. Informatics. Assoc.1:161–174, 1994.
82. C. Friedman et al. Representing information in patientreports using natural language processing and theextensible markup language. J. Am. Med. Inform. Assoc.6(1):76–87, 1999.
83. E. Gamma et al. Design patterns: Elements of ReusableObject-Oriented Software. Addison-Wesley, 1995.
84. F. Keller et al. Standardized structure and modular designof a pharmacokinetic database.Comput.Methods ProgramsBiomed. 55(2):107–115, 1998.
85. Y. Matsumura et al. Method of structured data entryin electronic patient record.Jpn. J. Med. Inform.17(3):193–201, 1997.
86. P. Moorman et al. A model for structured data entry basedon explicit descriptional knowledge. Methods Inf. Med.33(5):454–463, 1994.
87. Y. Matsumura et al. Dynamic viewer of medical events inelectronic medical record.Studies in Health Technologyand Informatics. 84(Part 1): 648–652, 2001.
88. R. K. Los et al. Row modeling applied to generic structureddata entry. J. Am. Med. Inform. Assoc. 11:162–165, 2004.
89. I. M. Kuhn et al. Automated ambulatory medical recordsystems in the US. In B.I. Blum (Ed).Information Systemsfor Patient Care.Springer, 1984.
90. W. D. Cai D. Feng, and R. Fulton. Web-based digitalmedical images. IEEE Comput. Graph. Appl. 44–47.
91. E. Bellon et al. Web-access to a central medical recordto improve cooperation between hospital and referringphysicians. Stud. Health Technol. Inform. 93:145–153.
92. C. Lau et al. Asynchronous Web-based patient-centeredhome telemedicine system.IEEE Trans. Inf. Technol.Biomed. 49(12):101–107, 2002.
93. Y. Lim, T. Cai, and D. Feng. A web-based collaborativesystem for medical image analysis and diagnosis.In Proceedingsof the 2001 Visual Information Processing Conference,2002.
94. J. J. Garrett. AJAX: A New Approach to Web Applications.2005.
95. H. Iwata, S. Sugano. Whole-body covering tactile interfacefor human robot coordination. 2002.
96. G. Z. Thomas et al. A hand gesture interface device.SIGCHI Bull. 17(SI):189–192, 1987.
97. C. R. Diego, K. Krasimir, and K. Oussama.The hepatic display of complex graphical environments.In Proceedingsof the 24th Annual Conference on Computer Graphicsand Interactive Techniques. ACM Press/Addison-WesleyPublishing Co. 1997:345–352.
98. M. G. Gorbet, M. Orth, and H. Ishii. Triangles: Tangibleinterface for manipulation and exploration of digitalinformation topography. In Proceedings of the SIGCHIConference on Human Factors in Computing Systems, LosAngeles, CA. ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co.1998:49–56.
99. G. W. Fitzmaurice, H. Ishii, and W. A. S. Buxton. Bricks:Laying the foundations for graspable user interfaces. Proceedingsof the SIGCHI Conference on Human Factors inComputing Systems, Denver, CO. ACM Press/Addison-Wesley Publishing Co. 442–449, 1995.
100. K. Hinckley et al. Passive real-world interface props forneurosurgical visualization. In Proceedings of the SIGCHIConference on Human Factors in Computing Systems:Celebrating Interdependence. ACM Press.452–458, 1994.
101. Y-C. Lu et al.A review and a framework of handheldcomputer adoption in healthcare. Int. J. Med. Inform.74(5):409–422, 2005.
102. R. Istepanian, E. Jovanov, and Y. Zhang. Guest editorialintroduction to the special section on M-health: Beyondseamless mobility and global wireless health-care connectivity.IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 8:405–414,2004.
103. M. Bojovic and D. Bojic.MobilePDR: A mobile informationsystem featuring update via Internet. IEEE Trans. Inf.Technol. Biomed. 9(1):1–5, 2005.
104. G. Pour et al. Web service-oriented enterprise architecturefor mobility support in prescription management.Proc. IEEE International Conference on e-Technology,e-Commerce and e-Service, 2005.
105. R. Andrade et al. Wireless and PDA: A novel strategyto access DICOM-compliant medical data on mobiledevices. Int. J. Med. Inform. 71:157–163, 2003.
106. A. Krause et al. Mobile decision support for transplantationpatient data. Int. J. Med. Inform. 73:461–464,2004.
107. D. E. Malter, and T. J. Davis.Handheld computersmaking the rounds with physicians. Devices put medicalknow-how-literally in the palm of your hand. Mich. Med.100:30–31, 2001.

108. E. Ammenwerth. Mobile information and communicationtools in the hospital. Int. J. Med. Inform. 57:21–40, 2000.
109. E. Ammenwerth et al. A randomized evaluation of acomputer-based nursing documentation system. MethodsInf. Med. 40(2):61–68, 2001.
110. J. M. Overhage et al. Controlled trial of direct physicianorder entry: Effects on physicians' time utilization inambulatory primary care internal medicine practices.J. Am. Med. Inform. Assoc. 8(4):361–371, 2001.
111. C. Lovis et al. Evaluation of a command-line parserbasedorder entry pathway for the Department ofVeterans Affairs electronic patient record. J. Am. Med.Inform. Assoc. 8(5):486–498, 2001.
112. S. S. Warshawsky et al. Physician use of a computerizedmedical record system during the patient encounter: Adescriptive study. Comput.Methods Programs Biomed.43(3-4):269–273, 1994.
113. M. Weiner et al. Contrasting views of physicians andnurses about an inpatient computer-based providerorder-entry system. J. Am. Med. Inform. Assoc.6(3):234–244, 1999.
114. M. Apkon and P. Singhaviranon.Impact of an electronicinformation system on physician workflow and data collectionin the intensive care unit. Intensive Care Med.27:122–130, 2001.
115. F. C. G. Southon, C. Sauer, and C. N. G. Dampney.Information technology in complex health services: organizationalimpediments to successful technology transferand diffusion. J. Am. Med. Inform. Assoc. 4(2):112–124, 1997.
116. I. Sommerville. Software Engineering.7th ed. AddisonWesley, 2004.
117. G. P. Peter et al. Cognitive walkthroughs: A methodfor theory-based evaluation of user interfaces. Int.J. Man-Mach. Stud. 36(5):741–773, 1992.
118. E. Y. Lim et al. A medical imaging Web-based electronicpatient history (EPH) via a personal assistant (PDA) in awireless environment. J. Nucl. Med. 47(5):367, 2006.

obeikandl.com

obeikandl.com

الفصل الثالث

ضغط بيانات الصور وتخزينها

Image Data Compression and Storage

Prof. Hong Ren Wu
RMIT University

بروفسيرهونج رين وا
جامعة RMIT

Dr. Damain M. Tan
RMIT University

د. دامان تان
جامعة RMIT

Dr. Tom Weidong Cai
University of Sydney

د. توم ودونج تسأي
جامعة سيدني

Prof. David Dagan Feng
Hong Kong Polytechnic University

بروفسير ديفيد داجن فنج
جامعة هونج كونج متعددة التقنيات

(٣،١) مقدمة **١٥٦**

(٣،٢) ضغط الصور **٩٧**

(٣،٢،١) مفاهيم ومصطلحات تشفير الصور

(٣،٢،٢) نظرية شانون في الإنتروبيا

(٣،٢،٣) تشفير الإنتروبيا

(٣،٢،٤) تصنيف ضغط الصور

(٣،٢،٥) تشفير الصور الغير فاقد للمعلومات

(٣،٢،٦) تشفير الصور الفاقد للمعلومات المعتمد على تحويل

(٣،٢،٧) التشفير الإدراكي الحسي للصور

obeikandi.com

(٣،٢،٨) المشفرات الموحدة
(٣،٢،٩) تطبيقات تشفير الصور في التصوير الطبي
(٣،٣) الضغط في معيار دايكوم ١٣٣
(٣،٣،١) مشفرات دايكوم المقترحة
(٣،٣،٢) نمط الصورة
(٣،٤) ضغط البيانات للصور الوظيفية الديناميكية ١٣٤
(٣،٤،١) دراسات التصوير الوظيفي الديناميكي المتعدد الأبعاد
(٣،٤،٢) الضغط التشخيصي الغير الفاقد للمعلومات في النطاق الزمني
(٣،٤،٣) الضغط التشخيصي غير الفاقد للمعلومات في النطاق المساحي
(٣،٤،٤) الضغط التشخيصي غير الفاقد للمعلومات في نطاق السينوجرام
(٣،٥) الملخص ١٤٦
(٣،٦) تمارين ١٤٨
(٣،٧) المراجع ١٤٩

(٣،١) مقدمة

يعتبر ضغط الصور إحدى الأدوات المهمة في العالم الرقمي الحديث. على مدار السنين، أدى التحرك في إتجاه الأوساط الرقمية إلى تكاثر في نظم ضغط الصور الرقمية. إن هذا يلاحظ جيداً وخاصة في صناعة التسلية، والإلكترونيات الاستهلاكية، ونظم الأمان. وعلى ذلك، فقد أصبح ضغط البيانات متزايداً في الأهمية في تطبيقات الصور الطبية نتيجة زيادة شيوع نظم التصوير الطبية الرقمية، والتحسن الدائم في تحديدية الصورة، والحاجة العملية لمشاركة المعلومات في الزمن الحقيقي من خلال الشبكات. لقد جاء ضغط الصور بعد الإذاعة التليفزيونية التماثلية تقريباً، حيث كانت طرق تحديد وتضييق عرض المجال بغرض التراسل بسيطة نسبياً. تشتمل هذه الطرق على العينة الجانبية إلى تحديدية أقل للصورة و/أو تشابك أو تبادل صور التليفزيون على هيئة مجالات تبادلية أو إطارات تبادلية. بظهور التليفزيون الملون، تم امتداد العينة الجانبية إلى قنوات الألوان كذلك [1]. يتم النظر إلى الصورة الرقمية على أنها انتقال أو هجرة طبيعية من الصورة التماثلية. وعلى ذلك، فهناك شعور أن ضغط الصور الرقمية، في الكثير من الأحوال، هو تطور طبيعي للضغط التماثلي. بينما يكون ذلك صحيحاً أو حقيقيا في بعض الأحوال، إلا أن طبيعة كل من الإشارة الرقمية والإشارة التماثلية تكون مختلفة تماما. وبالتالي؛ فإن طرق ضغط

obeikandl.com

الصور الرقمية والتماثلية يختلف كل منها عن الآخر. سنعرض في هذا الفصل أولاً مقدمة أساسية عن ضغط الصور الرقمية، مركزين على المفاهيم والطرق العامة، وبعد ذلك نقدم بعض التقنيات المتقدمة لضغط البيانات. تستخدم هذه التقنيات في مجموعات بيانات الصور الطبية ذات الضوضاء بنسبة ضغط compression ratio, CR عالية مع جودة صورة محسنة، والتي كانت رائدة في أبحاث ضغط الصور الطبية التشخيصية بدون فقد. يُمكن الحصول على شرح مفصل وممتد عن الضغط الكلاسيكي للبيانات في المراجع من [2-8]، بينما ستوجد الأبحاث الجديدة عن الضغط بدون فقد للبيات التشخيصية في المراجع المعطاة في الأجزاء الأخرى.

(٣،٢) ضغط الصور

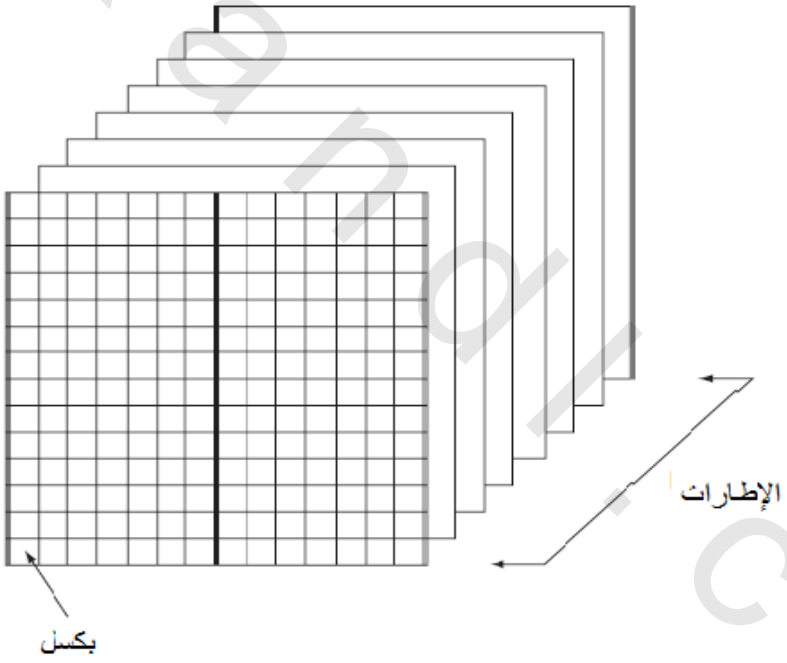
يحتوي أي نظام أساسي للضغط على جزئي التشفيرencoding ثم فك التشفيرdecoding. المشفر هو المسئول عن عملية الضغط، بينما يقوم فاكك الشفرة بالعملية العكسية، أي التخلص من الضغط. الغرض من أي نظام ضغط هو تقليل حجم بيانات الإشارة مع الحفاظ على سلامة وكمال هذه البيانات إلى درجة ما. في سياق الضغط، من المهم أن نلاحظ الفرق بين البيانات والمعلومات. إن البيانات هي العينات المفردة من الإشارة، بينما المعلومات تنقل أو تُمثل محتوى هذه العينات. من هذا المنظور، يُمكن النظر للضغط على أنه دالة للبيانات مع المعلومات، كما تم التعبير عن ذلك من خلال نظرية شانون Shannon للإنتروبيا[9]. قبل الانتقال إلى إنتروبيا المعلومات، سنقدم مراجعة مختصرة أولاً للمصطلحات المهمة في تشفير الصور. (الإنتروبيا هي كمية المعلومات المتوقعة فيأي رسالة).

(٣،٢،١) مفاهيم ومصطلحات تشفير الصور

البيانات المصورة يتم التعبير عنها في بعدين (صورة) وثلاثة أبعاد (فيديو)، ولكن في النطاق الحيوي الطبي، يكون التعبير دائماً في صور حجمية ثلاثية الأبعاد(مثل، التصوير المقطعي بالحاسب، CT، والتصوير بالرنين المغناطيسيMRI، والصور الحجمية رباعية الأبعاد والتي هي صور حجمية ثلاثية الأبعاد متغيرة في الزمن (مثل التصوير المقطعي من الانبعاث البوزيتروني PET، والتصوير المقطعي بالانبعاث أحادي الفوتون SPECT). في مصطلحات معالجة الصور، تتكون الصورة من بكسلات (عناصر الصورة) منفردة ومرتبة في صفوف وأعمدة، (أو فوكسلات بالنسبة للصور الحجمية مرتبة في صفوف وأعمدة في كل مستوى). تتكون بيانات الفيديو من العديد من الصور الثابتة التي يطلق عليها عادة الإطار frame مرتبة على المحور الزمني المكاني كما في الشكل رقم (٣.١). بكسلات الصورة لها عمق معين يحدد عدد مستويات الإضاءة والألوان المحددة. يتم قياس هذا العمق في البكسل بالبت، تبعا للنظام الثنائي المستخدم في الحاسبات الحالية. معظم الصور يكون عمقها (أي تتكون من) ٨ بتات لكل بكسل لكل قناة، بينما يتراوح ذلك بين ١٠ و ١٦ بتات لكل بكسل للصور الطبية. كل بت في سلسلة البتات

تكون عبارة عن رقم ثنائي بالقيمة صفر 0 أو واحد 1. لذلك ؛ فإن البكسل المكونة من ٨ بتات يُمكن أن تتراوح بين $0000\ 0000_2$ إلى $1111\ 1111_2$ والتي تساوي في النظام العشري0 حتى 255 ، لوجود 2^8 من المستويات المنفصلة. لأي رقم ثنائي بدون إشارة، البت الموجودة في أقصى يسار الرقم تُسمى البت ذات القيمة العُظمى most significant bit, MSB ، والتي يكون لها أكبر قيمة ، بينما البت في أقصى اليمين فتُسمى البت ذات القيمة الصغرى least significant bit, LSB ، والتي يكون لها أصغر قيمة.

الصور الطبيعية من الممكن أن تكون رمادية اللون أو ملونة. الصور الرمادية يكون لها قناة ضوئية أو لونية واحدة، بينما الصور الملونة يكون لها ثلاث قنوات لونية. في العادة يتم ترتيب القنوات اللونية تبعا للثلاثة ألوان الأساسية ، الأحمر ، والأخضر ، والأزرق (الفراغ اللونيRGB). وعلى الرغم من ذلك ، فإنه يُمكن عادة التعبير عن القنوات اللونية في نطاق المكونات اللونية باستخدام الإضاءة وقناتين لونيتين (الفراغ اللونيYCrCb)(1 ، 10).



الشكل رقم (٣،١) توضيح البكسل والإطار.

إن التمثيل غير المضغوط للرموز/البكسلات يظهر في صورة شفرات ثنائية ثابتة الطول. إن أقل طول لهذه الشفرات l_m يعتمد على حجم مجموعة الرموز nالتي يتم التحكم فيها بالعلاقة :

$$l_m = \lceil log_2(n) \rceil$$ المعادلة رقم (٣،١)

حيث [ ] يقصد به التقريب لأعلى رقم صحيح. بالنسبة للصور الرقمية يعتمد طول هذه الشفرة على عمق البكسل. كمثال، فإن البكسل ٨ بتات تستخدم شفرة طولها ثابت ويساوي ٨ بتات. على الرغم من أن الصور المضغوطة يتم تناولها بدلالة نسبة الضغط CR، إلا أن القياسات الأكثر شيوعا تكون بدلالة معدل البتات، والتي تكون وحداتها بالبت لكل بكسلbpp, bit per pixel. يتم تحديد نسبة الضغط CR أو C_{ratio} كالتالي:

$$R_c = \left(\frac{bppncompressed}{bppcompressed}\right) : 1$$ المعادلة رقم (٣،٢)

وهي مقياس لمعامل الضغط، بينما معدل البتات فيعتبر مقياسا لحجم البيانات التي تم ضغطها.

(٣،٢،٢) نظرية شانون للإنتروبيا

تحدد نظرية شانون للإنتروبيا باختصار أقل كمية من البيانات الضرورية للتعبير عن كمية معينة من المعلومات. إذا كانت كمية البيانات أقل من الإنتروبيا، فإن المعلومات لن يتم التعبير عنها بالكامل؛ مما يؤدي إلى فقد في المعلومات. وعلى العكس، فإذا تجاوزت البيانات حد الإنتروبيا وزادت عنه فإن ذلك يعني استخدام كمية زائدة من البيانات للتعبير عن المعلومات، وهذا يعني وجود تكرار أو زيادة عن اللزوم. بفرض مجموعة رموز A، فإن الشكل المتقطع لإنتروبيا المعلومات H بالبت يُمكن كتابته على الصورة:

$$H = \sum_{i=1}^{n} p(i)\, log_2\left(\frac{1}{p(i)}\right) = -\sum_{i=1}^{n} p(i)\, log_2 P(i)$$ المعادلة رقم (٣،٣)

حيث p(i) هي الاحتمال المصاحب لحدوث الرمز A(i) بحيث أن $\sum p(i) = 1$ حيث i={1,2,..,n} و A(i)ЄA. من الواضح من المعادلة رقم (٣،٣) أن Hهي مجموع كل المعلومات المحتواه في كل رمز من رموز المجموعة A، بالنسبة لاحتمال حدوث هذا الرمز. هذه المعلومات المحتواة ذاتياً في كل رمز يشار إليها على أنها المعلومات الذاتية وتحدد كالتالي:

$$l(i) = -log_2 p(i)$$ المعادلة رقم (٣،٤)

obeikandi.com

الجدول رقم (٣،١) مثال على التوزيع الإحتمالي لمجموعة الرموز A.

i	1	2	3	4	5	6
$A(i)$	**a**	**b**	**c**	**d**	**e**	**f**
$p(A(i))$	0.3	0.1	0.2	0.05	0.15	0.2

الزيادة أو التكرارية في البيانات، كما تم تحديدها عن طريق شانون، هي نسبة الفرق بين الإنتروبيا H، والحجم الحقيقي للبيانات المصدر l_m المحددة في المعادلة رقم (٣.١)، بالنسبة للواحد. يُمكن التعبير عن ذلك بالمعادلة:

$$\rho = 1 - \left(\frac{H}{l_m}\right)$$ المعادلة رقم (٣.٥)

مثال ١:

افترض مجموعة من الرموز A بالتوزيع الاحتمالي الموضح في الجدول رقم (٣.١)، في هذه الحالة يتم حساب الإنتروبيا كما يلي:

$$H(A)= -[p(1).\log_2(p(1))+p(2).\log_2(p(2))+\ldots+.p(6).\log_2(p(6))]$$
$$H(A)= -[0.3.\log_2(0.3)+0.1.\log_2(0.1)+\ldots.+0.2.\log_2(0.2)]$$
$$H(A)=2.4087 \text{ bits per symbol}$$

بالنسبة لمعظم الإشارات الصوتية والصور، تكون كمية البيانات المستخدمة لتمثيل المعلومات فوق حد الإنتروبيا؛ وبالتالي فإنه يُمكن ضغط مثل هذه الإشارات. كمثال، على حسب المعادلة رقم (٣.١)، فإن مجموعة الرموز A من الجدول رقم (٣.١)، بحجم الرمز يساوي ٦ (n=6)، فإن ذلك يتطلب ٣ بتات للدلالة عن كل رمز بطول شفرة ثابت. على الرغم من ذلك، فإن إنتروبيا المعلومات المصاحبة ل Aتساوي2.4087 بت لكل رمز. من المعادلة رقم (٣.٥) فإنه يُمكن حساب التكرارية فيA كالتالي:

$$\rho(A) = 1 - \left(\frac{2.4087}{3}\right) = 0.1971$$

(٣،٢،٣) تشفير الإنتروبيا

تشفير الإنتروبيا هو مصطلح مرجعي لضغط المعلومات بدون فقد عند أو قرب حد الإنتروبيا للبيانات. تتكون طريقة عمله من مرحلتين: مرحلة النمذجة ومرحلة التشفير. يتم إجراء النمذجة لتحديد ووصف تكرارية

البيانات، حيث يتم تنفيذها من خلال تحليل إحصائي للبيانات من أجل الحصول على التوزيع الاحتمالي للرموز probability distribution of symbols, PDS داخل المجموعة. بعد ذلك تبدأ مرحلة تشفير المعلومات في البيانات، اعتماداً على وصف البيانات المستنتجة في أثناء مرحلة النمذجة، عن طريق شفرة واحدة ومحددة لكل رمز. حجم كل شفرة، مقاساً بعدد البتات، يعتمد على احتمالية حدوث كل رمز. عامة، الرموز الأكثر عمومية والأكثر استخداما، ستكون شفرتها الأصغر حجماً، بينما الرموز الأقل عمومية هي التي تكون شفرتها الأطول أو الأكبر حجماً. الطريقة التي يتم بها توليد هذه الشفرات تعتمد على خوارزم التشفير(11)، وهناك العديد من الخوارزمات المتاحة لتشفير الإنتروبيا. الخوارزم الأكثر شيوعا في هذه الخوارزمات هو تشفير هوفمان Huffman code، والذي يقوم بتوليد الحروف الأبجدية لكلمات الشفرات من خلال الترتيب التكراري لرموز المصدر، لتوزيع احتمالي معين، في شجرة ثنائية. في كل محاولة يقوم خوارزم تشفير هوفمان بإجراء العمليات التالية:

١ - يتم ترتيب التوزيع الاحتمالي PDS ترتيباً تنازلياً.

٢ - الرمزان اللذان لهما أصغر احتمالية حدوث يتم تجميعهما مع بعض لبناء فرع شجرة ويولد جدول رموز جديد. لكل فرع شجرة، كل واحد من الرموز المجمعة يتم إعطاؤه خانة ثنائية، 0 للأخير و 1 للتالي للأخير. مع كل تكرار تتابعي فإن الرموز المجمعة ستستمر في عملية بناء كلمتها الشفرية الثنائية Binary codeword, BCW.

٣ - تستمر عملية التكرار حتى يتم الوصول إلى جذر الشجرة، ويحدث ذلك عندما لا تكون هناك فروع شجرة أخرى يُمكن تكوينها، بمعنى، عندما يكون رمزا واحدا متبقيا. عدد مرات التكرار، i، المطلوب لتوليد الشجرة الكاملة يكون أقل من عدد الرموز بواحد، بمعنى i=n-1.

مثال ٢:

بفرض التوزيع الاحتمالي المُعطى في الجدول رقم (٣.١)، سيتم توليد شفرات هوفمان كما يلي:

المحاولة ١:

الاحتمال:

p(a)=0.3, p(b)=0.1, P(c)=0.2, p(d)=0.05, p(e)=0.15, p(f)=0.2

١ - ترتيب الرموز:

A={a,b,c,d,e,f}→{a,c,f,e,b,d}

٢ - جمع أصغر رمزين وقم ببناء فرع الشجرة:

Z={b,d}, b=1, d=0,

A1={a,c,f,e,z}

شفرة الكلمة الثنائية: b=1, d=0

٣ - size(A1)>1

المحاولة ٢:

الاحتمال: p(a) = 0.3, p(c) = 0.2, p(f) = 0.2, p(e)=0.15, p(z)=0.15

١ - ترتيب الرموز:

A1={a,c,f,e,z}→{a,c,f,e,z}

٢ - جمع أقل رمزين وقم ببناء فرع الشجرة:

Y={e,z}, e=1, z=0,

A2={a.c.f.y}

كلمة الشفرة الثنائية: e=1, b=01, d=00

٣ - size(A2)>1

المحاولة ٣:

الاحتمال: p(a) = 0.3, p(c) = 0.2, p(f) = 0.2, p(y)=0.3

١ - ترتيب الرموز:

A2={a,c,f,y}→{a,y,c,f}

٢ - جمع أقل رمزين وقم ببناء فرع الشجرة:

x={c,f}, c=1, f=0,

A3={a,y,x}

كلمة الشفرة الثنائية: c=1, f=0, e=1, b=01, d=00

٣ - size(A3)>1

المحاولة ٤:

الاحتمال: p(a) = 0.3, p(y) = 0.3, p(x) = 0.4

١ - ترتيب الرموز:

A3={a,y,x}→{x,a,y}

٢ - جمع أقل رمزين وقم ببناء فرع الشجرة:

w={a,y}, a=1, y=0,

A4={x,w}

كلمة الشفرة الثنائية: a=1, c=1, f=0, e=01, b=001, d=000

٣ - size(A4)>1

obeikandl.com

المحاولة ٥:

الاحتمال : , p(x) = 0.4, p(w)=0.6

١ - ترتيب الرموز :

A4={x,w}→{w,x}

٢ - جمع أقل رمزين وقم ببناء فرع الشجرة :

v={w,x}, w=1, x=0,

A5={v}

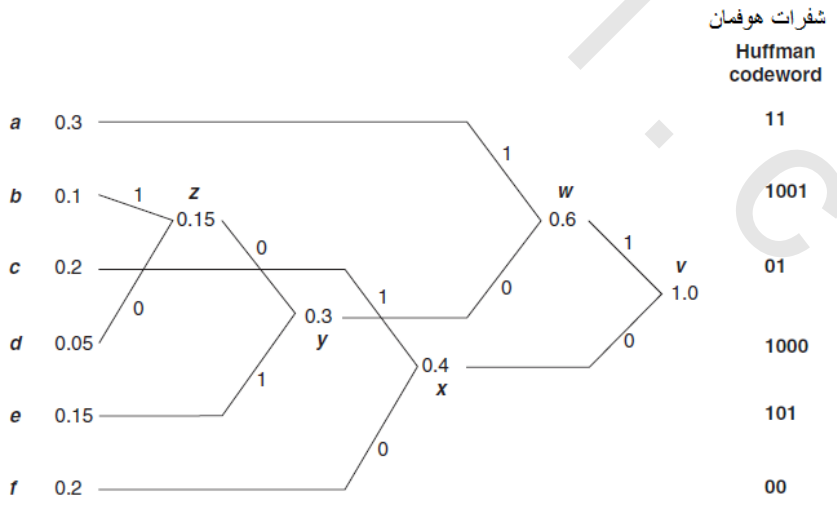
كلمة الشفرة الثنائية : a=11, c=01, f=00, e=101, b=1001, d=1000

٣ - size(A5)=1

يتم وقف المحاولات.

هذه العملية موضحة في الشكل رقم (٣.٢). بمجرد توليد شفرة هوفمان، تقوم عملية التشفير باستبدال كل رموز المصدر في مجموعة البيانات بشفرة كل رمز للحصول على التتابع المشفر. لفك الشفرة، يقوم الشخص بتتبع المستويات القرارية في التتابع المشفر بدءا من جذر شجرة هوفمان حتى الأوراق. عندما يصل أي قرار ثنائي إلى الورقة، يتم فك شفرة الرمز المصدر وتتبع الرمز التالي من جديد عند جذر شجرة هوفمان.

من الجدير بالملاحظة أن كل شفرة متولدة في الشكل رقم (٣.٢) هي شفرة منفصلة ووحيدة التشفير. فمثلاً، التتابع الثنائي المشفر التالي000111011000 يُمكن فك شفرته إلى الرموز التالية : f(00)، و c(01)، a(11)، c(01)، d(1000).



الشكل رقم (٢,٣) شجرة هوفمان المقابلة للتوزيع الاحتمالي PDS في الجدول رقم (٣،١). يتم توليد شفرات هوفمان عن طريق تتبع الأرقام الثنائية خلال كل فرع بداية من الجذر حتى كل ورقة في الشجرة.

يُمكن حساب معدل الضغط r_H المصاحب لشفرات هوفمان الموضحة في الشكل رقم (٣.٢) كما يلي :

$$r_H = \sum_i^N p(i)\, b(i)$$ المعادلة رقم (٣.٦)

حيث كل من p(i) و b(i) هما احتمالا الحدوث، وطول الشفرة على التوالي لشفرة هوفمان i. وعلى ذلك، فإن معدل الضغط المتوقع لشفرات هوفمان في الشكل رقم (٣.٢) هو :

$$r_H=[p(1).b(1)+p(2).b(2)+.....+p(6)b(6)]$$
$$r_H=[0.3x2+0.1x4+0.2x2+0.05x4+0.15x2+0.2x3]$$

وعلى ذلك فإن $r_H=2.45$ bits per symbol

إن شفرات هوفمان تكون عادة ذات كفاءة عالية، من وجهة نظر الضغط، وأيضاً فإن تنفيذها والحصول عليها بسيط وسريع. على الرغم من ذلك، فإن شفراتها الصحيحة من الممكن أن تكون أقل كفاءة في المواقف التي يحدث فيها شفرات كسرية (الشفرات التيتحتوي على جزء كسري). افترض كمثال مجموعة الرموز الموضحة في الجدول رقم (٣.١)، فإن المقارنة بين حجم شفرة هوفمان Shc مع حجم شفرته المثالية $Soc=\log_2(A)$ المعطاة في الجدول رقم (٣.٢) توضح بعض من عدم الكفاءة للرموز a، و c، و f، بينما شفرات هوفمان للرموز b و d و e تكون أكثر كفاءة من الشفرات المثالية، وهذه الرموز واضح أنها أقل تكرارية من الرموز a، و c، و f.

الجدول رقم (٣،٢) مجموعة الرموز A. حجم الشفرات بالبت لكل بكسل للتشفير المثالى Soc وتشفير هوفمان Shc . حجم تشفير هوفمان موضح في شكل (٣،٢) .

i	1	2	3	4	5	6
$A(i)$	***a***	**b**	**c**	**d**	**e**	**f**
$p(A(i))$	0.3	0.1	0.2	0.05	0.15	0.2
$S_{oc}\ (i)$	1.737	3.3219	2.3219	4.3219	2.737	2.3219
$S_{hc}\ (i)$	2	4	2	4	3	2

وعلى ذلك، فإنه في المتوسط، سيحتاج تشفير هوفمان إلى 2.45 بت لتشفير أحد الرموز، بينما التشفير المثالي سيحتاج إلى 2.4087 بت لكل رمز.

على العكس من تشفير هوفمان(12، 13)، فإن التشفير الحسابي يُمكن أن يعالج بطريقة غير مباشرة الشفرات الكسرية ؛ وبالتالي فإنه أصبح الاختيار المفضل لتشفير الإنتروبيا في عدد من التطبيقات[14، 15]. بدلاً من

تشفير كل رمز منفصلا أو على حده، فإن التشفير الحسابي يقوم بتشفير مجموعة من الرموز. يتم تكوين الشفرات الحسابية المستخدمة للتعبير عن تتابع من الرموز من خلال التوالي المتتابع للفترات الاحتمالية لرموز المصدر. الشكل رقم (٣,٣) يبين تكوين الفترات التتابعية، بينما طريقة التشفير وفك الشفرة فموضحة خطوة بخطوة في الجدولين رقمي (٣,٣) و (٣,٤) على التتابع.

خطوات التشفير بالنسبة للتشفير الحسابي تحتوي خطوتين في كل محاولة:

١ - حدد مدى الفترة R للرمز المراد تشفيره:

$$R=H-L$$ المعادلة رقم(٣,٧)

حيث كل من R و L هما الحد الأعلى والأسفل على التوالي، لمدى الفترة.

٢ - جدد كل من الحد الأعلى والأسفل كنسبة من الرمز المشفر:

$$H=L+RxS_H$$ المعادلة رقم (٣,٨)

$$L=L+RxS_L$$ المعادلة رقم (٣,٩)

حيث كل من S_H و S_L هي الحد الأعلى والحد الأسفل على التوالي للرمز المشفر.

مرحلة فك الشفرة تشتمل أيضاً على مرحلتين لكل رمز:

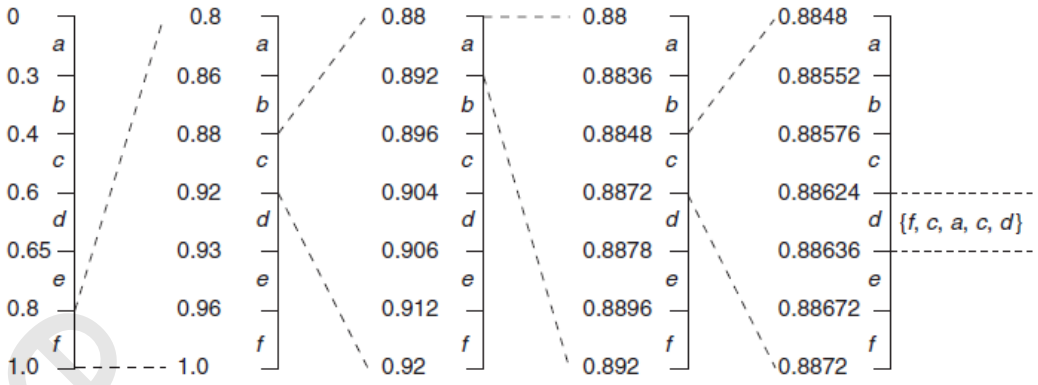
١ - حدد فترة الرمز للشفرة، $Ca:S_L<Ca<S_H$

٢ - جدد الشفرة لفك شفرة الرمز التالي:

$$Ca=(Ca-SL)/Rs$$ المعادلة رقم (٣,١٠)

حيث $Rs=S_H-S_L$هي المدى لهذا الرمز.

obeikandi.com



الشكل رقم (٣،٣) التشفير الحسابي مع الفترات التتابعية للرموز {f, c, a, c, d} من التوزيع الإحتمالى في الجدول رقم (٣،١) .

الجدول رقم (٣،٣) التشفير الحسابي للتتابع {f,c,a,c,d} من التوزيع الإحتمالى في الجدول رقم (٣،١).

Symbol	*R*	*L*	*H*
	1.0	0.0	1.0
f	0.2	0.8	1.0
c	0.04	0.88	0.92
a	0.012	0.88	0.892
c	0.0024	0.8848	0.8872
d	0.00012	0.88624	0.88636

الجدول رقم (٣،٤) فك التشفير الحسابي لتتابع الرموز {f,c,a,c,d} من التوزيع الإحتمالي في الجدول رقم (٣،١).

Code	Symbol	S_L	S_H	R_s
0.88625	***f***	0.8	1.0	0.2
0.43125	***c***	0.4	0.6	0.2
0.15625	***a***	0.0	0.3	0.3
0.52083	***c***	0.4	0.6	0.2
0.60417	***d***	0.6	0.65	0.05

obeikandl.com

يتم أخذ الفترات التشفيرية الأولية كفترات حدية في التوزيع الاحتماليPDS. مع تشفير كل رمز، يتم إيجاد الفترات التشفيرية من جديد، وهذه الفترات التي تم إيجادها تتناسب مع التوزيع الاحتماليPDS ولكنها محدودة في مدى الفترة للرمز الذي يتم تشفيره. كمثال، في الشكل رقم (٣.٣)، وأيضاً في الجدول رقم ٣.٣، بعد تشفير الرمز الأول f، فإن فترات التوزيع المتناسب للرموز تكون محدودة في المدى 0.8 و 1. تشفير تتابع الرموز {f,c,a,c,d}في الشكل رقم (٣.٣) والجدول رقم (٣.٣) سينتج عنه الفترة التشفيرية النهائية (0.88624، 0.88636). أي رقم تشفير حسابي، Ca، يقع في هذا المدى يُمكناستخدامه للتعبير عن تتابع الرموز المشفرة. إن توليد فترات إحتمالية متتابعة يعتبر مهمة بسيطة. التحدي الحقيقي للتشفير الحسابي يكون هو كيفية التشفير بكفاءة للرقم بين نقطتين في فترة معينة. مع كل تتابع متوالي، فإن المدى الاحتمالي للفترة يتناقص. وكنتيجة لذلك؛ فإن الدقة الحسابية المطلوبة للتعبير عن شفرة الرقم تتزايد، وهذا بالتالي سيملئ عدد البتات المطلوب لتشفير الرقم الحسابي. في التشفير الحسابي، لا يكون هناك شفرات ثابتة لأي رمز معين، بسبب أن الرموز يتم تشفيرها في مجموعات بدلاً من منفردة. علاوة على ذلك، وكنتيجة للتشفير كمجموعات؛ فإن الرموز المنفردة يُمكن تشفيرها بطريقة غير مباشرة في صورة كسرية. بالنظر للمثال في الشكل رقم (٣.٣)، فإن تتابع الرموز {f,c,a,c,d}يُمكن تمثيله برقم الشفرة Ca=0.88628، وتمثيلها في رقم صحيح من ٨ بتات هو -28))226 (1)x0.88628. حيث تم استخدام شفرة من ٨ بتات لتشفير الخمسة رموز، فإنه من الممكن حساب الحجم المتوسط لكل رمز la بالمعادلة التالية:

$$l_a = \frac{codewordlength}{no.of symbols} = \frac{8}{5} = 1.6\ bitspersymbol.$$

على الرغم من ذلك، فإن هذا لا يعني أن 1.6bppفقط هي المطلوبة لتشفير الرموز التي لها توزيع إحتمال يُعطى في الجدول رقم (٣.١) إن المثال المُعطى هنا، والمأخوذ من الشكل رقم (٣.٣)، يغطي فقط أول خمسة رموز. بالإضافة لذلك، فإن التمثيل كرقم صحيح لرقم الشفرة الحسابي، Ca، يعتبر نظرة مبسطة جداً للتشفير الحسابي. الوصف الكامل للتشفير الحسابي مُعطى في المرجع [11] Witten et al. هناك تغطية عامة للمقارنة بين التشفير الحسابي وتشفير هوفمان في مرجع Sayood [8].

يُمكن لتشفير الإنتروبيا أن يعمل بالصورة المهايئة أو الصورة الأستاتيكية[8]. الفرق بين هاتين الطريقتين هو أن الطريقة الأولى، الطريقة المهايئة، تكون قادرة على التغيير بتغير البيانات، بينما الثانية لا يُمكنها ذلك. التشفير الإنتروبي المهايء، ينظر إليه أيضاً على أنه التشفير الإنتروبي الديناميكي، يستخدم توزيعاً إحتمالياً

PDS سابق التحديد في عمليته الابتدائية. هذا التوزيع الاحتمالي الابتدائي يتم اكتسابه هرمياً من خلال عينة بيانات عامة. أثناء عملية التشفير، يتم تجديد التوزيع الاحتمالي PDS باستمرارباستخدام بيانات مشفرة لتعكس الشكل الاستاتيكي لمجموعة البيانات بدقة أكثر. التشفير المهأيء يكون مفيداًفي الحالات التي يكون فيها شكل التوزيع الاحتمالي معروفا مقدما أو عندما تكون الأجزاء المختلفة لبيانات المصدر لها أشكالاً مختلفة للتوزيع الاحتمالي. بالإضافة لذلك، فإن التشفير المهأيء يستخدم دائماًفي المواقف التي يكون فيها التحليل الإحصائي للبيانات غير عملي نتيجة بعض القيود الزمنية، وهذا يتصور أو يتوقع عند التعامل مع البيانات الحجمية. في بعض الظروف يكون ذلك عندما يكون حجم البيانات أو القيود الزمنية ليست مسألة كبيرة، وفي هذه الحالة يُمكناستخدام التشفير الإنتروبيالأ ستاتيكي في العادة يقوم التشفير الإنتروبي الاستاتيكي بنمذجة كل مجموعة بيانات دون الاعتماد على قياس التوزيع الاحتمالي PDS الحقيقي. وعلى ذلك، فإن التشفير بالقيم الحقيقية للتوزيع الاحتمالي يضع بعض الأعباء بسبب أن التوزيع الاحتمالي المستخدم في عملية التشفير يستخدم أيضاًفي عملية فك الشفرة. فمثلاً، لحل شفرات هوفمان عند النهاية التي يفك عندها الشفرة، فإن نسخة من شجرة هوفمان المتولدة عند طرف التشفير يجب أن تكون متاحة ؛ وبالتالي ستكون هناك أعباء لتخزين أو نقل التوزيع الاحتمالي المطلوب لتوليد شجرة هوفمان.

بينما يُمكن تحديد الإنتروبيا لأي مجموعة من البيانات المُعطاة تحليلياً، إلا أنه من المفهوم أنه تحت الظروف العادية، فإن تقنيات إنتروبيا التشفير الموجودة حالياً لا يُمكنها أن تصل إلى الحد الإنتروبي. بالنسبة للتشفير الإنتروبي الاستاتيكي فإن ذلك سيكون نتيجة للقيود العملية لأعباء عملية الضغط، بمعنى، التوزيع الاحتمالي. لكي نستطيع تعظيم الأداء الضغطي لمشفرات الإنتروبيا، فإنه من المهم أن يكون هناك توزيع إحتمالي PDS دقيق للصورة. حيث أن التوزيع الاحتمالي PDS يعتمد على محتويات الصورة وبالتالي فإنه يختلف من صورة لأخرى، فإنه ضروري ؛ من أجل الحصول على توزيع إحتمالي دقيق، حتى يُمكن للتشفير الإنتروبيالأستاتيكي أن يولد وينقل نسخة من الـ PDS من المشفر إلى فاكك الشفرة. في حالة التشفير الإنتروبي المهأيء، فإن نقل الـ PDS يكون غير ضروري، نتيجة وجود توزيع إحتمالي PDS تلقائي. وعلى ذلك، فإنه بالنسبة للتشفير المهأيء، فإن المشكلة تكمن في عملية المهايئة نفسها، التي تستنتج بعدم كفاءة، وبالتالي تحتاج إلى عملية ضبط. على الرغم من أن المهايئة تقترب من الإنتروبيا، إلا أنها لا يُمكن أن تقترب من الحد الإنتروبي، حيث إن الإنتروبي يتم تقديره تدريجيا من عينات بيانات مسببة، وليس من كل عينات

البيانات. إن التشفير عند الحد الإنتروبي يكون ممكن فقط إذا لم يكن هناك تغيير في إحصائيات البيانات، وإذا كان التوزيع الاحتماليPDS هو الأمثل، وهذا يعتبر موقفا غير عادي إذا تم حدوثه.

(٣،٢،٤) تصنيف ضغط الصور

لقد تم تصنيف تشفير الصورة إلى صنفين عامين: التتشفير مع عدم ضياع أو فقد في المعلومات، والتشفير مع ضياع أو فقد في المعلومات. إن التشفير مع عدم فقد في المعلومات يحافظ على سلامة واستقامة المعلومات. على العكس من ذلك فإن التشفير مع الفقد في المعلومات يفسد أو يحط من هذه المعلومات. وعلى ذلك فإن المعلومات المفقودة تقابل مع نسبة ضغط CR أعلى. وعلى ذلك فإن الضغط الفاقد للمعلومات يكون عبارة عن فعل متوازن بين جودة المعلومات وأداء عملية الضغط والتي تكتب منحنيات المعدل مقابل التشويه، rate versus distortion, R-D للصور كما في الشكل رقم (٣.٤). في الأوضاع المثالية، فإن الضغط غير الفاقد للمعلومات يكون هو الإختيار الأمثل لتشفير الصور، ولكن عمليا فإن الضغط الغير فاقد للمعلومات يكون غير قادر على تحقيق نسبة الضغط CR المطلوبة في معظم التطبيقات التجارية. إن القيود على الضغط غير الفاقد للمعلومات تكون واضحة أو جلية عند التعامل مع بيانات الفيديو أو البيانات الحجمية. وبالتالي ؛ فإن هناك أولوية للتشفير الفاقد للمعلومات للفيديوهات الرقمية، كما انعكس ذلك في المعايير الصناعية الموجودة.

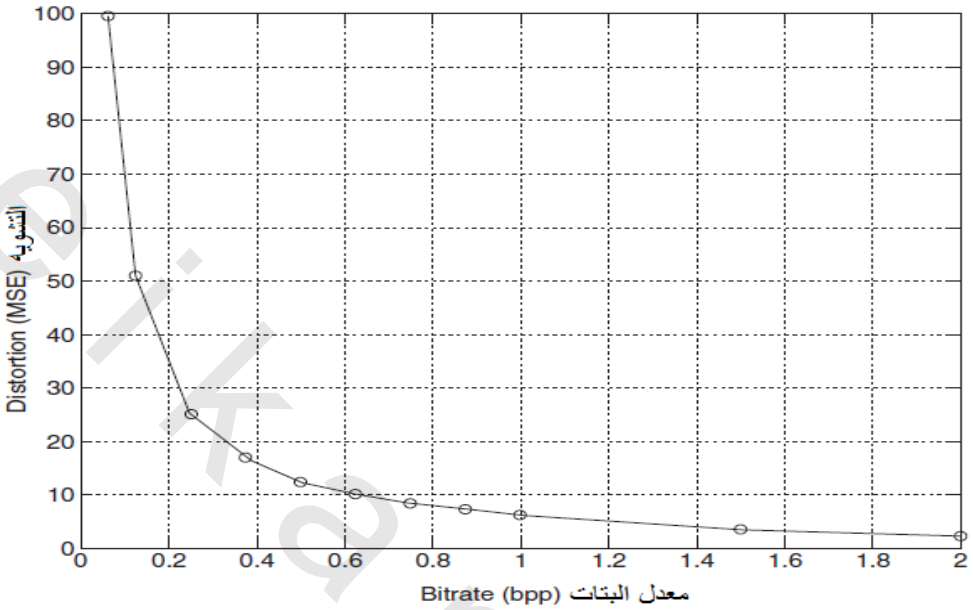
(٣،٢،٥) تشفير الصور الغير فاقد للمعلومات

إن التشفير غير الفاقد للمعلومات في صورته الأصلية يكافيء تشفير الإنتروبي. على الرغم من أن بيانات الصور تكون ثنائية البعد في طبيعتها، إلا أنها لها علاقات قوية بين البتات المتجاورة. وبالتالي ؛ فإنه من الشائع عمليا استخدام التشفير التوقعي قبل التشفير الإنتروبي لتحسين الأداء الضغطي أكثر. إن استخدام التشفير التوقعي مثل تعديل التشفير النبضي التفاضلي differential pulse code modulation, DPCM[17-18]. يكون له تأثير في إعادة تشكيل التوزيع الاحتماليPDS.بالنسبة للصور الطبيعية، فإن التشفير التوقعييؤدي إلى توزيع إحتمالي أكثر حدية، متركز في العادة حول التوقع صفر مع شكل توزيعي جاويسيGaussian أو لابلاسيLaplacian، وهذا يؤدي إلى تضاغط أفضل للبيانات حيث إن التوزيع الاحتمالي يتركز في عدد قليل من الرموز كما هو موضح في الشكل رقم (٣.٥).

إن المشفر التعديلي النبضي الفرقيDPCM يشفر الفرق بين اثنين من البكسلات كما يلي:

obeikandl.com

المعادلة رقم (٣،١١) $r[n]=x[n] - x[n-1]$



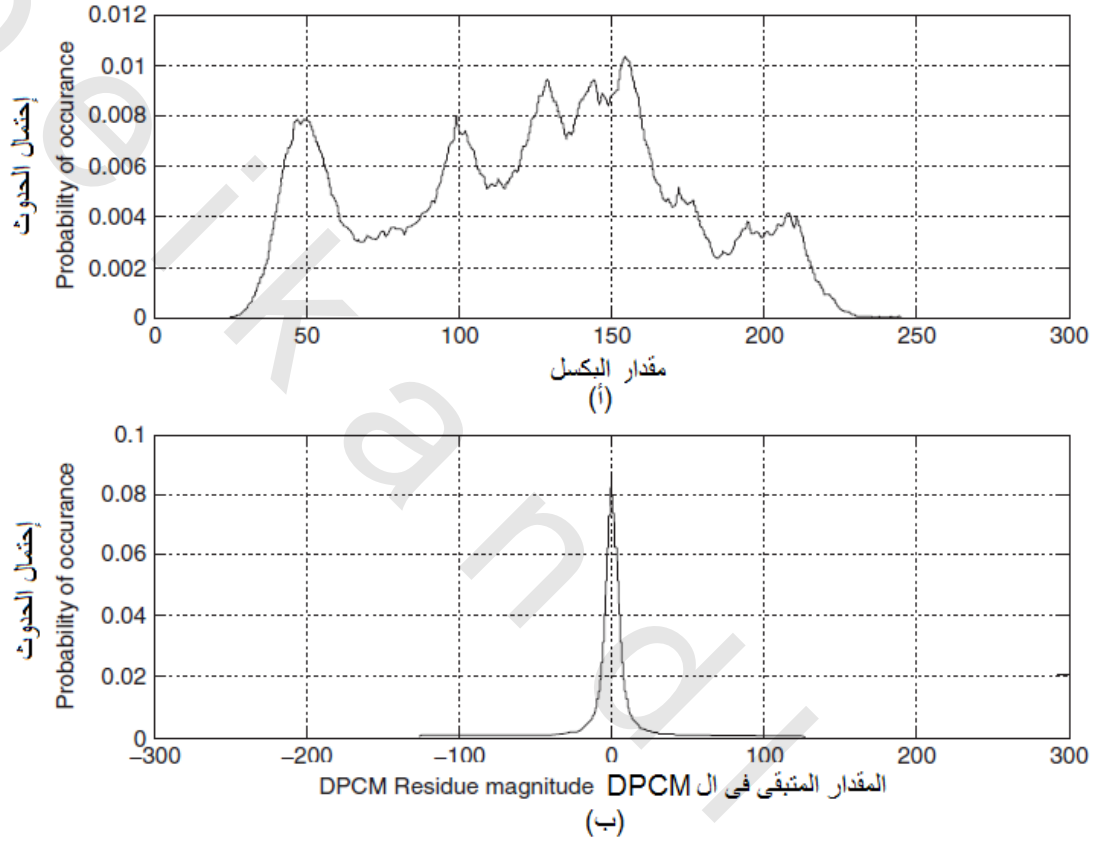
(أ)

(ب)

الشكل رقم (٣،٤) مثال على منحنيات المعدل مقابل التشويه R-D (أ) لصورة لينا (ب) التي تم تشفيرها بمعدلات مختلفة باستخدام المشفر JPEG2000 . مع زيادة معدل البتات، يقل التشويه . زيادة معدل البتات يقابله نسبة ضغط بطيئة .

obeikandl.com

حيث r[n] هي المتبقي المتوقع، و x[n] و x[n-1] هما البكسل الحالية والسابقة على التوالي. إنه من الشائع في التشفير التوقعي أن نستخدم عدد من العينات السببية لتوليد المتبقي المتوقع. السببية في هذا السياق تعني العينات التي تم تشفيرها، بمعنى، x[i] حيث i<n. المتبع في تشفير الصور هو قراءة البكسلات من الشمال لليمين ومن أعلى لأسفل. ولذلك؛ فإن كل بكسل تكون فوق أو يسار البكسل الحالية تعتبر بكسل سببية كما في الشكل رقم (٣.٦).

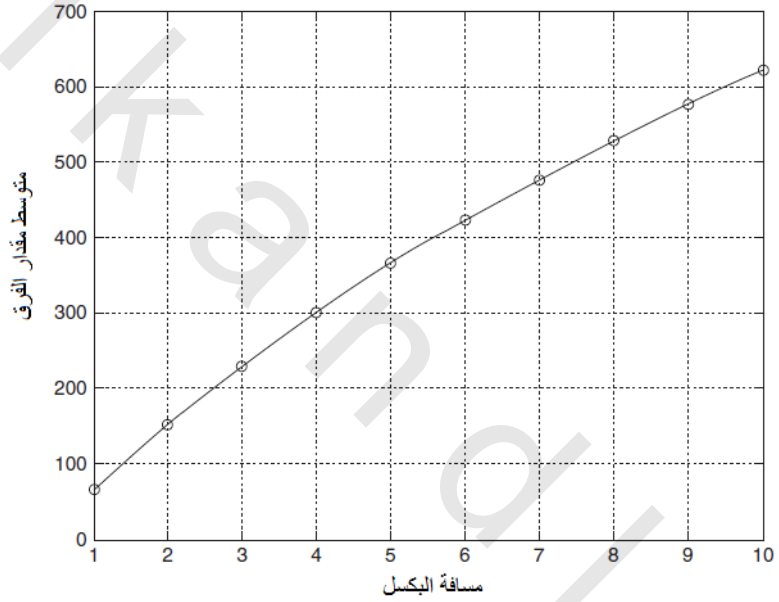


شكل (٣،٥) التوزيع الإحتمالي PDS لصورة لينا . (أ) تعديل التضفير النبضيPCM (الإنتروبي:7.4456 bpp) التعديل النبضي التفاضلي الفرقى DPCM (الإنتروبي:5.0475 bpp).

الشكل رقم (٣،٦) العينات السببية في التشفير التوقعي .

واحدة من الطرق الشائعة في التشفير التوقعي هي استخدام أربعة من البكسلات السببية المباشرة التجاور للبكسل الحالية(20).يمكن أيضاً استخدام تركيبات أخرى من البكسلات السببية الممتدة بعد البكسلات المجاورة[14].

عامة سيتم تحسين التوقع مع زيادة البكسلات السببية بسبب أن الترابط أو العلاقات بين البكسلات المتجاورة أو البكسلات المتقاربة تكون عالية، على الرغم من أنه ليس كل البكسلات المتجاورة تكون متعلقة ببعضها، كما أن العلاقات بين البكسلات تتناقص بالتناسب مع المسافة كما هو موضح في الشكل رقم (٣،٧).



الشكل رقم (٣،٧) العلاقة النسبية لمسافة البكسل مقاسة تبعاً لمتوسط مقدار الفرق بين البكسلات لصورة لينا .

(٣،٢،٥،١) التشفير المُعتمد على السياق

في ضغط النص، من السهل أن نتخيل أن حدوث أي حرف في أي كلمة إنجليزية يعتمد على الحروف السابقة في هذه الكلمة. فمثلاً، إذا اعتبرنا الحرف Q فإن احتمال أن يكون الحرف التالي له هو U تكون تقريبا مؤكدة(21). وبالمثل، إذا كان الحرفين السابقين في كلمة هما QU، فإن الاحتمال يكون كبيراً أن الحرف التالي سيكون أحد الحروف اللينة. على ضوء ذلك، فإنه يكون من الحكمة أن نضبط عملية التشفير بحيث إن تكون مثل هذه العلاقات الشرطية في الحسبان. يعمل التشفير المعتمد على السياق عن طريق اختيار السياق الأنسب لتشفير البيانات بالاعتماد على سلوك عينات البيانات السابقة. كل سياق في المشفر السياقي يحتفظ بتوزيع احتماليPDS

منفصل ولا يعتمد على السياقات الأخرى، للتشفير الأنتروبي. بالنسبة لضغط الصور، فإن إختيار السياق يعتمد على الخواص التركيبية للبكسلات المجاورة. عادة يتم قياس هذه الخواص التركيبية بدلالًة الحواف الأفقية، أو الرأسية، و/أو القطرية. يستخدم التشفير السياقي العديد من التنبؤات المشروطة في تشفير المتبقيات. للمرة الثانية، فإن إختيار التوقع لتشفير أي بكسل يعتمد أيضاًعلى الخواص التركيبية، وعلى ذلك، فإنه من المهم أن نفرق بين اختيار السياق وإختيار التوقع. الغرض من إختيار السياق هو ملاءمة المتبقي الناتج عن طريق المتبقي المختار مع توزيع احتمالي مناسب. على الجانب الآخر، فإن التوقع يتم إختياره لتقليل توقع المتبقي. إن وجود توقعات عديدة يزيد من التعقيدات الحسابية والتكلفة. على الرغم من ذلك فإنه يؤدي عادة إلى توقعات أفضل، وبالتالي إلى توزيع احتمالي مفضل لتشفير الإنتروبي. إن الطريقة التي يستخدم بها التشفير السياقي يتغير مع الخوارزميات المختلفة غير الفاقدة للمعلومات، وهذا موضح في الجزئين التاليين مع مشفرين مختلفين: مشفر منخفض التعقيد LOCO ومشفر الصور السياقي الحسابي الغير فاقد للمعلومات CALIC.

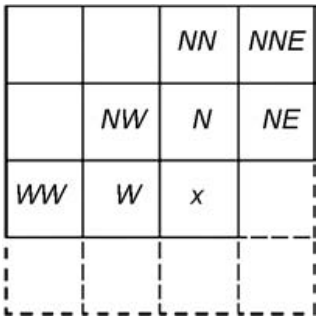
(٣،٢،٥،٢) المشفرات المنخفضة التعقيد

المشفرات المنخفضة التعقيد LOCOهي قلب المشفر القياسيJPEG-LS.(22) إنها تعتمد على الأربع بكسلات السببية المجاورة في عملية التوقع وتستخدم توقع شرطييُعطى بالمعادلة التالية:

$$\hat{x} = \begin{cases} \min(W,N), & NW \geq \max(W,N) \\ \max(W,N), & NW \leq \min(W,N) \\ W + N - NW, & otherwise \end{cases}$$

المعادلة رقم (٣،١٢)

حيث $\hat{x}$هي البكسل المتوقعة، و W و N و NWهي البكسلات المجاورة الموضحة في الشكل رقم (٣،٨). الباقي هو الفرق بين البكسل الأصلية x والبكسل المتوقعة $\hat{x}$.



الشكل رقم (٣،٨) العينات المجاورة المستخدمة في التوقع في المشفرات المنخفضة التعقيد وكل المشفرات ال CALC .

obeikandl.com

تعتمد عملية اختيار السياق على ثلاثة قياسات، Di حيث i={1, ,2, 3}، مع التحديد البسيط للحواف الأفقية والرأسية. هذه القياسات الثلاثة هي:

D1=NE-N

D2=N-NW المعادلة رقم (٣,١٣)

D3=NW-W

يتم تقسيم الاستجابة لكل قياس فرقي إلى 2T+1 من المسافات المتساوية، Zi، بحيث:

$$Zi = \begin{cases} -T, & Di \le -T \\ -T+1, & -T \le Di \le -T+1 \\ & \dots\dots\dots \\ 0, & Di = 0 \\ & \dots\dots\dots\dots\dots \\ T-1, & T-1 < Di \le T \\ T, & T < Di \end{cases}$$ المعادلة رقم (٣,١٤)

يتم اختيار المسافات المتساوية لتبسيط عملية التنفيذ. مثالياً، يجب أمثلة المسافات على حسب الإحصائيات الهيكلية للصور. بعد ذلك يتم أخذ العدد الكُلي للسياقات C على أنه عدد التباديل الممكنة لعدد المسافات المعطاة والقياسات الفرقية، C=(2T+1)3. يُمكن تقليل عدد السياقات عن طريق دمج المسافات المتماثلة في المعادلة رقم (٣,١٤) بحيث يكون -T≤Zi≤T ⟵ 0≤|Zi|≤T وبالتالي فإن ذلك يُعطي Csym=((2T+1)3+1)/2 من السياقات. إن مشفرات الـ LOCO (23)تشفر المتبقي بشفرات جولومب Golomb في ظروف العمليات العادية. وعلى الرغم من ذلك، فإنه إذا وجدت مناطق مستوية، فإنه يتم استخدام التشفير بطول المدى run length coding.

(٣،٢،٥،٣) مشفر الصور السياقي الحسابي غير الفاقد للمعلومات CALIC

يعتبر الـ CALIC متوسط التطور، حيث إنه بمقارنته بمشفر الـ LOCO، فإن له كاشفات للحواف أكثر تطوراً، وتوقع للمتبقي، ودوال نمذجة للسياق. تبدأ عملية التشفير بدالتين لتوقع الانحدار الحساس للحواف بالاعتماد على البكسلات المحيطة كما في الشكل رقم (٣,٨):

$$d_h=|W-WW|+|N-NW|+|NW-N|$$
$$d_v=|W-NW|+|N-NN|+|NE-NNE|$$ المعادلة رقم (٣,١٥)

هذه التوقعات الانحدارية تحدد البكسل المتوقعة $\hat{x}$ تحت الشروط التالية:

obeikandi.com

$$\hat{x} = \begin{cases} N, & d_h - d_v > 80 \\ W, & d_v - d_h > 80 \\ \frac{\hat{x}+N}{2}, & d_h - d_v > 32 \\ \frac{\hat{x}+W}{2}, & d_v - d_h > 32 \\ \frac{3\hat{x}+N}{4}, & d_h - d_v > 8 \\ \frac{3\hat{x}+w}{4}, & d_v - d_h > 8 \end{cases}$$ المعادلة رقم (٣,١٦)

حيث

$$\hat{x} = \frac{N+W}{2} + \frac{NE-NW}{4}.$$ المعادلة رقم (٣,١٧)

تعتمد النمذجة على الخطأ في التوقع وتركيب الصورة. يتم نمذجة خطأ التوقع e كما يلي:

$$e=ad_h+bd_v+C|e_w|$$ المعادلة رقم (٣,١٨)

حيث $ew=W-\bar{W}$ هو خطأ التوقع السابق، و $\bar{W}$هي توقع W. الثوابت a و b و Cهي معاملات يجب أمثلتها. يُمكن اقتراح a=b=1 و c=2 للعمل الفعال. في التنفيذ الأساسي لل CALIC، يتم تكميم e في ثماني مسافات. حدود هذه المسافات يتم الحصول عليها من خلال البرمجة الديناميكية، حيث وجدت تساوي:

$$\xi_i=\{5,15,25,42,60,85,140\}, \quad 0\le i\le 7$$

المسافات الحقيقية ستكون:

$$\Phi=\{0<e\le\xi1, \xi1<e\le\xi2, \ldots.., \xi6<e\le\xi1, \xi7<e\}.$$

التركيب السياقي، باعتباره يعتمد على فعالية البكسلات المجاورة، يُمكن نمذجته في وجود ثمانية عوامل منفصلة، Ct، يُمكن تحديدها كالتالي:

$$Ct=\{x_0, x_1, \ldots., x_6, x_7\}$$

$$=\{N, W, NW, NE, NN, WW, 2N-NN, 2W-WW\}$$ المعادلة رقم (٣,١٩)

حيث $t=\{1, 2, ,\ldots, 7\}$. يتم قياس العوامل المنفردة x_k مع التوقع المستنتج في المعادلة رقم (٣,١٢) كما يلي:

$$b_k = \begin{cases} 0, & x_k \ge \tilde{x} \\ 1 & x_k < \tilde{x} \end{cases}$$ المعادلة رقم (٣,٢٠)

obeikandl.com

القياسات المشتركة لكل العوامل، B={b7, b6, …., b0}، تحدد سلوك البكسلات المجاورة وتكون عدد سياقات البنية، 256=28. ومع ذلك، فنتيجة الاعتمادية بين المعاملات فيCt، فإن العدد الحقيقي لسياقات البنية سيقل إلى ١٤٤. العدد الكُلي للسياقات يكون تركيبة من الخطأ المتوقع للبنية. لتنفيذ الـ CALIC الأساسي، فإن خطأ التوقع السياقي يقل من ٨ إلى ٤ ليكون التشفير السياقيالكُلي ١٤٤×٤=٥٧٦. بمجرد تحديد السياق من المعادلة رقم (٣,١٨) والمعادلة رقم (٣,١٩) فإن البكسل المتوقعة x̃يتم تشفيرها إنتروبيا باستخدام التشفير الحسابيالسياقي.

(٣،٢،٥،٤) الضغط القريب من عدم الفقد

إن القيد الأساسي للضغط غير الفاقد للمعلومات يقع دائماً في أدائه الضغطي. للتعامل مع هذا العيب، فقد تم اقتراح طريقة التشفير القريبة من عدم الفقد. إن التشفير القريب من عدم الفقد يسمح بالتحكم في تدهور جودة الصورة من أجل تحسين المكسب من عملية الضغط. يتم ذلك من خلال تكميم التوقع المتبقيr قبل التشفير الإنتروبي. تتم عملية التكميم هذه بطريقة تضمن أن المتبقي المكمم لن يبتعد عن نقطة معينة، Δ±، المحددة عن طريق المستخدم. يمكن استنتاج المتبقي المكمم r̃ كما يلي:

$$\tilde{r} = sign(r)\left\lfloor \frac{|r|+\Delta}{2\Delta+1} \right\rfloor$$ المعادلة رقم (٣,٢١)

حيث Δ تحدد القيمة العُظمى لمقدار التباعد، و sign(r) يتم تحديدها كما يلي:

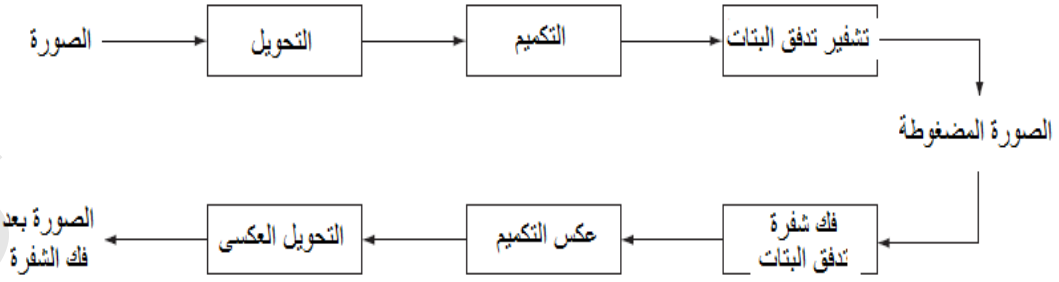
$$sign(r) = \begin{cases} -1, & r < 0 \\ 1, & r \geq 0 \end{cases}$$ المعادلة رقم (٣,٢٢)

حيث إن طريقة التشفير القريب من عدم الفقد تلحق فقط مرحلة تكميم إضافية لنظام التشفير، فإنها يُمكن أن يتم تهيئتها عمليا مع أي خوارزم للتشفير بدون خسارة.

(٣،٢،٦) تشفير الصور الفاقد للمعلومات المعتمد على تحويل

لكي نحصل على نسبة ضغط CR أعلى تفوق التي نحصل عليها مع طرق التشفير بدون خسارة، فقد كان من الضروري أن نسمح ببعض الفقد في المعلومات. ولقد تم استخدام طرق التشفير المعتمدة على تحويل أو محول للوصول لهذا الغرض. هذه الطرق تتكون من عملية تحويل مصحوبة بعملية تكميم ثم تشفير لسيل أو تدفق البتات كما في الشكل رقم (٣,٩).

obeikandl.com



الشكل رقم (٣،٩) المكونات الأساسية لهيكل التشفير المعتمد على التحويل.

(٣،٢،٦،١) التحويل

يقصد بعملية التحويل إعادة ترتيب البيانات في الصورة بطريقة تسهل عملية الضغط. من أشهر طرق تحويل البيانات المطبقة في تشفير الصور هي طرق التحويل المعتمدة على التردد. لقد تمت دراسة الطريقة الكسرية أيضاً كإحدى الطرق غير الترددية. إن التحويل الترددي يقوم بإسقاط البيانات من النطاق الزمنيx إلى النطاق الترددي X بالنسبة لمجموعة من المرشحات s :

$$X=Ts(x) \qquad \text{المعادلة رقم (٣،٢٣)}$$

إن عملية التحويل T يتم تنفيذها من خلال عملية الالتفاف (*) المعرفة كما يلي :

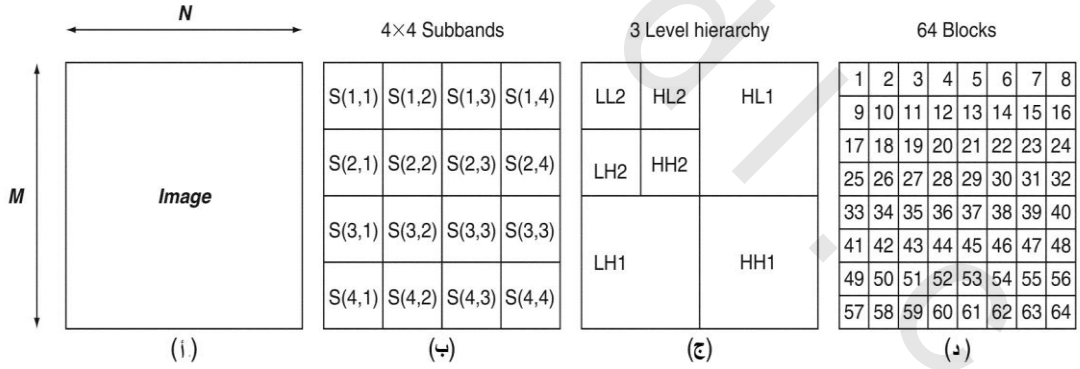
$$X=Ts(x) = S*x = \sum_i^I S[i].x[n-1] \qquad \text{المعادلة رقم (٣،٢٤)}$$

حيث S هي تحويل المرشح بطول I و n={1, 2, ….., N} حيث N هي عدد عينات البيانات.بالنسبة لطول المرشح، فإن معظم تطبيقات معالجة الإشارات، بما فيها ضغط الصورة، تستخدم المرشحات ذات الاستجابة المحددة finite impulse response, FIR. المرشحات المحددة الاستجابة FIR يكون لها عدد محدد من التفرعات، أو طول محدد للمرشح، وهذا يكون مطلوبا لأغراض عملية. إن البديل لذلك هو المرشحات ذات الطول غير المحدد infinite impulse response, IIR، بالرغم من أنها تكون متقدمة عن المرشحات المحددة الطول FIRبدلاًلة الإختيارية الترددية، إلا أنها تتطلب عيننة لا نهائية. العيننة اللانهائية يُمكن إجراؤها من خلال الترشيح التكراري. بالنسبة للأنظمة القابلة للعكس مع التحويل في الاتجاه الأمامي (التحليل) والاتجاه العكسي (التصنيع أو التخليق)، فإن عملية تصنيع المرشح غير المحدد الطول يُمكن إجراؤها فقط من خلال إشارات محددة العينات (مثلاً، الصور الثابتة)(27).

إن عملية التحويل الترددي تحلل البيانات المصورة إلى نطاقات جانبية مختلفة للصورة(28، 29). في هذا الصدد، فإن التحويل الترددي ينظر إليه على أنه تحويل النطاق الجانبي. يُمكن تصنيف تحويلات النطاق الجانبي تبعا لهيكلهم التحليلي ومرشحاتهم. إن هيكل التحليل يحدد الطريقة التي يتم بها ترتيب معاملات التحويل. طبيعة هذا الترتيب يُمكن أن تكون نطاقاً جانبياً(30)، أو معتمدة على البلوك(31)، أو هرمية(32، 33) كما في الشكل رقم (٣،١٠). يعرف التحليل الهرمي أيضاً بأنه التحليل المتعدد التحليلية أو التحويل المويجي wavelet transform.

تحويل الصورة يكون عامة ثنائي الأبعاد، حيث إن بيانات الصورة تكون ثنائية الأبعاد. بالنسبة للفيديو، يكون هناك امتداد طبيعي من التحويل الثنائي الأبعاد إلى التحويل الثلاثي الأبعاد لأخذ البعد الزمني في الحسبان. على الرغم من ذلك، فإنه نتيجة لفلسفة التشفير السائدة، فإن معظم مشفرات الفيديو تلتزم بالتحويلات ثنائية الأبعاد المطبقة على كل إطار منفرد.

إن المرشحات تكون هي قلب التحويل وهي التي تملي خواص هذا المحول مثل الاستجابة الترددية له. إن أساسيات تصميم المرشح تنبع أصلا من تحويل فوريير. وبالتالي؛ فإن محول فوريير المقطع discrete Fourier transform, DFT [34]يعتبر أداة أساسية وعامة الاستخدام في تحليل الإشارات، ويُمكن تحديده كما يلي:



الشكل رقم (٣،١٠) هياكل التحويل التحليلي. (أ) صورة أبعادها MxN . (ب) تحليل نطاقات جانبية ٤×٤ . كل نطاق S(k,l) حيث l={1, 2, 3, 4} له M/4 xN/4 من معاملات التحويل. (ج) التحليل الهرمي الديناميكي من مستويين. كل مستوى متتابع تكون تحديديته ربع تحديدية المستوى السابق. (د) تحويل معتمد على البلوكات بإستخدام ٦٤ بلوك. كل بلوك تكون أبعاده M/8xN/8 .

المعادلة رقم (٣،٢٥)

$$X_{DFT}[k] = \sum_{m=0}^{M-1} x[m].\, e^{\frac{-j2\pi}{M}km}$$
$$= \sum_{m=0}^{M-1} x[m].\left(cos\left[\frac{2\pi j}{M}.km\right] - jsin\left[\frac{2\pi j}{M}.km\right]\right)$$

حيث M هي طول المرشح، jهي الوحدة التخيلية، kهي النطاق الترددي للمرشح المختار. بالنسبة لضغط الصور، فقد تم توضيح تطبيقات وأداء النويات الجوهرية للتحويلات المختلفة في الكثير من المراجع[2, 4]، ومن أشهرها محول جيب التمام المقطع discrete cosine transform, DCTوالذييُمكن التعبير عنه كما يلي:

$$X_{DCT}[k] = \sum_{m=0}^{M-1} x[m].\cos\left[\frac{\pi}{M}\left(m+\frac{1}{2}\right)k\right] \qquad \text{المعادلة رقم (٣.٢٦)}$$

يعتبر الـ DCT استنتاجاً من المركبات الحقيقية للـDFT كما هو موضح في المعادلة رقم (٣.٢٥). إنها تعطي أداء أقرب إلى المثالية، الثاني بعد تحويل Karhunen-Loeve transform, KLT(35) بالنسبة إلى عمليات ماركوف العشوائية من الدرجة الأولى. لقد وجد أن الارتباطات تعتبر من الخواص المهمة للمرشحات(3، 7) حيث إنها تعني المقدرة على حزم الطاقة، التي تؤدي إلى الضغط في التكرار الإحصائي، حيث ستكون هناك كمية أساسية من طاقة البكسل المحتواة في عدد قليل من معاملات التحويل. إن شيوع تحويل الـ DCT ترجع بدرجة كبيرة إلى وجود الخواريومات السريعة لحسابه، ولذلك فإن تطبيقاته كثيرة جداً في أجهزة الاتصالات الرقمية وخدماتها.

إن المرشحات القابلة للفصل مثل الـ DFT والـ DCT يمكن أن تمتد من النطاقات الأحادية البعد مثل المعادلتين (٣.٢٥) و (٣.٢٦) إلى النطاقات ثنائية الأبعاد من خلال عمليات تحويلية أفقية φ_h ورأسية φ_v يتم إجراؤها على مرحلتين. بالنسبة لل DCT يمكن إجراء ذلك كما يلي:

$$X_{DCT}[k,l] = \sum_{m=0}^{M-1} \varphi_v(k,m).\sum_{n=0}^{N-1} x[m.n]\,\varphi_h(l,n) \qquad \text{المعادلة رقم (٣.٢٧)}$$

$$\varphi_v(k,m) = \cos\left[\frac{\pi}{M}\left(m+\frac{1}{2}\right)k\right] \qquad \text{المعادلة رقم (٣.٢٨)}$$

$$\varphi_h(l,n) = \cos\left[\frac{\pi}{M}\left(n+\frac{1}{2}\right)l\right] \qquad \text{المعادلة رقم (٣.٢٩)}$$

يتم تصميم المرشحات للوصول إلى مميزات معينة للبيانات التي يتم العمل عليها. هذه المرشحات لها خواص مختلفة تم شرحها بالتفصيل في مرجع Vetterli and Kovacevic. بالنسبة لتشفير الصور يوجد هناك عدد من الخواص التي نحتاجها بشدة، والتي يجب أن تكون موجودة في المرشحات، مثل خطية زاوية الطور والتعامد، بالإضافة بعض الخواص الأخرى. إن الاسترداد الكامل للبيانات يُمكن أن يتم عن طريق التحويل العكسي المحدد كما يلي:

$$x = T^{-1}(T(x)) \qquad \text{المعادلة رقم (٣.٣٠)}$$

obeikandi.com

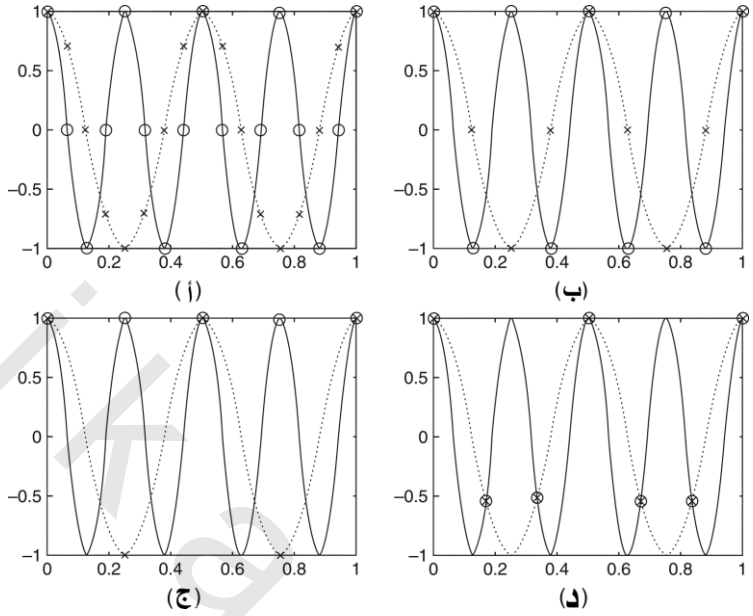
حيث xهي كل من إشارتي الدخل والخرج، و T و T^{-1}هي التحويل والتحويل العكسي على التوالي. إن الإنعكاسية، وإن كانت غير ضرورية بالنسبة للتشفير مع الفقد(36)، إلا أنها أصبحت مرغوبة على ضوء التحرك بإتجاه التشفير المحجم. للحصول على التحجيم الكامل في جودة الصورة، فإن مشفرات الصور يجب أن تكون لديها المرونة للتشفير بجودة التشفير مع الخسارة إلى التشفيربجودة عدم الخسارة مثلما في حالة المشفر JPEG2000(15).

إن المرشحات التي تعمل عند حد العيننة الحرج، بمعنى العيننة عند تردد نيكويست Nyquist، تكون مفيدة جداً؛ لأنها تؤكد أن عدد العينات المدخلة قبل التحويل تكون مساوية لعدد العينات بعد التحويل. أي تحويل يُعطي عدداً من عينات الخرج أكبر من عدد عينات الدخل تتسبب فعلا في امتداد البيانات. على الرغم من أن مثل هذه التحويلات المتزايدة الكمال تم تطبيقها في الضغط التصويري، إلا أنها ما زالت في مرحلة التحدي ومعقدة البناء. إن تردد نيكويست F يتم تحديده على أنه عرض مجال الإشارة (بمعنى التردد الأعظم)(37). يتم تحديد معدل نيكويست FN على أنه ضعف تردد نيكويست. العيننة بتردد تحت معدل نيكويست ينتج عنها مشكلة التزييف الترددي للإشارة aliasing. عندما يحدث التزوير، فإن مكونات الإشارة ذات الترددات Fa فوق نصف تردد أخذ العينات (العيننة) Fs وتُسمى أيضاً تردد اللف أو الطيFf لن يُمكن تمييزها من الترددات Fb الأقل من Ff أو Fs بحيث ان Fa=Fb+nxFf حيث n عبارة عن عدد صحيح بحيث 0<Fb≤Ff و Fa>Ff. هذه الظاهرة موضحة في الشكل رقم (٣.١١) باستخدام إشارات جيبية في النطاق الزمني. بالنسبة لكل من الإشارات السمعية والتصويرية فإن ظهور مشكلة التزييف ينتج عنها تشويه بترددات عالية في الإشارة(2).

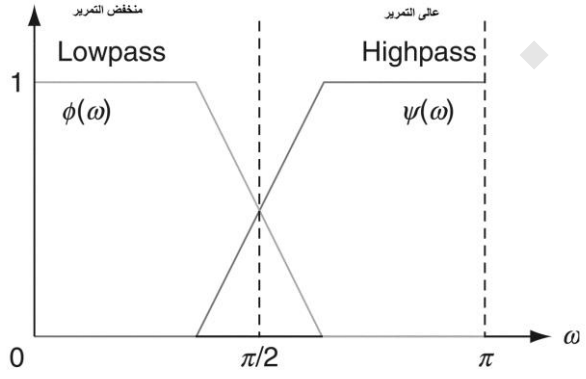
يحدث التزييف في النطاق التحويلي عند حدوث عيننة منخفضة على مرشحات متداخلة الاستجابة الترددية كما في الشكل رقم (٣.١٢)(27، 29). عمليا، يتم تصميم المرشحات بنطاقات استجابية متعددة التداخل لتغطية كل المدى الممكن من الترددات. إن التداخل في الاستجابات يكون ضرورياً لأن المرشحات المثالية تتطلب عدداً لانهائياً من التشعبات والتي يكون من الصعب بناؤها(29). عند عيننة هذه المرشحات عند التردد الحرج، فإن التزييف يحدث في المناطق المتداخلة.

هناك نوعان من المرشحات القابلة للعكس، والتي تسمح بالعيننة الحرجة والتعامل مع خطأ التزييف هما المرشحات المتعامدة وثنائية التعامد. في هذه المرشحات يتم التعامل خطأ التزييف من خلال حذف هذا الخطأ في عملية التخليق أو التحويل العكسي(27، 38). ولذلك؛ فإنه بينما يكون التزييف مازال موجوداً في البيانات المحولة، إلا أن هذه المركبات التزيفية أو التي نشأت نتيجة هذا الخطأ يُمكن التخلص منها بفاعلية أثناء عملية التحويل العكسي. وعلى الرغم من ذلك، فإن التخلص الكُلي من التزييف يكون ممكنا فقط في حالة إذا كانت

البيانات المحولة تبقى سليمة أو لم تتغير، وهذا شرط يعتبر مستحيل التحقيق إذا كانت عملية التكميم يتم إجراؤها بعد التحويل(27).



الشكل رقم (٣،١١) الإشارات الدورية $S(F_1)$ و $S(F_2)$ بالترددات F_1 (الخط المنقط) و F_2 (الخط المستمر). هنا $F_2=2F_1$. النقطة المقابلة لتردد العينة Fs موضحة ب (o) و (x). (أ) $Fs=4F_2$. (ب) $Fs=2F_2$. (ج) $Fs=F_2$. (د) $Fs=2/3F_2$. في كل من (أ) و (ب) فإن الإشارة المعينة عند F_2 تستعيد شكلها الدورى ويُمكن فصلها من F_1 . في (ج) و (د) فإن العينة عند F_2 قد فقدت شكلها الدوري الأصلي . بالإضافة لذلك فإنه في (د) لا يُمكن الفصل بين F_1 و F_2 من إشارة العينة. لاحظ أنه في (ج) $S(F_1)$ لم تتأثر نتيجة خطأ التزييف لأن $Fs\geq 2F_1$.



الشكل رقم (٣،١٢) تداخل الإستجابة الترددي لنظام ذو نطاقين ترشيحيين، منخفض التمرير $\varphi(w)$ وعالي التمرير $\Psi(w)$. منطقة التداخل هى المساحة المثلثة الشكل التي مركزها عند التردد الأوسط $\pi/2$.

obeikandl.com

الفروق بين المرشحات المتعامدة وثنائية التعامد يُمكن رؤيتها بدلالات هيكلية. المرشحات المتعامدة تسمح بعدد m من نطاقات الاستجابات الترددية، بينما المرشحات ثنائية التعامد تكون لها نطاقات استجابات ترددية ثنائية، أحدها يمرر الترددات العالية والآخر يمرر الترددات المنخفضة. بالإضافة لذلك، فإن الأنظمة المتعامدة مثل الـ DFT والـ DCT تكون بطبيعتها معيننة بالتردد الحرج؛ ولذلك فإنها تحافظ على طول المتجه. المرشحات الثنائية التعامد، على الجانب الآخر، لا تحافظ على طول المتجه. ولذلك؛ فإنها تكون لها مداخل أكثر من مخارجها(15، 36). بالنسبة لتطبيقات ضغط الصور فإن هذا التفاوت يُمكن حله من خلال مد عينات إشارة الدخل. بدلالًة خواص المرشح، فإن المرشحات ثنائية التعامد يكون لها عدد من المميزات فوق المرشحات المتعامدة، مثل خطية زاوية الطور وانتظامها. هذه الخواص مشروحة باستفاضة في المراجع(27).

(٣،٢،٦،٢) التكميم Quantization

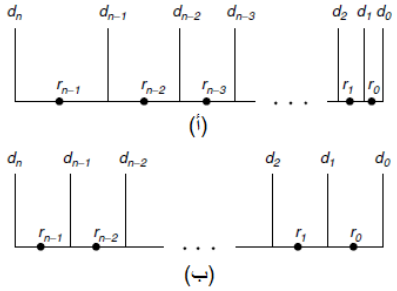
من أجل أن نحقق مستوى مقبولاً من الضغط، فإنه من الضروري أن نحد من المدى الممكن للرموز المطلوب تشفيرها بعد التحويل. إن عملية التكميم في مشفرات الصور تقوم بفاعلية بإعادة وضع خريطة لمعاملات التحويل من عدد أكبر إلى عدد أصغر من المعاملات. المكممات من الممكن أن تكون معتمدة على عدد ثابت أو على متجه. بالإضافة لذلك، فإن المكممات العددية الصحيحة أو غير المتجهة يُمكن أن تكون منتظمة أو غير منتظمة كما في الشكل رقم (٣،١٣). إن التكميم الصحيح يتم إجراؤه في العادة من خلال عملية القسمة:

$$X_q[n] = \left\lfloor \frac{X[n]}{q} \right\rfloor$$ المعادلة رقم (٣،٣١)

حيث $X_q[n]$ هو رمز التكميم القياسي، X[n]هي معاملات التحويل، و q هي خطوة التكميم، و⌊ ⌋ يقصد به التقريب لأقرب رقم صحيح أسفل. طريقة تصميم المكممات المثالية مشروحة بالكامل في المرجعين Lioyd و Max (39, 40).

عملية التكميم تتسبب في خطأ e يُسمى خطأ التكميم، ويحدد على أنه الفرق بين مقدار عينة البيانات بعد التكميم وعينة البيانات قبل التكميم كما يلي:

$$e=X[n]-X_r[n] \quad (٣،٣٢)$$



الشكل رقم (٣،١٣) التكميم القياسى غير المنتظم (أ) والمنتظم (ب). كل مجموعة من مستويات القرار d تقابل استجابة كمية r. بالنسبة للتكميم المنتظم، تكون مستويات التكميم متساوية البعد بين بعضها. في التكميم غير المنتظم تكون المسافة بين مستويات القرار متغيرة.

openkandil.com

حيث $X_r[n]=X_q[n]xq$. يؤدي خطأ التكميم إلى الفقد المعلوماتي غير القابل للاستعادة في التشفير الفاقد للمعلومات. بينما التكميم القياسي يكون فعالا في تشكيل بعض التوزيعات الاحتمالية PDS المفضلة للتشفير الإنتروبي، فقد وضح أن التكميم المتجه vector quantization, VQ يكون عامة أكثر فعالية(41). في الحقيقة، فإن التكميم القياسي يُمكن النظر إليه على أنه مجموعة جانبية من التكميم المتجه، حيث طول المتجه يساوي الوحدة. يعمل التكميم المتجه عن طريق تقريب مجموعة من المعاملات المحولة، $X[u]\epsilon X$، من الفراغ المحول، X، برمز المتجه $V[k]\epsilon V$. يتم إختيار رمز المتجه من كتاب تشفير المتجه، V، الذي حجمه M اعتماداً على معيار تقليل المسافة distance minimization criterion, f_{DMC} مثل متوسط مربع الخطأ mean squared error, MSE. يُمكن إعادة تشكيل هذه العملية باستخدام متوسط مربع الخطأ كما يلي:

$$V[k] = f_{DMC}(X[u], V) = min\big(MSE(X[u], V[m])\big), \quad \forall m\epsilon M$$

المعادلة رقم (٣.٣٣)

متوسط مربع الخطأ يحدد كما يلي:

$$MSE(A,B) = \frac{1}{N}\sum_n^N (A[n] - B[n])^2$$

المعادلة رقم (٣.٣٤)

إن فعالية التكميم المتجه تعتمد بدرجة كبيرة على حجم كتاب شفرات المتجهات M. في وجود كتاب شفرات أكبر بشفرات متجه أكثر سيؤدي بالتأكيد إلى تقريب أفضل. لسوء الحظ، فإنه مع نمو كتاب الشفرات، فإن النفقات الإضافية المصاحبة لتخزين ونقل كتاب الشفرات تزداد. بالإضافة لذلك، فإن حسابات موائمة المتجهات ومقارنتها يزداد أيضاً. لذلك؛ فإن هناك قيوداً عملية تقلص أو تقلل من فعالية التكميم المتجه VQ.

طريقة أخرى لتنفيذ التكميم، هي التكميم المتتالي المصاحب لتشفير مستوى البت التقدمي. في هذه الطريقة يتم تقسيم المعاملات المحولة إلى مركباتها المكونة لها من البتات، ويتم تشفير كل مركبة بتية تقدميا من البت ذات القيمة العُظمىMSB إلى البت ذات القيمة الصغرى LSB. الميزة الجازبة في هذه الطريقة هي أنها مناسبة تماما للتشفير المحجم.

(٣،٢،٦،٣) تشفير تدفق البتات

آخر مرحلة في التشفير التحويلي تتعلق بشيئين: أولاً، التشفير الإنتروبي للبيانات المكممة المحولة، ثانياً: الترتيب الفعال لسيل البيانات المشفرة إنتروبيا. لقد تم تغطية تشفير الإنتروبي بالتفصيل مسبقا في الجزء (٣.٢.٢). بالنسبة لتشفير تدفق البيانات، فإنه من الشائع مهايئة تركيبات مختلفة من طرق التشفير لكي تناسب البيانات المراد

تشفيرها. فمثلاً، بالنسبة لمشفر الصور الثابتة JPEG يتم استخدام طريقة تشفير الطول السيار run length قبل تشفير هوفمان كمحاولة لتقليل عدد معاملات التكميم المراد تشفيرها، وهذا حقيقياً أيضاً بالنسبة لمشفرات الفيديو المهجنة القياسية. بنفس الطريقة، فإنه في مشفرات الـ JPEG2000، تم استخدام تشفير الطول السيار، وإن كان مشروطاً. بالإضافة لذلك فإن المشفر JPEG2000 يستخدم مشفراً حسابياً سياقياً ثنائياً لتشفير الإنتروبيا لمقارنة تكميم مستوى البت التقدمي. يقوم تشكيل التدفق النهائي للبيانات بترتيب النظام أو الرتبة التي تم تخزين البيانات المشفرة عن طريقها، وهذا يكون مهما خاصة حيثما يكون التحجيم مهما. فمثلاً، إذا تم تشفير صورة مع وجود تحديدية محجمة في الاعتبار، فإن سيل البيانات النهائي يجب أن يتكون بترتيب التحديدية، بمعنى، من التحديدية الأقل إلى التحديدية الأعلى.

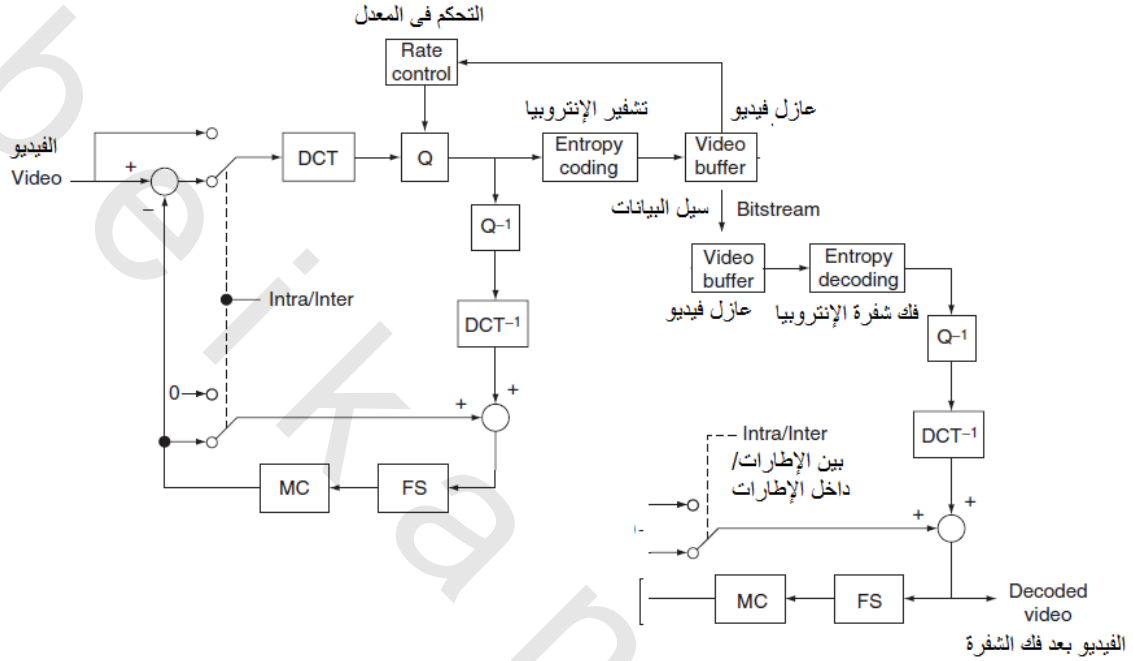
(٣،٢،٦،٤) تشفير الفيديو والصور

إحدى طرق تشفير الفيديو الرقمي هي عن طريق تشفير كل إطار في هذا الفيديو مستقلا كما هو في النظام JPEG2000 المتحرك. بينما تكون هذه الطريقة لها بعض المميزات والفوائد، وبالذات في عمليات تحرير الفيديو(43)، إلا أن سلوكها في عملية الضغط يكون غير مثير للإعجاب بالمقارنة بالتشفير ثلاثي الأبعاد وطرق تشفير الفيديو المهجنة(44-46، 81). طرق تشفير الفيديو المهجنة(10، 16) المعروفة كما في الشكل رقم (٣.١٤) تعمل بطريقتين: طريقة بين الإطارات intraframe، وطريقة داخل الإطار interframe.

التشفير في طريقة بين الإطارات، وفي كل المقاصد والأغراض، يسلك نفس مسلك التشفير في حالة مشفرات الصور الثابتة ويستخدم في تشفير الإطارات المرجعية فقط. إن التشفير بطريقة بين الإطارات يكمل هذا عن طريق تشفير الإطارات الفرقية. بينما يكون عمل التشفير الطبيعي في طريقة داخل الإطار يكافىء ما يحدث في طريقة بين الإطارات، فإن مركبته الأساسية تكون عبارة عن عملية أو ماكينة توقع تستخدم لتنفيذ عملية إزاحة فرق الإطار displace frame difference, DFD. تقوم عملية الـ DFD بتوليد إطار الفرق اعتماداً على الإطار المرجعي كما في الشكل رقم (٣.١٥)، وبعد ذلك تتم عملية تشفير الإطار المرجعي بطريقة مشابهة لطريقة بين الإطارات.

لكي يتم عمل حساب الحركة في بيانات الفيديو في عمليات الـ DFD، فإنه يُمكن استخدام دوال توقع الحركة motion estimation, ME وتعويض الحركة motion compensation, MC لتتبع الأهداف أو الأجسام المتحركة في المجال الزمني، حيث يكون لذلك تأثيرا على تقليل الفرق أو الأخطاء المتبقية في عمليات الـ DFD. على الرغم من أنه حتى مع وجود توقع الحركة أو تعويض الحركة، فإنه سيكون هناك عدم توافق في الحركة من الممكن حدوثه، مما ينتج عنه أخطاء متبقيات عالية. مشفرات التحويل ثلاثية الأبعاد ليس لها هيكل أو شكل قياسي. بعض هذه المشفرات الثلاثية الأبعاد تكون امتداداً طبيعياً لنظرائها الثنائية الأبعاد(47، 81). بعضها الآخر يستخدم

أشكالاً مهجنة بالاستعانة بالـ ME/MC.(44، 46، 48) بينما تكون مشفرات التحويل الثلاثية الأبعاد متركزة أساساً على تطبيقات مشفرات الفيديو الرقمي، إلا أنها أيضاً أصبحت مقترحة لتشفير الصور الطبية الحجمية(49).

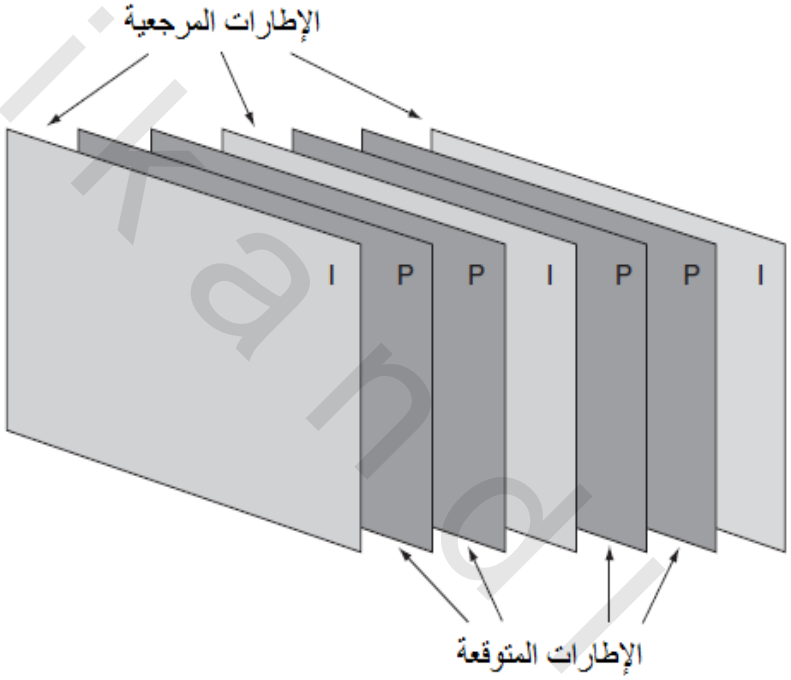


الشكل رقم (٣،١٤) هيكل تشفير فيديو مهجن يتنقل بين التشفير بين الإطارات وداخل الإطارات. الفرق بين هاتين الطريقتين هو إضافة عملية التوقع إلى طريقة التشفير داخل الإطار. في التشفير بين الإطارات يتم إجراء الـDCT على بيانات الفيديو مصحوبة بعملية تكميم Q. يتم تشفير الإنتروبيا على البيانات المكممة لتكوين سيل البيانات المضغوط.عملية تشفير الإنتروبيا يتم تغذيتها أيضاً إلى دالة تحكم في المعدل التي تحاول الحفاظ على التشفير عند معدل البتات المطلوب. في طريقة التشفير داخل الإطار تتم إعادة تكوين الإطارات التي سبق تشفيرها للحاجة إليها للحصول على توقع الإطار الحالي مع تعويض الحركة . وبالتالي؛ يتم إجراء العملية العكسية عن طريق فك التكميم Q^{-1} وال DCT العكسي. يتم استخدام تخزين الإطار FS لتخزين هذه الإطارات المرجعية التي تم تشفيرها لعملية تعويض الحركة. عملية فك الشفرة هي مرآة لعملية التشفير ولكن بالترتيب العكسي.

(٣،٢،٦،٥) التدرجية

لقد كانت التدرجية موضوعاً للاهتمام المكثف في تشفير الصور في السنوات الأخيرة. إنها خاصية مرونة تنشط إلى درجة معينة التحكم في التغيرات بين طرفي التشفير وفك التشفير بالنسبة لجودة الصورة، والتحديدية(10)، وفي حالة الفيديو، معدل الإطارات. قد يكون هناك تصور أن التدرجية قد تكون الأكثر فائدة في الأحوال التي يتم فيها تشفير الصور إلى الدرجة المثالية، ولكن يتم فك شفرتها عند درجة مختلفة، (10) وذلك في وجود بعض المتطلبات والقيود عند طرف فك التشفير. كمثال على ذلك من الممكن أن يكون مخزن مركزي

للصور، مثل مجمع فنون أو أرشيف للصور الطبية، والتي تحتوي صوراً بجودة عالية، يتم الإتصال به من بعد.تكون التدرجية مفيدةأيضاً خاصة فيالتشفير المتغير حيث تتم إعادة تشفير الفيديوهات الرقمية عند معدل بتات مختلف، أو جودة مختلفة(50)، أو تحديدية مختلفة. للحفاظ على التدرجية في الصور، يكون من الضروري أن نرتب تدفق البتات في المشفر في طبقات مناسبة تعكس التدرج المستخدم(51، 52). فمثلاً إذا تم تدرج الصور تبعا لجودتها، فإن الطبقات يجب ترتيبها في طبقات بتدرجات متناقصة في تحسين الجودة. بمعنى أن الطبقة الأولى يجب أن تأخذ أعلى درجة من تحسين الجودة، وآخر طبقة تأخذ أقل درجة.



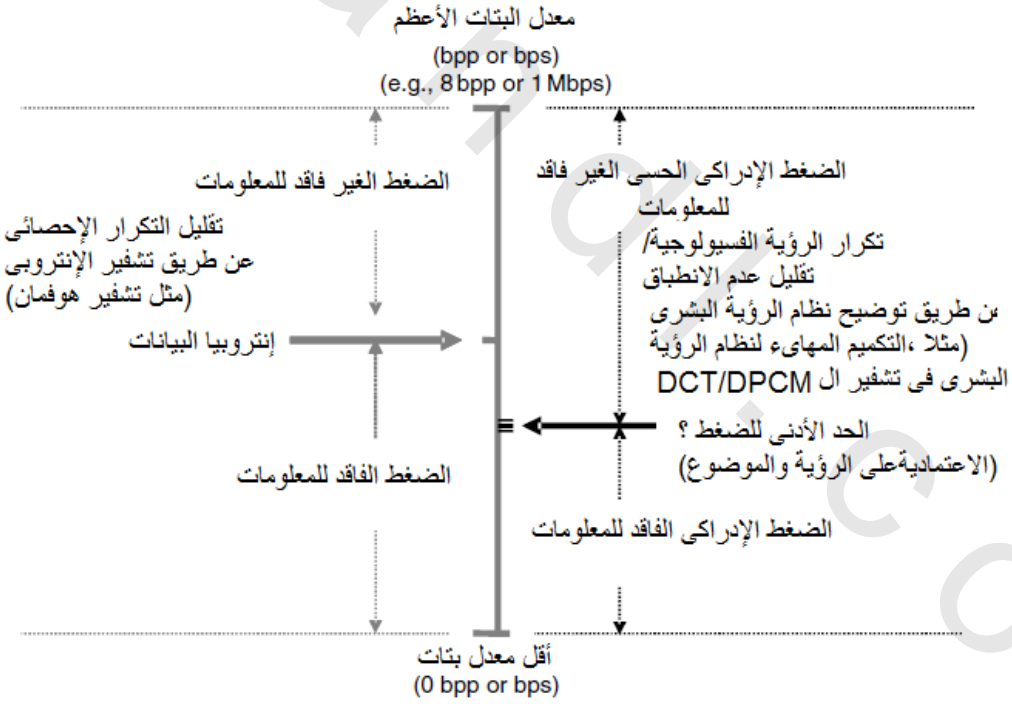
الشكل رقم (٣،١٥) ترتيب الإطارات المرجعية (I) والفرقية (P) لتشفير الفيديو المهجن.

(٣،٢،٧) التشفير الإدراكي الحسي للصور

لقد كان التأثير على جودة الصورة في التشفير مع السماح بفقد المعلومات دائماً موضع الاهتمام، وبالذات بالنسبة للصور ذات الجودة العالية. إن الطرق التقليدية لتحديد تشويه وجودة الصورة لا تأخذ العامل البشري في الحسبان. من المعروف أن جودة الصورة تعتمد على المحتويات الإدراكية للصور. كنتيجة لذلك؛ فقد أصبح من الشائع بالنسبة لمشفرات الصور أن تتم الاستعانة لدرجة ما ببعض الجوانب في نظام الرؤية البشرية human vision system, HVS. نظم التشفير المعتمدة على نظام الرؤية البشرية تعمل على مستويين، فوق أو تحت حد تشبع

للرؤية، الأول يكون إدراكيا فاقداً للمعلومات، بينما يكون الثاني غير فاقد للمعلومات إدراكيا. الشكل رقم (٣.١٦) يبين مفهوم التشفير الإدراكي والتشفير التقليدي الفاقد وغير الفاقد للمعلومات.

هناك موضوعان أساسيان في التشفير الإدراكي. الأول هو نمذجة نظام الرؤية البشري، والذي تمت معالجته بالتفصيل في مرجع Wandell(55). إن الرؤية البشرية لها اعتبارات طبيعية ونفسية. الاعتبارات النفسية يتم اعتبارها بالعقل البشري بالذات، وهي تعني ما يدركه العقل اعتماداً على الذاكرة والخبرة. أما الاعتبارات الطبيعية فهي التي تتعامل مع فسيولوجيا نظام الرؤية البشري، والذي يتكون في الأساس من العيون، وأعصاب الرؤية، والقشرة المخية للرؤية. مستويات الفهم في هذه المكونات الثلاثة تكون متغيرة. فمثلاً، المعرفة الأدبية للعين البشرية متطورة بدرجة كافية تسمح بالنمذجة الدقيقة للحدة البصرية للعينين وحساسية الألوان. على الجانب الآخر، فإن العمل الميكانيكي للأعصاب البصرية، وبالذات القشرة المخية البصرية، أقل تطوراً. وعلى ذلك فإن نموذج القشرة المخية البصرية يقرب فقط الدوال الأولية الأساسية للقشرة المخية البصرية، ومع ذلك فإن هذا النموذج يُعطي تقريبا سلوكيا موثوقا لنظام الرؤية البشري. يُمكن تلخيص الخواص الفسيولوجية لنظام الرؤية البشري كما يلي:



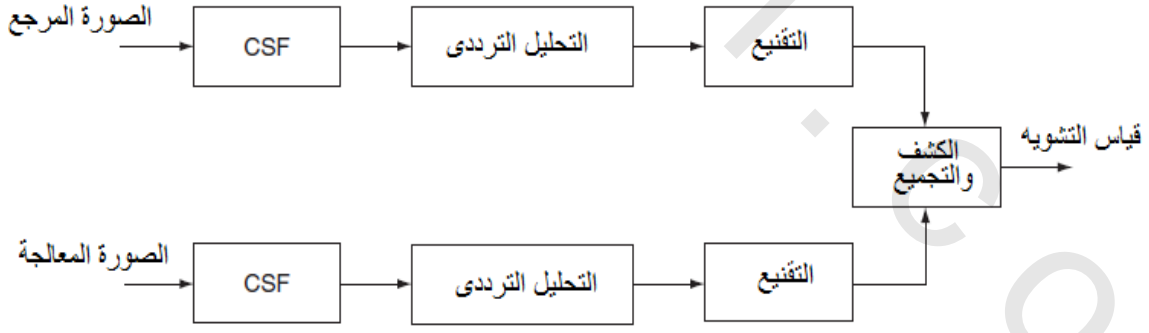
الشكل رقم (٣،١٦) نظرة إدراكية حسية على فلسفة التشفير من المرجع Hwang et al .

- إنها حساسة للتردد واتجاه المؤثر المرئي.

- إنها تعمل بطريقة نسبية بدلاً من الطرق المطلقة. بالتحديد الأكثر، فإن نظام الرؤية البشري يرى التضاد في الإضاءة بين مؤثرين بدلاً من القيمة المطلقة لمستوى الإضاءة للمؤثرين.
- قد تتأثر الرؤية للمؤثرات المرئية بالتقنيع والتيسير. تقنيع الإشارة أو عمل قناع للإشارة قد يكون له أبعاد للرؤية، بينما الإشارة الميسرة تزيد أو ترفع من رؤيتها.

نموذج التحكم في تكبير التباين contrast gain control, CGC(75) المبين في الشكل رقم (٣.١٧) يُعطي وصفا شاملاً ويعتمد عليه لنظام الرؤية البشري. وظيفيا، فإن هذا النموذج يقيم التشابه أو الفرق بين أي صورتين يتم رؤيتهما، كمرجع، ونسخة متغيرة من هذا المرجع. يتكون نموذج التحكم في التباين من أربعة أجزاء رئيسية: تقدير التباين، والترشيح، والتقنيع أو القناع، والتجمع. يقوم جزء تقدير التباين بترجمة الصور من التدريج المطلق إلى التدريج النسبي عن طريق دالة حساسية التباين contrast sensitivity function, CSF.

هذا الجزء يعقبه جزء الترشيح أو عملية الترشيح، التي تقوم بإسقاط الصور من النطاق المساحي إلى النطاق الترددي الموجه. هناك العديد من طرق البناء لعملية الترشيح، بما في ذلك المحول الهرمي القابل للتوجيه، ومحول القشرة، ومتجه جابور Gabor، (57) كقليل من كثير. تأتي بعد ذلك عملية التقنيع التي تقوم بالتخفيف من عينات المعاملات المنفردة(59)، في النطاق الترددي الموجه، تبعا للنشاط في الوسط المحيط. الإستجابة القناعية Rm لها الشكل العام التالي:



الشكل رقم (٣،١٧) نموذج التحكم في تكبير التباين.

$$Rm[l,\theta,i,j] = v_{m,1} \cdot \frac{X[l,\theta,i,j]^{Pm}}{h_m^{qm}[l,\theta,i,j] + v_{m,2}}$$

المعادلة رقم (٣.٣٥)

حيث يتم تقنيع معاملات التحويل X[l,θ,I,j] بمعامل الاضمحلال$h_m^{qm}[l,\theta,i,j]$في نطاق التقنيع m، والمتغيرات l, θ و (i, j) تحدد التردد، والاتجاه، والموضع المساحي، على الترتيب لمعاملات التحويل، و pm, qm, vm,1, vm,2هي المعاملات المطلوب أمثلتها. يُمكن للتقنيع أن يحدث في النطاق المساحي أو الترددي و/أو الإتجاهي. لاحظ أن المعادلة رقم (٣.٣٥) تعطي نموذجاً قابلاً للفصل لتكميم التقنيع في نطاق محدد. لقد تم اقتراح نموذج بديل يقوم بتكميم التقنيع في كل النطاقات في وقت واحد في أكثر من مرجع. بالنسبة للتقنيع المساحي، فإن معامل الكبح تكون عبارة عن قياس للنشاط المحيط بالمعامل الهدف، X[l,θ,I,j]، ويُعطى بالعلاقة التالية:

$$h_s^{qs}[l,\theta,i,j] = \sum_u^U \quad \sum_v^V X[l,\theta,u,v]^{qs}$$ المعادلة رقم (٣.٣٦)

إن التقنيع المساحي يكون محدداً أو محلياً في خلال مساحة نافذة معينة، كما هي محددة بالمتغيرات U و V. هذه النافذة المساحية تكون مركزة عامة على الموضع المساحي (i,j). التقنيع الاتجاهي يقيس النشاط على نفس الموقع المساحي، ولكن على الاتجاهφ. يُمكن كتابة ذلك كما يلي:

$$h_o^{qo}[l,\theta,i,j] = \sum_\varphi^\Phi X[l,\Phi,i,j]^{qo}$$ المعادلة رقم (٣.٣٧)

قد يكون من الممكن توحيد نماذج التقنيع القابلة للفصل في كمية مقاسة واحدة عن طريق المجموع الموزون أثناء عملية التجميع. مرحلة التجميع تقوم بعملية جمع كل الفروق بين الاستجابات التقنيعية لكل من الصورة المرجع والصورة المعالجة. في العادة، يتم استخدام مجموع منكوسكيMinkowsky لهذا الغرض والمحدد كما يلي:

$$D_{CGC} = g_m.\sum_m^M \left(\sum_l^L \sum_\theta^\vartheta \sum_i^I \sum_j^J \left(R_m[l,\theta,i,j].\check{R}_m[l,\theta,i,j]\right)^\beta\right)^{1/\beta}$$ المعادلة رقم (٣.٣٨)

حيث gmهي الوزن في نطاق التقنيع m، و Rm[l,θ,I,j] و $\widetilde{Rm}[l,\theta,i,j]$ هما الاستاجابات التقنيعية لصور المرجع والصور المعالجة على التوالي. يمتد التشويه الكُلي على كل مستويات التحديدية L، والاتجاهات ϑ والمواقع المساحية (i,j).

الموضوع الثاني المتعلق بالتشفير الإدراكي هو مهايئة نموذج الرؤية البشري لهيكل التشفير. الطريقة الأكثر عمومية تكون من خلال مرحلة التكميم، حيث تقوم نماذج الرؤية بتنظيم عملية التكميم للتحكم في مستوى التشويه المدرك في الصور المشفرة(26-64). من الطرق غير العادية في تهيئة نموذج الرؤية البشري للمشفرات تكون عن طريق تصميم مرشحات تحويلية يُمكن ضبطها على جوانب معينة من نموذج الرؤية البشري. بالنسبة

للمشفرات القابلة للتدرج مثل JPEG2000 لتشفير الصور الثابتة، فإنه يُمكن تهيئة نماذج الرؤية لقياس خطأ التشويه في دالة الR-Dكما في الجزء (٣,٢,٤)(51، 60، 61).

من الممكن للمشفرات الإدراكية أن تكون مدفوعة بالمعدل أو مدفوعة بالجودة. الغرض من المشفرات الإدراكية المدفوعة بالمعدل هو لتشفير الصور حتى أحسن جودة رؤية ممكنة لمعدل بتات معين. في المشفرات المدفوعة بالجودة، يتم تشفير الصور حتى مستوى جودة الرؤية المطلوب عند أقل معدل بتات ممكن. المشفر المدفوع بالجودة الذي يعمل قريبا من أسفل مستوى التشبع الفائق من الممكن أن يحقق جودة التشفير المرئي غير الفاقد للمعلومات كما في الشكل رقم (٣,١٨). مستوى التشبع الفائق يحدد على أنه النقطة التي تكون عندها الفروق بين اثنين من المؤثرات الضوئية يُمكن البدء في إدراكها. في العادة يتم الإشارة إليها على أنها فروق المستويات التي تكون قريبة من الملاحظة just noticeable difference, JND leve.

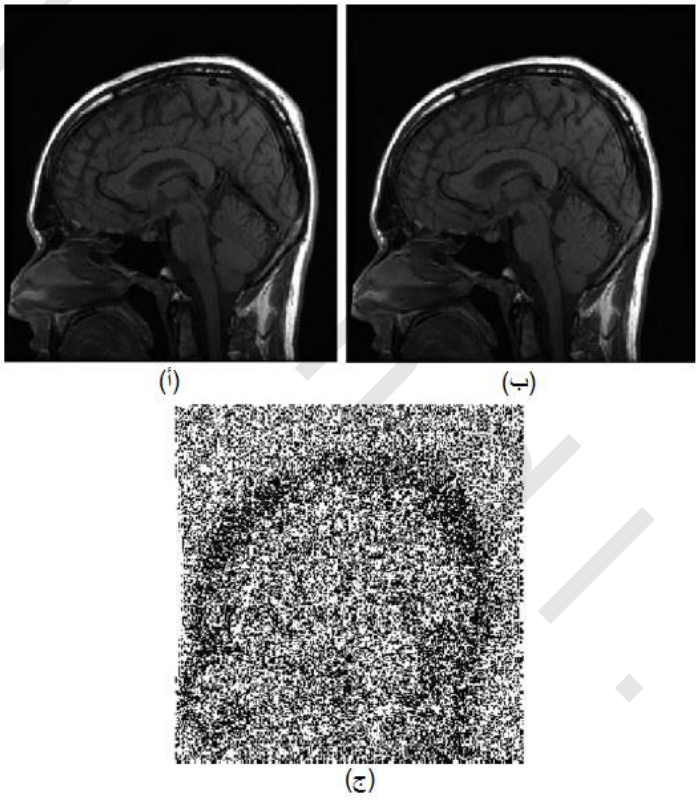
(٣،٢،٨) المشفرات الموحدة

تحت رعاية الهيئة الدولية للتحويل International Standard Organization, ISO، ومجموعة خبراء التصوير المتحدة Joint Photographic Experts Group, JPEG، ومجموعة خبراء الصور المتحركة Moving Pictures Expert Group, MPEGالتي كانت الكيانات الأساسية المسئولة عن التطوير في مشفرات الصور الصناعية الموحدة. الـ JPEGكانت هي المسئولة عن ضغط الصور الثابتة التي تحتوي كل من الصور الرمادية والملونة وفي كل من حالتي التشفير الفاقد وغير الفاقد للمعلومات. الـ JPEG-LS عبارة عن مشفر غير فاقد للمعلومات يعتمد على ماكينة تشفير الـ LOCO كما رأينا في الجزء (٣,٢,٥,٢). المشفر LOCO كان بوضوح نظاما للتشفير المتقدم في أول ظهوره. منذ هذه السنوات، ظهر العديد من الخوارزميات الأكثر كفاءة في التشفير الغير فاقد للمعلومات.(66، 67)

الأساس في الـ JPEG هو التشفير الفاقد للمعلومات للصور باستخدام التكميم العددي لتحويل جيب التمام المقطع DCTمع شفرات هوفمان والطول المستمر لتشفير الإنتروبيا. هذا المشفر تم استبداله بأحدث مشفر وهو الـ JPEG2000. المشفر JPEG2000 للصور الثابتة يستخدم تحويل المويجة المقطع discrete wavelet transform, DWT مع تشفير مستوى البت التقدمي(36). تشفير الإنتروبيا يتم تناوله الآن عن طريق مشفر حسابي متوسط التطور معتمد على السياق، وهذا النظام التشفيري يُمكن تدريجه مع التحديدية ومعدل الضغط، وبالإضافة لذلك، فإنه يُمكن أن يكون في كل من الحالتين الفاقدة وغير الفاقدة للمعلومات. بينما يكون أداء هذا النظام في الطريقة الفاقدة للمعلومات فائق التقدم عن الـ JPEG الأساسي، إلا أن أداءه في الطريقة غير الفاقدة للمعلومات يكون دون المستوى أو أقل من الـ JPEG-LS(69).

obeikandi.com

الـ MPEG يكون هو المسئول عن تقنيات ضغط الفيديو. إصدارات المشفرات MPEG-x يكون على علاقة وثيقة بخط أو مسار الاتحاد الدولي للاتصالات اللاسلكية International Telecommunication Union. ITU المعروف بالمشفرات H.26x. آخر ما صدر من مشفرات الفيديو هو الـ MPEG-4AVC/H.264، والذي تم تطويره من خلال الجهود المتحدة بين كل من الـ ISO والـ ITU.كل من مشفرات الـ MPEG-x والـ H.26x تتشارك في الإطار التشفيري المهجن DCT/MC.(16) على مدى العقد الماضي نضجت التكنولوجيات المهجنة بدرجة ملحوظة، وتمت مكتسبات جوهرية فيالـ MC، وتشفير الإنتروبيا، والتشفير النهائي. إن أداء الـ MPEG-4 AVC/H.264 على المشفرات السابقة له يكافئ أداء الـ JPEG2000 على الـ JPEGالأساسي.(70)



الشكل رقم (٣،١٨) شريحة تصوير بالرنين المغناطيسي للمخ. (أ) الصورة الأصلية. (ب) الصورة المشفرة إدراكيا بدون فقد. (ج) صورة الفرق بين الصورة الأصلية والصورة المشفرة إدراكيا بدون فقد. بالنسبة للصورة الفرق، المساحات البيضاء توضح عدم وجود فروق في البكسلات، بينما المساحات السوداء يكون بها فروق في البكسلات. صورة الفروق تبين مساحات الصورة التي يكون بها تكرارية نفسية مرئية.

(٣،٢،٩) تطبيقات تشفير الصور في التصوير الطبي

لقد تزايدت أهمية ضغط الصور في التصوير الطبيفي الفترة الأخيرة. لقد أتاح التحول في اتجاه الأوساط الرقمية مرونة أكثر في الطريقة التي تؤخذ بها الصور الطبية، والطريقة التي تنقل بها لتصبح متاحة للتشخيص (مثل الطب عن بعد).(82) كما في الكثير من التطبيقات الأخرى، فإن الصور الطبية الرقمية تتطلب وسط تخزين وعرض مجال للنقل عبر شبكات الإتصالات، حيث تظهر المشكلة عندما تزيد مساحة التخزين ومتطلبات النقل عن السعة المطلوبة. بينما يكون من الممكن زيادة السعة المطلوبة، فإنه تكون من الحكمة أيضاً زيادة المجهود في عملية الضغط لتقليل متطلبات التخزين والنقل.

إن المشكلة الحرجة في الصور الطبية بالنظر إلى الضغط تكون هي سلامة المعلومات، حيث يجب تجنب فقد المعلومات كلما أمكن. لذلك؛ فإن الأوساط الطبية ترى عملية الضغط كعملية فاقدة أو غير فاقدة للمعلومات. في المواقف التي لا يسمح فيها بفقد المعلومات نتيجة أسباب عملية، فإنه يتم التوجيه ناحية التقليل من تدني المعلومات لأقصى درجة بدلاً من المنع الكامل(72). يُمكن اعتبار التدهور في معلومات الصورة مقبولاً إذا كانت القيمة التشخيصية للصور الطبية محفوظة.

وعلى ذلك؛ فإن السؤال عن تشفير الصور الطبية يتكون من جزأين، الأول، تحت أي ظروف يُمكن استخدام الضغط الفاقد للمعلومات ؟ الثاني، ما هو مقدار السماح في مستوى الخطأ للحفاظ على القيمة التشخيصية للصور الطبية ؟ فمثلاً، ما هي البكسلات الموجودة في الصورة الطبية التيتحتوي على معلومات تشخيصية حرجة ؟ وفوق ذلك، ما هو تأثير التشويه الناتج من التشفير الفاقد للمعلومات على جودة التشخيص ؟ حالياً، ليست هناك خطوط استرشادية رسمية لاستخدام التشفير الفاقد للمعلومات في الصور الطبية، وهذا قد يرجع جزئيا إلى الاعتبارات القانونية أو الشرعية. إن احتمالية أن يتم فقد بعض المعلومات التشخيصية مما يؤدي إلى التشخيص الخاطئ له بعض الاعتبارات والتشعبات القانونية. حتى يتم التأكد من أن الضغط الفاقد للمعلومات سيحافظ على المعلومات التشخيصية في الصور الطبية، فإنه غالباً سيتم التركيز على الضغط غير الفاقد للمعلومات في التصوير الطبي(73).

إذا كانت القيمة التشخيصية للتصوير الطبي سيتم أخذها بدلالة كميات إدراكية قابلة للقياس، فإن التشفير الإدراكي قد يكون هو الحل الذي سيحافظ على المعلومات الطبية في الصور الطبية. وعلى ذلك، فإنه قد ظهر أن التشفير الإدراكي غير الفاقد للمعلومات سيساوي أو سيكون أكثر كفاءة من طرق التشفير القريبة من عدم الفقد أو الغير فاقدة للمعلومات. وعلى ذلك أيضاً، وفي نهاية المطاف، فإن ضغط الصور الطبية من الممكن أن يعتمد على طبيعة التشخيص وعلى كل حالة أو موقف على حده.

(٣،٣) الضغط في معيار دايكوم

سيقدم هذا الجزء وصفا ملخصاً لمشفرات الصور المدعمة تحت مظلة نظام ضغط الصور المعروف بالتصوير الرقمي والإتصالات في الطب digital imaging and communication in medicine, DICOM (انظر الفصول الثاني و الثالث عشر من هذا الكتاب).(74) يقدم معيار الدايكوم شكلا لترتيب المعلومات المصاحبة لكل صورة طبية. إنه يقوم بتغليف الصور المضغوطة من خلال المشفرات القياسية داخل هيكله ؛ ولذلك فإنه يحافظ على نمطيته، وهذا الترتيب النمطي يسمح بإضافة أو حذف مشفرات مستقبلية من هذا المعيار. بمجرد ربط الصور الطبية داخل حزام أو شكل الدايكوم، فإن الطريقة التي يتم بها تخزين الصور ونقلها يتم عن طريق نظام أرشفة واتصالات الصور picture archiving and communication system, PACS (انظر فصل الثالث عشر) (75، 76).

(٣،٣،١) مشفرات دايكوم المقترحة

إن الدايكوم لا يدعم بالضرورة كل الخواص المطلوبة من المشفرات القياسية. بالإضافة لذلك، فإن الدايكوم لا يحدد ولا حتى يقترح تحت أي الظروف يجب استخدام الضغط الفاقد للمعلومات، ولكن القرار في ذلك يكون متروكا كلية للمستخدمين. المشفرات التي يدعمها الدايكوم حالياً هي :

- المشفر JPEG-LS غير الفاقد أو القريب من عدم الفقد والمعتمد على المشفر LOCO.(20)
- المشفر JPEGالأساسي للضغط الفاقد للمعلومات، والذي يستخدم الـ DCT مع التكميم القياسي وتشفير هوفمان.
- المشفر JPEG2000 (68، 77) والذي يدعم كل من الضغط الفاقد وغير الفاقد للمعلومات من خلال مرشحات قابلة للعكس (5/3) وغير قابلة للعكس (9/7) على التوالي. إنه يدعم أيضاً التشفير التدرجي، ويستخدم التحويل الموجي مع تشفير مستوى البت والتشفير الحسابي.
- الـ MPEG-2 MP@ML (15، 36) (الشكل الأساسي عند المستوى الأساسي) لضغط الصور المتعددة الإشارات (42).

(٣،٣،٢) نمط الصورة

يقع التشخيص المصور في ثلاثة أنواع: النقل، والانعكاس، والتصوير الباعث. التصوير الناقل مثل التصوير الشعاعي (أشعة إكس) يقوم بإسقاط الجزيئات من خلال وسط حتى يتم مسك خواص معينة خلال هذا الوسط. التقنيات المعتمدة على الانعكاس الصوتي تقوم بإرسال إشارة نبضية في الوسط. المعلومات الموجودة داخل الوسط يتم مسكها بعد ذلك من نبضات الإشارة المنعكسة. يعمل التصوير الانعكاسي عن طريق مسك الإشارة

المنبثقة من داخل الوسط. هذه الانبثاقات من الممكن حثها خارجياً، من خلال حقن النظائر المشعة كما في حالة الطب النووي، أو قد يأتي طبيعياً كما في حالة التصوير بالرنين المغناطيسي.

إن أنماط التصوير الطبي تحدد الطريقة التي يتم بها مسك الصورة، بمعنى، التصوير بالرنين المغناطيسي، أو التصوير الفوق صوتي، أو التصوير المقطعي، أو إلخ. المطلوب من الأنماط المختلفة هو استخلاص الأنواع المختلفة من المعلومات. هناك قائمة من الأنماط المدعمة الموجودة في فصل الأول. إن الدايكوم لا يُعطي أي توصيات عن أي نوع من الضغط، فاقد أو غير فاقد للمعلومات، التي يجب استخدامها في أي نمط من الأنماط ، وهذا القرار متروك لكل مستخدم. عامل مهم يُمكن أن يؤثر في إختيار نظام الضغط هو حجم الصورة الرقمية. الصور الطبية لديها القابلية لتغيير حجمها نتيجة عمق البت، الذي يتغير من ٨ حتى ١٦ بت، ولها تحديدية يُمكنها أن تتعدى ١٠٠٠×١٠٠٠ (78) بكسل. بالإضافة لذلك، فعند التعامل مع الصور المتعددة الإطارات أو الشرائح، فإن كمية المتطلبات التخزينية تصبح ملحوظة جداً. ولذلك؛ فإنه قد يكون من الأكثر اقتصادية أن يكون هناك ضغط أكثر مع بعض الفقد في المعلومات إذا كانت القيمة التشخيصية للصور الطبية يُمكن الحفاظ عليها.

(٣،٤) ضغط البيانات للصور الوظيفية الديناميكية

سنقدم في هذا الجزء ضغط البيانات للصور الوظيفية الديناميكية والمتعددة الأبعاد اعتماداً على طرق التشفير التشخيصية المختلفة الغير فاقدة للمعلومات. سنقدم أيضاً خلفية ملخصة على دراسات التصوير الوظيفي الديناميكي المتعدد الأبعاد مع تقدير المعاملات الفسيولوجية، ويعقب ذلك التعامل مع الحاجة لتطوير ضغط البيانات المتعددة الأبعاد بكفاءة لتقليل حجم الصور الوظيفية الديناميكية بدون التأثير على تقدير المعاملات الفسيولوجية وصناعة القرار العلاجي. بعد ذلك، سيتم وصف تقنيات الضغط الغير فاقد للمعلومات لبيانات الصور الوظيفية الديناميكية في ثلاثة جوانب: الضغط في النطاق الزمنياعتماداً على جدول عينة الصورة المثالية، والضغط في النطاق المساحي مع التحليل المجموعي، والضغط في نطاق السينوجرام عن طريق دمج تحليل المركبات الأساسية principle component analysis, PCA وطريقة تشفير الـ JPEG2000 الموزون القناة.

(١،٤،٣) دراسات التصوير الوظيفي الديناميكي المتعدد الأبعاد

كما ذكرنا في الجزء (١.٤)، فإن التصوير الوظيفي الديناميكي مثل الـ PET في الطب النووي يُمكن أن يحقق التحديد الكمي للوظائف الفسيولوجية، والدوائية، والكيميائية الحيوية على عرض الصورة داخل الجسم ويُمكنها أن تدعم رؤية توزيع هذه الدوال بالمقابلة مع الهياكل التشريحية. يُمكن تقدير أي وظيفة فسيولوجية عن طريق ملاحظة سلوك كمية صغيرة من مادة معطاة كدواء ومخلطة بأثر من النظائر المشعة. يُمكن تكوين الصور عن طريق الكشف عن أشعة جاما المنبعثة خارجياً من المريض مع اضمحلال هذا الأثر المشع. حيث إن هذه الطرق

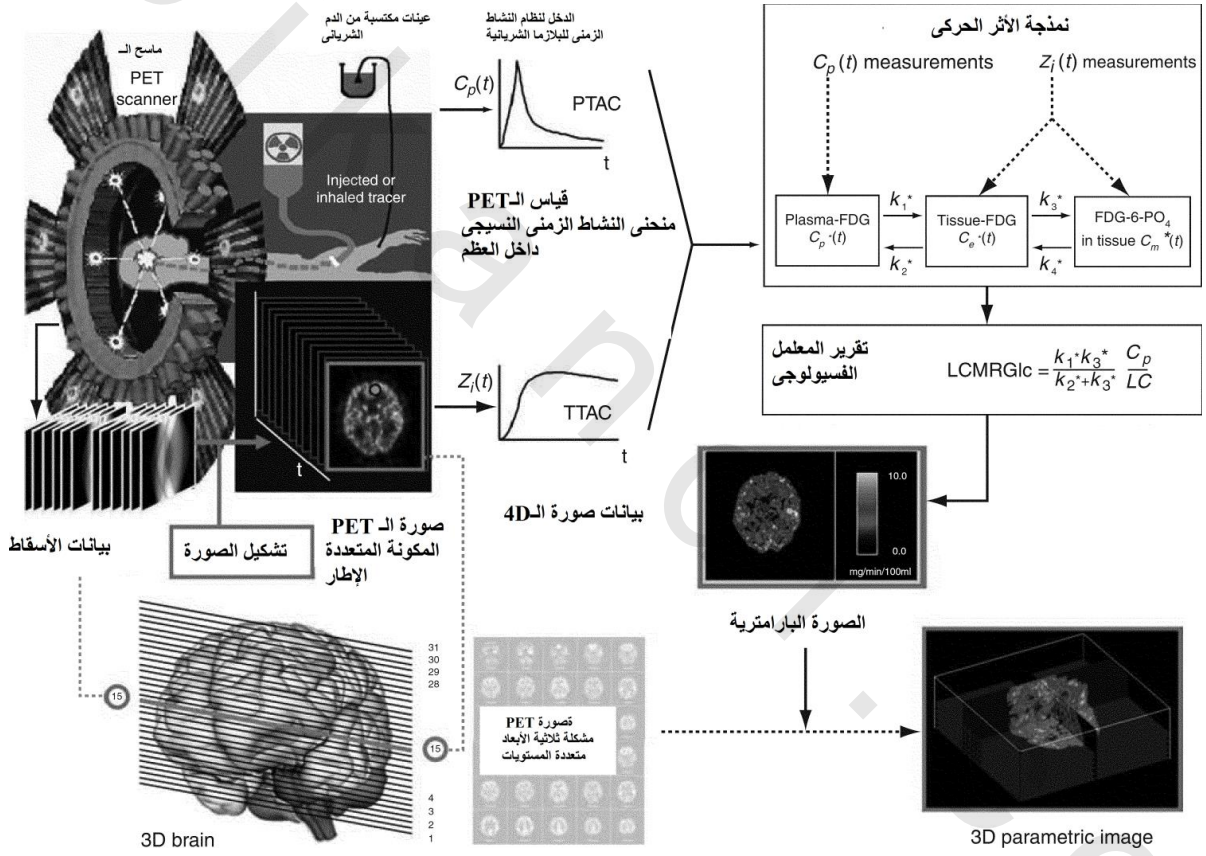
تسمح بملاحظة تأثيرات العمليات الفسيولوجية، بينما تكون معظم الأمراض وظيفية في طبيعتها وتكون التغيرات الهيكلية ثانوية، فإن تقنيات التصوير الوظيفي تكون ذات قيمة عالية في المساعدة في تشخيص ومعالجة المرضى. إن مدى الاختبارات التيُمكن إجراؤها في دراسات التصوير الوظيفي كثيراًجداً ويغطي كل الأنظمة العضوية في الجسم. في بعض الدراسات، يجب ملاحظة التغير الزمني لإعادة توزيع الأثر الإشعاعي بدأ من تعاطيه ويتم وضعه في كميات للمساعدة في حساب المعاملات الفسيولوجية عن طريق نمذجة الأثر الحركي. الشكل رقم (٣.١٩) يبين دراسة حقيقية لمعالجة وتحليل بيانات صورة وظيفية ديناميكية والتوليد التتابعي للصور البارامترية للمخ البشري باستخدام الـ PET مع الأثر المشعFDG, 18F-fluoro-deoxyglucose.

لكي نتمكن من تقدير البارامترات الفسيولوجية ونكون صورة بارامترية، لكل مستوى مقطعي، فإن ماسح الـ PET يكتسب تتابعاً من المسحات عند معدل مسبق التحديد (الذي لا يكون بالضرورة ثابت)، بالتحديد من ٢٠ -٦٠ دقيقة، والتي يتم فيها اكتساب مساقط المنظر (بيانات السينوجرام) عند زوايا عديدة ويتم هيكلتها في صورة شرائح تصف امتصاص الأثر الموضعي والوظيفي أثناء الدراسة. من هذه البيانات، يُمكن رسم ما يُسمى بمنحنى النشاط الزمني النسيجيTTAC, tissue time activity curve لكل فوكسل أو وحدة حجم، ويتم حساب قيمة المعامل الفسيولوجي لهذه الفوكسل محسوبة عن طريق تطبيق نموذج الأثر الحركي لل TTAC. إذا تم تكرار عملية النمذجة لكل مستوى، فإنه يُمكن تكوين صورة بارامترية فسيولوجية ثلاثية الأبعاد. يُمكن للقارئ أن يجد تفاصيل أكثر لعملية توليد الصور البارامترية في فصل السادس.

ومع ذلك، فإن دراسات التصوير الديناميكي الوظيفي تكون مصحوبة بنمو في بيانات الصورة. فمثلاً، هناك دراسة روتينية لل PET الديناميكي باستخدام الماسح CTI 951 تشتمل في الحقيقة على ٣١ صورة مكتسبة لمستوى مقطعي مكونة من ١٢٨×١٢٨ بكسل عند ٢٠ حتى ٣٠ من النقط الزمنية. مجموعة البيانات الرباعية الأبعاد الناتجة تحتوي على ١١ مليون نقطة بيانات، تتطلب وسط تخزين يساوي تقريبا ٢٢ ميجا بايت لدراسة واحدة فقط لموضع سريري واحد. مثل هذا العدد الضخم من الصور يضع حملا معتبرا على وسط التخزين والاسترجاع في الحاسب، وعلى معالجة البيانات، وعلى زمن النقل. عندما يكون تحسين تحديدية الصورة ضرورياً أو أن خطوات المسح يجب أن تحتوي على كل الجسم، بدلاً من عضو واحد فقط في الجسم، فإن الطلب على المساحة التخزينية يزداد. ولذلك؛ فإن تقنيات ضغط بيانات الصورة الوظيفية الديناميكية تكون غاية في الأهمية.

كما ذكرنا في الجزء (٣.٢.٤)، فإنه يُمكن تقسيم خوارزمات ضغط الصور إلى فئتين أساسيتين، غير الفاقد والفاقد للمعلومات. تسمح خوارزمات الضغط غير الفاقد للمعلومات بإعادة التشكيل التام للصورة الأصلية من البيانات المضغوطة. هذه الخوارزمات تعطي نسب ضغط CR متواضعة تكون في العادة 1.7:1 حتى 2.1:1 بالنسبة

للبيانات الطبية. بينما يُمكن إعادة تشكيل الصور الأصلية تقريبا من البيانات المضغوطة فقط ، إلا أن الفروق قد لا يُمكن تمييزها عن طريق نظام الرؤية البشري. إن التحدي في تطوير طريقة عملية لضغط الصورة في حالة الصور الديناميكية الطبية هو تطوير خوارزميات تكون غير فاقدة للمعلومات للأغراض التشخيصية، بمعنى، أنها لا تحدث أي فرق لتقيمات الأطباء الكمية والكيفية، وفي نفس الوقت تعطي نسبة ضغط CR عالية لتقليل أعباء التخزين والنقل والمعالجة الإشارية. يجب ملاحظة أنه في الحالات العلاجية، فإن الفقد البسيط في الدقة في أي معامل يتم استنتاجه من الممكن عدم ملاحظته بالعين ويكون غير مهم في الأخطاء النسبية للقياس.



الشكل رقم (٣،١٩) مخطط ملخص لعملية توليد الصور البارامترية الفسيولوجية اعتماداً على نمذجة الأثر الديناميكي – كمثال، التقدير الكمي لمعدل التمثيل الغذائي المحلي بالFDG PET . بعد الحقن الوريدى للأثر FDG، حيث يتم الحصول على التغير الزمني الكلي لتركيز الأثر الإشعاعي في المخ عن طريق اكتساب بعض الصور. في نفس الوقت، يتم الحصول على دالة الدخل من خلال تتابع من عينات الدم . المعامل الفسيولوجي المطلوب، في هذه الحالة هو معدل التمثيل الغذائي للجلوكوز في المخ، يتم تقديره عن طريق موائمة نموذج حجرة للبيانات. يتم اكتساب البيانات الرباعية الأبعاد (ثلاثة أبعاد في الفراغ والأخير في الزمن) لتشكيل الصورة البارامترية الثلاثية الأبعاد، والتي توضح تمثيل الجلوكوز المحلي كميا بالوحدات mg/100g/min .

إن خوارزمات الضغط المعروفة لا تكون مفصلة أو مجهزة للتعامل بالتحديد مع الاستخدام التشخيصي لبيانات الصور التشخيصية الديناميكية. ولذلك، كان لابد من تطوير خوارزمات تستغل لأقصى درجة التكرارية في هذه البيانات الزمنية والمساحية بالإضافة لذلك، فإنه يُمكن تنظيم تغير البيانات بطريقة جديدة للتخلص من ضوضاء القياسات وتحسين الاعتمادية على هذه القياسات. في الأجزاء الجانبية التالية ستتم مراجعة ثلاث طرق مختلفة للضغط التشخيصي غير الفاقد للمعلومات لبيانات الصور الوظيفية الديناميكية وهي: الضغط في النطاق الزمني المعتمد على جدول عيننة الصورة الأمثل(85-87)، والضغط في النطاق المساحي مع تحليل المجموعات (88–86)، والضغط في نطاق السينوجرام عن طريق الـ PCA وطريقة JPEG2000 الموزون القناة. للتبسيط والتوضيح، فإن بيانات الصور الوظيفية الديناميكية في المخ البشري سيتم استخدامها لتوضيح الإمكانات العملية لهذه الطرق.

(٢،٤،٣) الضغط التشخيصي الغير فاقد للمعلومات في النطاق الزمني

في دراسات التصوير الوظيفي الديناميكي، تتأثر اعتمادية الإطارات الزمنية مباشرة بجدول العيننة وفترة كل إطار. إن عدد المرات وبالتالي فإن الاعتمادية الإحصائية للإطار تزداد بزيادة فترة هذا الإطار. وبالتالي؛ فإنه للحصول على معلومات كمية عن العمليات الديناميكية، فإنه لابد من وجود عدد معين الإطارات الزمنية. جداول العيننة المعروفة conventional sampling schedules, CSS (85، 96) التي تحتوي على اكتساب عدد كبير من إطارات الصور الزمنية تم تطويرها تجريبيا، ولكنها قد لا تكون الأمثل لاستخلاص تقديرات المعاملات الفسيولوجية الدقيقة. معظم الدراسات السابقة تقترح أنه لابد من استخدام تردد عينة عالٍ في المراحل المتقدمة. وعلى ذلك، فإن هذه النتيجة ستضع أعباءا على مساحة تخزين الصورة في الحاسب وعلى معالجة هذه البيانات. لعلاج هذه القيود فقد تم تطوير جدول عيننة الصورة المثاليoptimum image sampling schedule, OISS وقد ثبت أنه طريقة فعالة لتقليل متطلبات الصورة التخزينية بينما يحقق تقديرات بارامترية مشابهة أو مطابقة. لقد ثبت أنه إذا تم استخدام دوال تكلفة مختلفة للتقديرات البارامترية، التي تعتمد على قياسات الـ PET المباشرة فقط، فإن دقة تقدير البارامتر من الممكن ألا تتغير عندما يتم دمج إطارين صورة متجاورين في إطار واحد.

إن إيجاد جدول عيننة الصورة المثالي يشتمل على تقليل محددة مصفوفة التغاير للمتغيرات التي يتم تقديرها p، أو على العكس تعظيم محددة مصفوفة معلومات فيشر Fisher عن طريق إعادة ترتيب فترات العيننة باستخدام أقل عدد من العينات المطلوبة. لتوضيح الإمكانية العملية لخوارزم الـ OISS، فإن نموذج الخمس معاملات FDG (98) لتصيف سلوك الـ FDGفي نسيج المخ مع تأثيرات حجم الدم الدماغي تم افتراضه في هذا الجزء، والذي فيه

تُمثل أول أربعة معاملات k_1^*~k_4^* نموذج النقل وثوابت معدل التفاعل، والمعامل الخامس CBV تم استخدامه لتوضيح تأثيرات حجم الدم الدماغي. بالنسبة لنموذج الخمس معاملات FDGالتالي:

$$p = [k_1^*, k_2^*, k_3^*, k_4^*, CBV]$$ المعادلة رقم (٣.٣٩)

فإن مصفوفة المعلومات M ذات العناصر m_{ij}يُمكن كتابتها كالتالي:

$$M = [m_{ij}] = \left[\sum_{;=1}^{N} \frac{1}{\delta^2(t_k)} \left(\frac{\partial C_i^*(t_k,p)}{\partial p_i}\right)\left(\frac{\partial C_i^*(t_k,p)}{\partial p_j}\right)\right]$$ المعادلة رقم (٣.٤٠)

هنا $C_i^*(t_k, p)$ تُمثل دالة الخرج لنموذج الخمسة معاملات FDG:

$$C_i^*(t) = \frac{k_1^*(1-CBV)}{\alpha_2-\alpha_1}\{(k_3^* + k_4^* - \alpha_1)e^{-\alpha_1 t} + (\alpha_2 - k_3^* - k_4^*)e^{\alpha_t t}\} conv C_p^*(t) + CBV.C_p^*(t)$$ المعادلة رقم (٣.٤١)

حيث convهي عملية الضرب الالتفافي convolution، و $C_p^*(t)$هي تركيز الـ FDGفي البلازما ممثلة بمنحنى النشاط الزمني للبلازما plasma time activity curve, PTAC و:

$$\alpha_{1,2} = \left(k_2^* + k_3^* + k_4^* \mp \sqrt{(k_2^* + k_3^* + k_4^*)^2 - 4k_2^* k_4^*}\right)/2$$ المعادلة رقم (٣.٤٢)

يُمكن ضبط جدول العينة المطلوب تتابعياً لتعظيم محددة المصفوفة M، det(M)، باستخدام خوارزم آلي. لابد من توفير مجموعة من المعاملات المبدئية كمعاملات اسمية للنموذج. تبدأ خطوات الأمثلة بجدول عينة ابتدائي{I1, I2, … ,IN} وبعدها يتم ضبط فترات العينة تكرارياً. مع كل محاولة تكرار، يتم فحص كل فترة وضبطها في الاتجاه الذي يزيد أو يرفع det(M). في العادة تكون خطوات الأمثلة متقاربة أو تتقارب، نتيجة وجود عدد محدد من الفترات نبدأ بها، والمحددة det(M) تزداد تصاعدياً. لقد تم توضيح أن عدد الإطارات الزمنية المطلوب يساوي عدد معاملات النموذج المطلوب تقديرها. ولذلك؛ فإنه لنموذج الخمسة معاملات FDG، فإن خمسة إطارات زمنية يجب أن تكون كافية للحصول على تقديرات المعاملات بدقة إحصائية واعتمادية مشابهة للطرق

obeikandi.com

التقليدية، والتي تتطلب اكتساباً أكثر من ٢٠ إطاراً زمنياً. إن هذا يقلل عدد الإطارات الزمنية التي يتم الحصول عليها، وبالتالي يقلل المساحة التخزينية للبيانات. أكثر من ذلك، فإن عدداً أقل من الإطارات الزمنية تتم إعادة تشغيلها؛ وبالتالي تقل الأعباء الحسابية المستخدمة في إعادة التشكيل. الشكل رقم (٣،٢٠أ) يوضح الاثنين والعشرين إطاراً الأصلية في المستوى الخامس عشر من دراسة مريض واحد. نتيجة تركيز الأثر المنخفض وزمن الاكتساب البسيط في الإطارات القليلة الأولى، فإن هذه الصور قد تم تحجيمها لتكون مرئية. الشكل رقم (٣،٢٠ب) يبين مجموعة من الخمس صور الإطارية الزمنية المستنتجة من خوارزم الـ OISS، حيث نسبة الضغط CRالتيتساوي4.4:1 قد تم الحصول عليها.

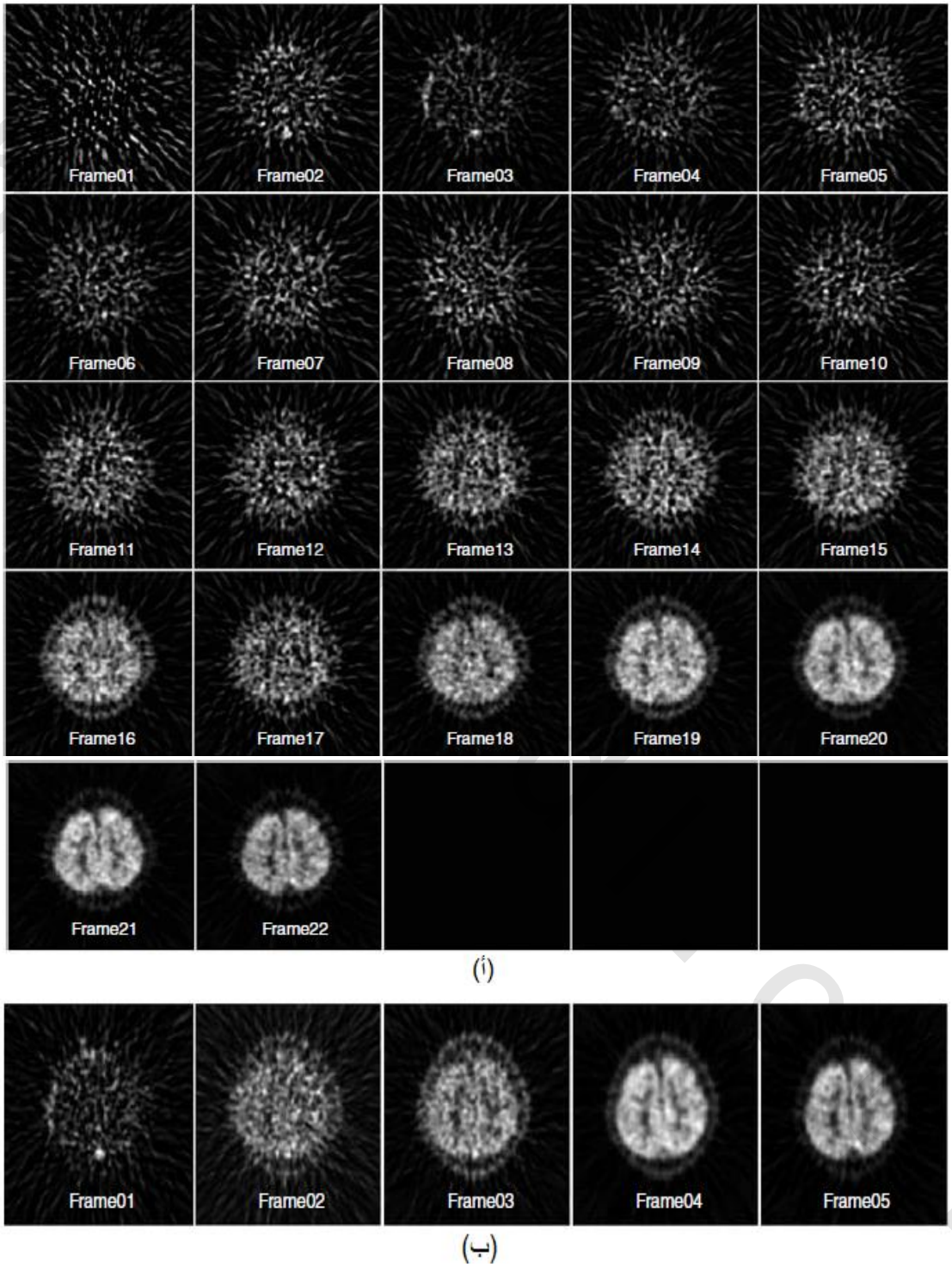
(٣،٤،٣) الضغط التشخيصي غير الفاقد للمعلومات في النطاق المساحي

ضغط البيانات الذي تم تقديم أساسياته في الجزء (٣،٤،٢) يتم استخدامه أساساً لاستغلال التكرار الموجود في بيانات الصور الوظيفية الديناميكية. بدلالة إزالة التكرار المساحي في البيانات، لكل مستوى مقطعي، فإن المجموعة المخفضة من إطارات الصور الزمنية يُمكن ضغطها أكثر إلى صورة مفهرسة واحدة باستخدام تحليل المجموعات. عامة، يُمكن الحصول على TTAC من كل فوكسل في صور الـ PET الديناميكية، على الرغم من أن العديد من منحنيات الـ TTAC لها حركية متشابهة. لذلك يُمكن ضبط واستخدام طرق التجميع لتصنيف البكسلات آليا إلى عدد محدد من أنواع الـ TTAC المقابلة لمناطق المخ المختلفة. الفكرة الأساسية من وراء خوارزمات التجميع هي لتجميع وتصنيف على مدار الصورة الـ TTAC والـ zi(t) (حيث i=1,2,..,R و Rهي العدد الكُلي لفوكسلات الصورة) إلى عدد S من المجاميع Cj (حيث j=1,2,…, S و S<<R) عن طريق قياس مقدار الاتحاد العام (خواص تشابه). في مرجع Li et al تم استخدام خوارزم تجميع كتلي غير مباشر لإدارة ضغط البيانات في النطاق المساحي، اعتماداً على معيار قياس مسافة إكلوديان Euclideak التقليدية:

$$D^2(z_i, \check{z}_{Cj}) = \sum_t \left[z_i(t) - \check{z}_{Cj}(t)\right]^2 \qquad \text{المعادلة رقم (٣،٤٣)}$$

حيث $\check{z}_{Cj}(t)$ ترمز القيمة المتوسطة للTTAC داخل كل مجموعة Cj. لقد تم تطبيق طرق تحليل المجاميع هنا بغرض ضغط المجموعة المخفضة في الإطارات الزمنية إلى:

- صورة واحدة مفهرسة تُمثل العلاقة الخطية للمجموعات المجمعة مع موقع منحنى النشاط الزمنيTAC للبكسل المناظر (بمعنى، التوزيع المساحي للسلوك الحركي).
- جدول فهرسة يحتوي القيمة المتوسطة TAC لكل مجموعة.



الشكل رقم(٣،٢٠). (أ) مجموعة من ٢٢ صورة إطارية لمستوى المقطع الخامس عشر من دراسة الFDG PET من مخ مريض . (ب) نتيجة ضغط الصور في النطاق الزمني بإستخدام خوارزيزم ال OISS .

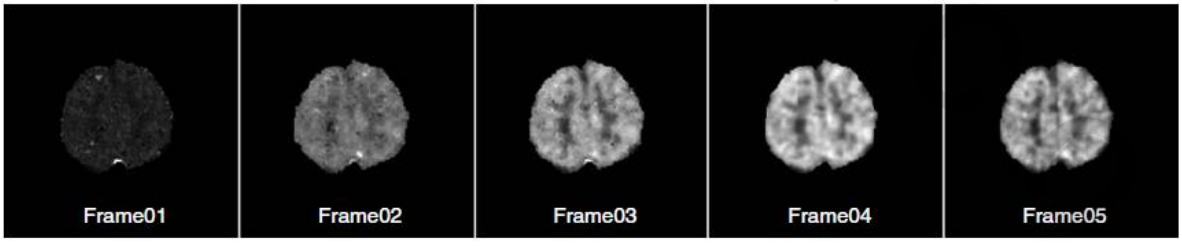
على العكس من الأنواع الأخرى للصور الطبية، فإن صور الـ PET الديناميكية يكون لها هيكل عام متوافق، يتكون تقريباً من شكل بيضوي يحتوي تقريباً على كل المعلومات ذات الاهتمام. لذلك؛ فإن البكسلات التي تحتوي خلفية ضوضائية وقيماً سالبة يتم كبتها قبل تحليل المجاميع من أجل الحصول على نتائج دقيقة لل TTAC المجمعة. باستخدام تحليل المجاميع، فإن الصور التي أعيد تشكيلها يتم إجراء المزيد من الضغط عليها في النطاق المساحي، ويُمكن الوصول إلى نسبة ضغط تصل إلى 8.6:1في هذه الحالة. بالإضافة لذلك، فإن راسم الشبكة النقالة portable network graphics, PNG، وهو طريقة ضغط للصور قياسية غير الفاقدة للمعلومات، يُمكن استخدامها لضغط الصورة المفهرسة الأحادية؛ مما يحقق مزيداً من نسبة الضغط CR تصل إلى 1.8:1. لقد تم اختيار تشفير الـ PNG من بين طرق ضغط الصور الأخرى غير الفاقدة للمعلومات نتيجة كفاءتها، والقابلية للتنقل، والمرونة، وانخفاض الأعباء القانونية. في العديد من المراكز التي تؤدي دراسات PET ديناميكية علاجية، يكون من المهم جداً استخلاص المعاملات الفسيولوجية (بمعنى، توليد الصور البارامترية). هذا الطريقة المقترحة للضغط يُمكن تنفيذها عن طريق:

١ - فك ضغط الصور المفهرسة.

٢ - النمذجة الحركية للأثر وتقدير المعاملات.

٣ - التخطيط على مستوى البكسل.

هذه الصور التي يتم الحصول عليها من البيانات المضغوطة تقابل الصور الوظيفية المولدة. الشكل رقم (٣،٢١) يبين نتيجة تطبيق تحليل المجاميع على إطارات الصور الزمنية في الشكل رقم (٣،٢٠ب). إن عملية الضغط لا تبدو أنها تعطي صوراً ذات جودة متدهورة أو متناقصة، وتعطي معلومات هيكلية دقيقة للمخ البشري، بينما نجد أن نسبة الضغط الكُلية التي يتم الحصول عليها من طريقة الضغط المركبة في النطاقين الزمني والمساحي تصل إلى 68.1:1.



الشكل رقم (٣،٢١) نتيجة تطبيق تحليل المجاميع للتتابع الصور الزمني في شكل (٣،٢٠ب) .

في خوارزم تحليل المجاميع المستخدم في الشكل رقم (٣،٢١)، يكون عدد المجاميع المستخدمة في بيانات الصورة الديناميكية موضوعاً حرجاً. في العادة، يكون عدد كافٍ من المجاميع مطلوباً للتأكيد على أن بيانات الدالة

المحتواة في الصور الديناميكية يتم التعبير عنها بقدر كافٍ، على الرغم من أن العدد الكبير من المجاميع سيعكس تغيرا متزايدا في الـ TTAC نتيجة الضوضاء وسيزيد من عدم التجانس في الصورة المفهرسة ؛ مما تنتج عنه زيادة في الضوضاء ومجال أضيق لضغط الصور المفهرسة. لقد قدم Chen st al تقيما لأداء ضغط صور المخ الديناميكية FDG PET ووضح أن العدد المثالي للمجاميع يتراوح من ٢١ حتى ٤٢. باستخدام عدد مجاميع يساوي ٤٢ ، كانت نسبة الضغط التي تم الوصول إليها تساوي87:1 ، بينما العدد الأقل من المجاميع الذييساوي ٢١ يُعطي نسبة ضغط عظمى تساوي تقريباً86:1.(88)

(٣،٤،٤) الضغط التشخيصى غير الفاقد للمعلومات في نطاق السينوجرام

الدراسات التي أجريت على التصوير الوظيفي الديناميكي باستخدامCSS ينتج عددا كبيراً من إطارات الصور الزمنية التي قد لا تحقق المستوى الأعظم من المعلومات لهذه الدراسة. في الجزء (٣،٤،٢) تم توضيح أن الـ OISS يضغط بدرجة كبيرة بيانات الصور الوظيفية الديناميكية في النطاق الزمني، مقللا عدد العينات الزمنية المطلوب لعدد معاملات النموذج التي يتم تقديرها بينما يحقق في نفس الوقت تقديرا جيدا لهذه المعاملات. على الرغم من ذلك، فإن الـ OISS يعتمد على نموذج ويحتاج لدالة دخل، تكون في العادة من عيننة الدم الشرياني، معقدة بدرجة يصعب معها استعادتها. وفوق ذلك، فإن الـ OISS تم أمثلته لنموذج معين بدلاً من أمثلته لمجموعة بيانات كل مريض على حدة، كما أن النماذج الحجيرية التقليدية قد لا تكون مناسبة لوصف أنسجة الأورام غير المتجانسة التي تتطلب نماذج أكثر تعقيدا(101، 102). البديل لذلك، فإنه يُمكن استخدام طريقة غير معتمدة على نموذج للتقليل البعدي لبيانات الـ PET الديناميكية تشتمل على طرق تحليل متعددة المتغيرات مثل الـ PCA. طرق الـ PCA السابقة المعتمدة على الضغط الزمني لبيانات الـ PET الديناميكية تم تطبيقها في نطاق الصورة بعد إعادة تشكيل بيانات مساقط السينوجرام (103). إن هذا يتطلب إعادة تشكيل الصورة لكل إطار زمني في الـ CSS (تقريبا ٢٢ أو أكثر)، والتي تلقى أعباء حسابية كبيرة وتتسبب في أخطاء في إعادة التشكيل والتي يُمكن أن تؤثر في قيم الـ PCAالتالي. البديل لذلك هو تطبيق الـ PCA مبكرا أو قبل السينوجرام (89، 106، 107)، قبل إعادة تشكيل الصورة، وذلك لتقليل التكلفة الحسابية لإعادة تشكيل الصورة وتحسين عملية التكميم.

في مرجع Chen et al (90) تم اقتراح تركيبة من طرق الضغط الزمني والمساحي لضغط بيانات الصور الوظيفية الديناميكية، تشتمل على مرحلة ضغط زمني تعتمد على تطبيق الـ PCAمباشرة على بيانات السينوجرام لتقليل أبعاد البيانات، يعقبها مرحلة ضغط مساحي باستخدام الـ JPEG2000 لكل مركبة قناة أساسية موزونة بالإشارة في كل قناة. يوضح الشكل رقم (٣،٢٢) الإطار الوظيفي للطريقة المركبة لضغط البيانات باستخدام الـ PCA والـ JPEG2000 الموزون بالقناة في نطاق السينوجرام، بما في ذلك الأربع خطوات التالية للتشفير:

١ - تطبيع ضوضاء السينوجرام.

٢ - الـ PCAفي نطاق السينوجرام.

٣ - وزن القناة بالـ PCA.

٤ - تشفير الـ JPEG2000في نطاق السينوجرام، والثلاث خطوات الأساسية لفك الشفرة تكون كالتالي :

أ) فك شفرة الـ JPEG2000.

ب) إعادة تشكيل قناة الـ PCA.

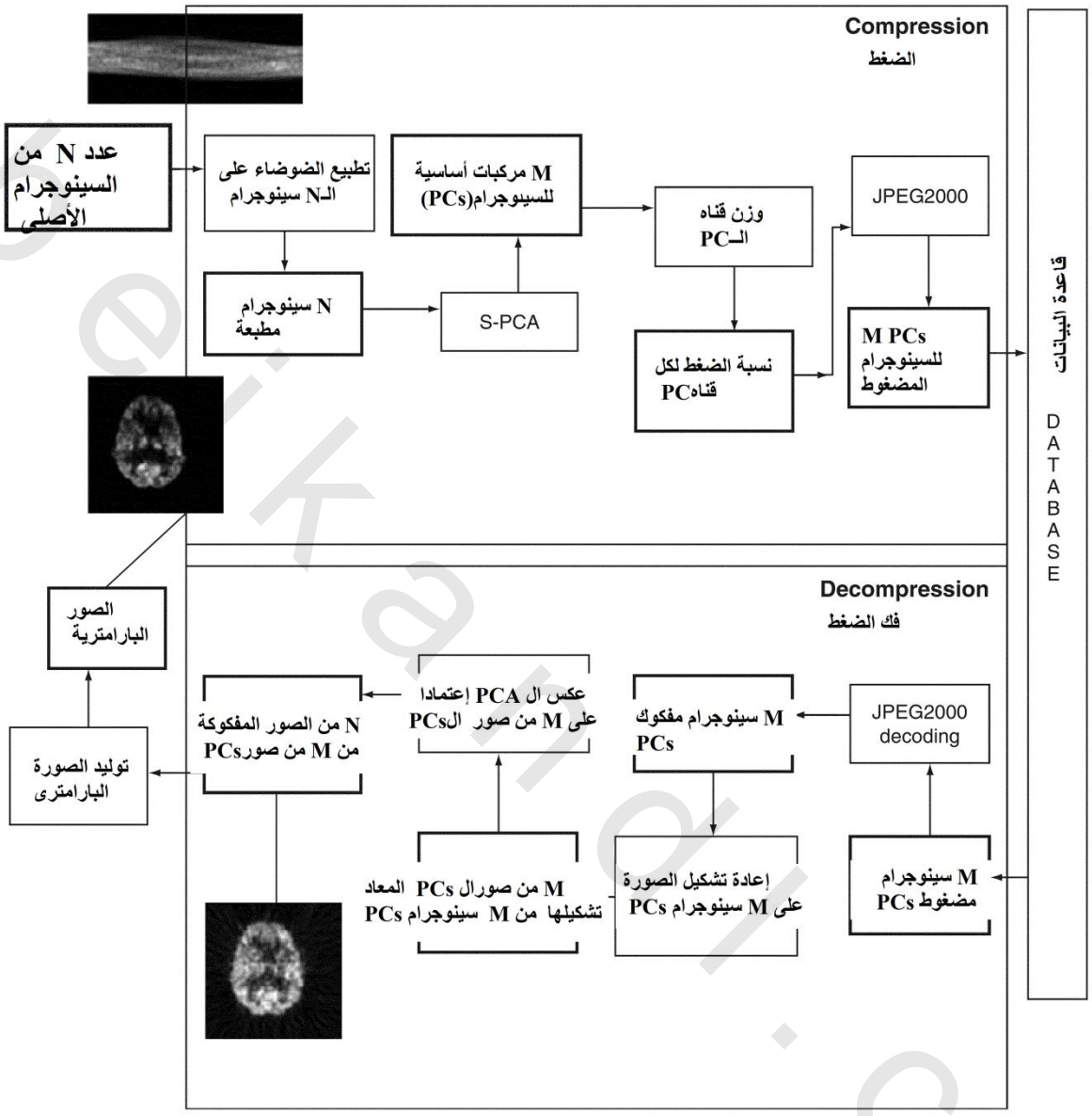
ج) الـ PCA العكسي.

(٣،٤،٤،١) تطبيع ضوضاء السينوجرام

إن ماسح الـ PET في الحالة الثنائية الأبعاد تخرج بيانات الإسقاط الابتدائية في صورة عدد N من السينوجرام. هذه البيانات للسينوجرام من المفترض أن تكون قد تم تصحيحها ضد التوهين، والعشوائية، والفروق في كفاءات الكاشف. حيث إن الـ PCA عبارة عن طريقة تدار عن طريق البيانات التي لا تستطيع التفريق بين الضوضاء والإشارة، فإنه من الضروري تسوية أو تطبيع كل إطار بحيث يكون كل إطار به تفاوت ضوضائي متساوٍ تقريبا (108) بافتراض إحصائيات بواسون تقريبية (التوهين، والسينوجرام المصحح عشوائياً لن تكون بالتالي توزيع بواسون تاماً)، فإن كل إطار سينوجرام زمني يتم تطبيعة من خلال القسمة على $\sqrt{N}/\Delta T$ حيث N هي العدد الكُلي للكشفات في إطار السينوجرام، و ΔT هي الفترة الزمنية للإطار. لقد تم تطوير العديد من تحويلات المعالجة المبدئية للبيانات لتطبيع الضوضاء في كل إطار لتحسين الـ PCA في الإشارة.

(٣،٤،٤،٢) الـ PCA في نطاق السينوجرام

يتم تطبيق الـ PCA مباشرة على التتابع الزمني من N (والتي تم تطبيع الضوضاء بها) سينوجرام لإنتاج عدد مخفض من قنوات المركبات الأساسية (S-PC) من M سينوجرام ويتم إجراؤها بالتزامن على البيانات من كل المستويات المساحية. الغرض من الـ PCA هو لتمثيل اتجاهات تفاوت عظمى متعامدة للبيانات التي يتم تحليلها. هذه الطريقة للتحليل المتعدد التفاوت للصورة تكون مناسبة جداً للبيانات المتعددة الأبعاد، وعالية الارتباط مثل بيانات الـ PETالديناميكية. إذا كان هناك عدد N من الإطارات في الـ CSS، فإن الـ PCA سينتج عدد M المركبات الأساسية، حيث $M \leq N$ والقيم المميزة أو الذاتية eigenvalues لقنوات الـ PCA ستكون مرتبة من الأكبر للأصغر. بفرض مجموعة من المتجهات العشوائية $Xsinogram = (x1, \dots, xn)T$ حيث $x1, \dots, xn$ تُمثل في هذه الحالة العينات الزمنية المنفردة لدراسة التصوير المقطعي الديناميكي في نطاق السينوجرام، المتجه المتوسط لمجموعة المتجهات يحدد على أنه $\mu sinogram = E\{Xsinogram\}$، حيث الـ مصفوفة التغاير تُعطى كما يلي :



الشكل رقم (٣،٢٢) ضغط بيانات الصور الوظيفية الديناميكية باستخدام الPCA والJPEG2000 الموزون بالقناة في نطاق السينوجرام

$$C = E\left\{\left(X_{sinogram} - \mu_{sinogram}\right)\left(X_{sinogram} - \mu_{sinogram}\right)^{T}\right\}$$ المعادلة رقم (٣،٤٤)

بعد تحليل المميز لل C، فإنه يتم إنتاج أزواج القيم المميزة -المتجهات المميزة (λ1,e1)، حتى (λn,en) بالترتيب التنازلي على حسب القيم المميزة. لتقليل مجموعة البيانات، فإنه يتم استخدام أول عدد M فقط من القيم

المميزة في مصفوفة التغاير لتمثيل البيانات. بفرض Asinogramهي مصفوفة تتكون من أول عدد M من القيم المميزة في مصفوفة التغاير كمتجهات صفوف، فإن تحويلات متجهات البيانات Xsinogramيُمكن كتابتها كما يلي:

$$P_{sinogram} = A_{sinogram}(X_{sinogram} - \mu_{sinogram})$$ المعادلة رقم (٣.٤٥)

حيث $P_{sinogram}$ تكون عبارة عن نظام محاور متعامد محدد بالقيم الذاتية.

(٣،٤،٤،٣) وزن القناة عن طريق تحليل المكونات الأساسية

إنه من المطلوب أن تكون كل مركبة أساسية في الـ M سينوجرام يتم ضغطها بجودة مختلفة على حسب أولويتها (أهمية الإشارة) في مجموعة المكونات الأساسية. إن القناة ذات المركبة الأساسية وذات الأولوية الأعلى تتطلب نسبة ضغط أقل.

(٣،٤،٤،٤) تشفير الـ JPEG2000في نطاق السينوجرام

يتم تطبيق الـ JPEG2000 لكل مركبة قناة أساسية في كل عدد M من السينوجرام مع نسبة الضغط الموزونة لإنتاج عدد M من مركبات السينوجرام الأساسية المضغوطة. كما لاحظنا في الجزء (٣.٢.٨)، فإن الـ JPEG2000 يعتمد على الـ DWT بدلاً من الـ DCT، والذي يحقق تحسنا ملحوظا على الـ JPEG الأصلي، بما في ذلك فك التشفير التقدمي عن طريق جودة الصورة وكفاءة الضغط المحسنة.

(٣،٤،٤،٥) فك شفرة الـ JPEG2000

يتم فك الشفرة على عدد M من قنوات المكونات الأساسية المضغوطة في السينوجرام لإعادة توليد عدد M من قنوات المكونات الأساسية المضغوطة في السينوجرام.

(٣،٤،٤،٦) إعادة تشكيل قنوات المكونات الأساسية

تتم إعادة تشكيل عدد M من قنوات المكونات الأساسية في نطاق الصورة من العدد M من المكونات الأساسية في نطاق السينوجرام باستخدام خوارزيم لإعادة تشكيل الصورة مثل خوارزيم الإسقاط العكسي المرشح filtered backprojection, FBP أو خوارزيم المجموعات الجانبية المرتبة لتعظيم التوقع ordered subset expectation maximization, EM، حيث يتم تحديد هذا الفراغ المعاد تشكيله على أنه Rimage. من مميزات تطبيق الـ PCA قبل مرحلة إعادة تشكيل الصورة أن مستويات الضوضاء المخفضة في قنوات الـ PCA تسمح بالترشيح المخفض في خوارزيم الـ FBP؛ مما يخفض من الضبابية وتأثير الأحجام الجزيئية في النتيجة النهائية.

(٣،٤،٤،٧) تحليل المكونات الأساسية العكسي

يتم إجراء الـ PCA العكسي على العدد M من قنوات المكونات الأساسية للصورة لتوليد تتابع زمني من N من إطارات الصورة.من خلال المكونات الأساسية في السينوجرام، كما تم شرحه في الجزء (٣،٤،٤،٢)، فإن الـ PCA للسينوجرام سيولد مصفوفة التحويل Asinogram، ومتجه متوسط μsinogram. وعلى ذلك، فإن تحويل الـ PCA العكسي في نطاق الصورة سيُعطى كما يلي:

$$Inv(R_{sinogram}) = (A_{sinogram})^T xR_{image} + \mu_{sinogram}/N_{proj}$$ المعادلة رقم (٣،٤٦)

حيث N_{proj}هي العدد الكُلي لزوايا الإسقاط في التصوير المقطعي. في النهاية، يتم الإجراء العكسي لوزن تطبيع الضوضاء.

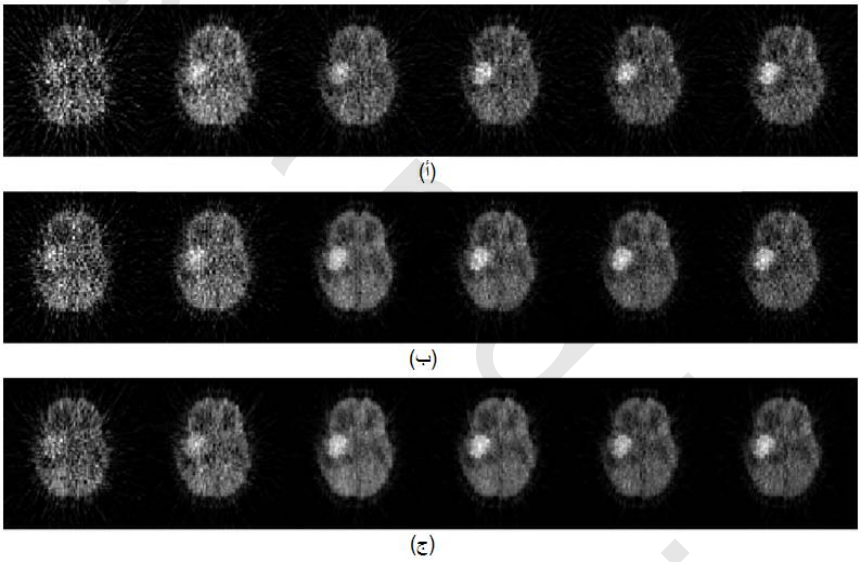
إن نتائج تقييم الأداء تبين أن الـ PCA المطبع ضوضائيا يُمكن أن يُعطي نسب ضغط CR مكافأة لل OISS(حتى خمسة إطارات تقريبا) ولكن مع ضعف الدقة تقريبا. إن الـ PCAفي السينوجرام يتجنب وجود أخطاء في إعادة تشكيل الصورة في مرحلة التحليل؛ مما يقلل الأعباء الحسابية لتشكيل الصورة، ويُعطي دقة كمية مشابهة لل OISS، وأيضاً دقة أفضل من الـ PCAفي نطاق الصورة. الشكل رقم (٣،٢٣) يوضح نتائج إعادة تشكيل تتابع PET ديناميكي باستخدام طرق مختلفة لضغط البيانات، والتي تكون فيها نسبة الإشارة للضوضاء SNR للصورة المعاد تشكيلها من الـ PCA فقط ومن الطرق المركبة قد تم تحسينها بدرجة ملحوظة. إن الـ SNR المحسنة أمكن الحصول عليها لأنه، بعد تطبيق تطبيع الضوضاء، فإن الـ PCA يُمكن أن يفصل الإشارة من الضوضاء. لقد لوحظ أن الصور المعاد تشكيلها من الطرق المركبة تكون أقل قليلا في الضوضاء عن الطرق التي تستخدم الـ PCA فقط، لأن الـ JPEG2000 نفسه تكون لديه تأثيرات لتقليل هذه الضوضاء. تبين هذه النتائج أيضاً أن الطرق المركبة لا تقلل من كمية البيانات في الـ PET الديناميكي فقط، ولكنها أيضاً تحسن جودة صور الـ PET. وفوق كل ذلك؛ فإن طرق الضغط المركبة الزمنية والمساحية المستخدمة لضغط بيانات الصور الوظيفية الديناميكية في نطاق السينوجرام يُمكنها أن تحقق نسبة ضغط تصل إلى 129:1 بينما تقلل الضوضاء في نفس الوقت، وتحسن من تقدير المعاملات الفسيولوجية بالمقارنة بالبيانات غير المضغوطة، ويحتفظ ببيانات السينوجرام للتحليلات الأخرى(90).

(٣،٥) الملخص

لقد تتم مراجعة أساسيات ضغط الصورفي هذا الفصل. إن الإنتروبيا المعلوماتية تحدد أقل كمية من البيانات التي نحتاج إليها لتحمل كمية معلومات معينة. لذلك؛ فإن أي معلومات تزيد على مستوى الإنتروبيا ستحتوي على تكرارية أو زيادة، والهدف من الضغط هو التخلص من هذه التكرارية أو الزيادة. إن أشهر الطرق البدائية لضغط البيانات تكون من خلال تشفير الإنتروبيا. تشفير الإنتروبيا يضغط البيانات إلى مصدر أو حد الإنتروبيا

الخاص بها باستخدام العديد من الخوارزميات المختلفة، مثل مشفرات هوفمان أو المشفرات الحسابية. من أحدث الطرق التسابقية في ذلك هي الطرق التي تستخدم التشفير التوقعي والتشفير المعتمد على السياق قبل تشفير الإنتروبيا بغرض تحسين أداء الضغط.

يتم تنفيذ ضغط الصور من خلال طرق غير فاقدة أو فاقدة للمعلومات. الضغط غير الفاقد للمعلومات يكون مطلوبا حيث إنه يحافظ على سلامة المعلومات، على الرغم من أنها تعطي نسب ضغط محدودة، وبالتالي فقد كان من الأنسب عمليا في الكثير من الأحوال استخدام الضغط الفاقد للمعلومات. بينما يكون الضغط الفاقد للمعلومات يكون له أداء تفوقي على نظيره غير الفاقد، إلا أن الضغط الفاقد للمعلومات لا يحافظ على كل المعلومات الموجودة في الصور. بالإضافة لذلك فإن فقد المعلومات يكون دالة في معدل الضغط المحكوم بالدالة R-D. وعلى ذلك، فإنه من الضروري في حالة الضغط الفاقد للمعلومات أن يكون هناك توازن بين نسبة الضغط وتشويه/جودة الصورة.



الشكل رقم (٣،٢٣) نتائج إعادة تشكيل تتابع من صور الـ PET الديناميكية باستخدم طرق مختلفة لضغط البيانات: (أ) الإطارات الـ ١١ والـ ١٣ والـ ١٥ والـ ١٧ والـ ١٩ والإطار الأخير من الـ ٢٢ إطار زمني الأصلي في الـ CSS. (ب) الصور المقابلة المعاد تشكيلها من طريقة الضغط بالـ PCA فقط. (ج) الصور المقابلة المعاد تشكيلها من الطريقة المركبة المعتمدة على الـ PCA والـ JPEG2000 الموزون القناة.

إن أمانة الصور تعتمد على كمية المعلومات المحسوسة أو المدركة منها. الغرض من التشفير الإدراكي هو ضغط الصور اعتماداً على المعلومات الإدراكية بها. ولذلك؛ فإن التشفير الإدراكي يتفوق عامة على المشفرات الغير إدراكية من وجهة نظر جودة الرؤية. إن المشفرات الإدراكية التي تعمل فوق حد تشبع الرؤية بقليل تنتج صوراً مضغوطة بمستوى جودة يعتبر غير إدراكي بالنسبة للصور الأصلية عن طريق التخلص من المعلومات المرئية المتكررة فقط.

إن ضغط الصور الطبيعية يكون مهمة مباشرة تتأرجح بين نسبة الضغط CR وجودة الصورة. بالنسبة للصور الطبية فقد كان الضغط الفاقد للمعلومات موضوعاً حساساً ؛ لأنه يؤدي أساساً إلى تدهور في المعلومات، على الرغم من أن الاعتماد الكامل على الضغط غير الفاقد للمعلومات يكون غير عمليا نتيجة أدائه المحدود. للتخفيف أو التلطيف بين الفقد في المعلومات والأداء الضغطي، فقد اكتسبت فكرة الحفاظ على المعلومات التشخيصية بالمقابل لكل المعلومات الدعم والقبول. التحدي في ذلك هو ابتكار أو تقديم طريقة لتحديد المعلومات التشخيصية. إذا كانت المعلومات الطبية معتمدة على الإحساس أو الإدراك، فإن التشفير الإدراكي قد يكون هو الحل للحفاظ على القيمة التشخيصية للصور الطبية بينما يتم الحفاظ على الأداء العالي للضغط. من المهم أن نلاحظ أنه في ضغط الصور الطبية، فإنه ليس من الممكن الاعتماد الكُلي على التشفير الفاقد أو الغير فاقد للمعلومات كلية. لذلك، فإن طرق ضغط البيانات المتقدمة التي تستخدم في الصورة الطبية في وجود الضوضاء بنسب ضغط عالية وجودة صورة محسنة تم شرحها في هذا الفصل. لقد تقدمت هذه الطرق في أبحاث ضغط بيانات الصور الطبية التشخيصية غير الفاقدة للمعلومات. لقد تم استخدام ثلاثة أمثلة في هذا الفصل: الضغط في النطاق الزمني، وفي النطاق المساحي، وفي نطاق السينوجرام. لقد أثبتت هذه الطرق الجديدة تحسنا ملحوظا في جودة الصورة بينما تحقق انخفاضا ملحوظا أيضاً في المساحة التخزينية للصورة. بالإضافة لذلك فإن هذه الطرق ترشح الضوضاء أثناء عملية القياس ؛ ولذلك فإنها تحقق أو تعطي مجموعات بيانات أكثر إدماجا وأكثر اعتمادية وجاهزة للتشخيص الدقيق.

(٣،٦) تمارين

١ - الجدول التالي يبين التوزيع الاحتمالي للحرف A:

i	1	2	3	4	5	6	7
A(i)	a	b	c	d	e	F	G
P(A(i)	0.07	0.2	0.1	0.05	0.25	0.13	0.2

أ) إحسب إنتروبيا الحرف A.

ب) إحسب الشفرة ذات الطول الثابت، واحسب تكرارية البيانات.

ج) ولد شجرة هوفمان وشفرات هوفمان.

د) ولد الرقم الكودي الحسابي للتتابع {a, e, g, c}.

٢ - ما هي مميزات كل من التشفير الفاقد وغير الفاقد للمعلومات ؟

٣ - ما هو الغرض من التشفير التوقع والتشفير السياقي ؟

obeikandl.com

٤ - ما هي المكونات الأساسية للمشفرات المعتمدة على التحويلات الفاقدة للمعلومات ؟ ما هو الغرض من كل مكون؟

٥ - كيف يحدث خطأ التزوير aliasing ؟

٦ - ما هو التشفير الإدراكي ؟

(٣،٧) المراجع

1. ITU-R Recommendation BT.601-5. Studio Encoding Parametersof Digital Television for Standard 4:3 and Wide-Screen16:9 Aspect Ratios. International TelecommunicationUnion–Telecommunications Standardization Sector (ITUT),1995.
2. N. S. Jayant and P.Noll. Digital Coding ofWaveform: Principlesand Applications to Speech and Video. Prentice Hall, 1984.
3. R. Clarke. Transform Coding of Images. Academic Press, 1985.
4. A. K. Jain. Fundamentals of Digital Image Processing.PrenticeHall, 1989.
5. R. Clarke. Digital Compression of Still Images and Video.Academic Press, 1995.
6. A. N. Netravali and B. G. Haskell.Digital Pictures—Representation,Compression and Standards.2nd ed. PlenumPress, 1995.
7. K. R. Rao and J. J. Hwang.Techniques and Standard forImage, Video and Audio Coding.Prentice Hall, 1996.
8. K. Sayood. Introduction to Data Compression.3rd ed.Morgan KauVman Publishers, 2006.
9. C. E. Shannon. A mathematical theory of communication.Bell System Technical Journal. 27:379–423, 623–656, 1948.
10. B. G. Haskell. A. Puri, and A. N. Netravali. Digital Video:An Introduction to MPEG–2. Chapman and Hall, 1997.
11. D. A. HuVman. Method for the construction of minimumredundancy codes.Proceedings of the IRE. 40(9):1098–1101, 1952.
12. J. Rissanen. Generalised Kraft inequality and arithmeticcoding.IBM Journal of Research and Development.20:198–203, 1976.
13. A. MoVat, R. Neal, and I. H. Witten.Arithmetic codingrevisited.ACM Transaction on Information Systems.16(3):256–294, 1998.
14. X. Wu and N. Memon.Context-based adaptive losslessimage coding. IEEE Trans. Comm. 45(4):437–444, 1997.
15. ISO/IEC JTC 1/SC 29. Information Technology—JPEG 2000Image Coding System—Part 1: Core Coding System. ISO/IEC 15444–1:2000, 2000.
16. ITU–T Recommendation H.264/ISO IEC 11496–10.Advance Video Coding. International TelecommunicationUnion–Telecommunications Standardization Sector(ITU-T)/International Organization for Standardization(ISO), 2002.
17. C. C. Cutler. DiVerential Quantization of CommunicationSignals. US Patent No. 2,605,361, 1952.
18. C. W. Harrison. Experiment with linear prediction intelevision. Bell Systems Technical Journal. 29:764–783,1952.
19. W. M. Goodall. Television by pulse coding modulation.Bell Systems Technical Journal 28:33–49, 1951.
20. M. Weinberger, G. Seroussi, and G. Sapiro. The LOCO–Ilossless image compression algorithm: Principles andstandardization into JPEG–LS. IEEE Trans. Image Proc.9(8):1309–1324, 2000.
21. C. E. Shannon. Prediction and entropy of printed English.Bell System Technical Journal 30:50–64, 1951.22. ISO/IEC JTC 1/SC 29. Information Technology—Losslessand Near-Lossless Compression of Continuous-Tone StillImages: Baseline. ISO/IEC 14495–1:1999, 1999.
23. S. W. Golomb. Run–length encodings. IEEE Trans. Inform.Theory. IT–12:399–401, 1966.

obeikandi.com

24. J. Capon. A probabilistic model for run-length codingof pictures. IRE Trans. Inform. Theory. IT–5:157–163,1959.
25. R. Dansereau and W. Kinsner.Perceptual image compressionthrough fractal surface interpolation.Canadian Conf.Elect. Comp. Eng. 2:899–902, 1996.
26. J. E. Jacquin. A novel fractal block-coding technique fordigital images.Proc.IEEE Int. Conf. Acoustics, Speech andSignal Processing. 4:2225–2228, 1990.
27. M. Vetterli and J. Kovac˘evic´.Wavelets and Subband Coding.Prentice Hall, 1995.
28. A. V. Oppenheim, R. W. Schafer, and J. R. Buck.Discrete-Time Signal Processing.Prentice Hall, 1999.
29. S. K. Mitra. Digital Signal Processing: A Computer-BasedApproach. 2nd ed. McGraw-Hill, 2001.
30. J. W. Woods and S. D. O'Neil. Subband coding of images.IEEE Trans. Acoustics, Speech and Signal Processing.34(5):1278–1288, 1986.
31. K. R. Rao and P. Yip. Discrete Cosine Transform—Algorithms,Advantages, and Applications. Academic Press,1990.
32. P. J. Burt and E. H. Adelson.The Laplacian pyramid as acompact image coder. IEEE Trans. Comm. 31(4):532–540,1983.
33. S. G. Mallat. A theory for multiresolution signal decomposition:The wavelet representation. IEEE Trans. PatternAnal. Mach. Intel. 11(7):674–693, 1989.
34. J. Fourier. The´orie Analytique de la Chaleur. 1822.
35. V. R. Algazi and D. J. Sakrison.On the optimality of theKarhunen-Loe`ve expansion. IEEE Trans. Inform. Theory,IT–15:319–321, 1969.
36. D. Taubman and M. Marcellin (Eds). JPEG2000: ImageCompression Fundamentals, Standards and Practice.Springer, 2002.
37. S. G. Mallat and Z. Zhang.Matching pursuits with timefrequencydictionaries.IEEE Trans. Sig. Proc. 41:3397–3415, 1993.
38. S. Mitra and J. F. Kaiser.Handbook of Digital Signal Processing.John Wiley & Sons, 1993.
39. S. P. Lloyd. Least square quantization in PCM. IEEE Trans.Inform. Theory, IT–28(2):127–135, 1982.
40. J. Max. Quantizing for minimum distortion.IRE Trans.Inform. Theory 6(1):7–12, 1960.
41. A. Gersho and R. M. Gray.Vector Quantization and SignalCompression.Kluwer Academic Publishers, 1992.
42. ISO/IEC JTC 1/SC 29. Information Technology—GenericCoding of Moving Pictures and Associated Audio Information:Video. ISO/IEC 13818–2:2000, 2000.
43. ISO/IEC JTC 1/SC 29. Information Technology—JPEG 2000Image Coding System—Part 3: Motion JPEG 2000. ISO/IEC15444–3:2002, 2002.
44. J. R. Ohm. Three-dimensional subband coding with motioncompensation. IEEE Trans. Image Proc. 3(5): 559–571,1994.
45. D. Taubman and A. Zakhor. Multirate 3D subband codingof video. IEEE Trans. Image Proc. 3(5):572–588, 1994.
46. J. Xu et al. 3D embedded subband coding with optimaltruncation (3D ESCOT). Applied and Computational HarmonicAnalysis: Special Issue on Wavelet Applications inEngineering. 10:290–315, 2001.
47. J. Hua, Z. Xiong, and X. Wu.High-performance 3Dembedded wavelet video (EWV) coding.Proc. IEEE 4thWorkshop on Multimedia Signal Processing.569–574, 2001.
48. S.-T. Hsiang and J. W. Woods. Embedded video codingusing invertible motion compensated 3-D subband/waveletWlter bank. Sig. Proc.: Image Communication. 16(8):705–724, 2001.
49. M. Benetiere et al. Scalable compression of 3D medicaldatasets using a (2DT) wavelet video coding scheme.International Symposium on Signal Processing and its Applications.2:537–540, 2001.
50. J. Xin, C.W. Lin, and M. T. Sun. Digital video transcoding.Proc. IEEE 93(1):84–97, 2005.
51. D. Taubman. High performance scalable image compressionwith EBCOT. IEEE Trans. Image Proc. 9(7):1158–1170, 2000.
52. J. R. Ohm. Advances in scalable video coding. Proc. IEEE93(1):42–56, 2005.
53. B. Girod. What's wrong with mean-squared error.InA. B. Watson (Ed).Digital Images and Human Vision.MIT Press, 1993.

54. J. J. Hwang, H. R. Wu, and K. R. Rao.Picture coding andhuman visual system fundamentals.In H. R. Wu andK. R. Rao (Eds).Digital Video Image Quality andPerceptual Coding.CRC.3–43, 2006.
55. B. A. Wandell. Foundations of Vision.Sinuar, 1995.
56. G. E. Legge and J. M. Foley. Contrast masking in humanvision. J. Opt. Soc. Am. 70(12):1458–147l, 1980.
57. A. B. Watson and J. A. Solomon.Model of visual contrastgain control and pattern masking. J. Opt. Soc. Am.14(9):2379–2391, 1997.
58. E. P. Simoncelli et al. Shiftable multi-scale transforms.IEEE Trans. Inform. Theory. 38(2):587–607, 1992.
59. A. B. Watson. The cortex transform: Rapid computationof simulated neural images. Computer Vision, Graphics,and Image Processing. 39:311–327, 1987.
60. D. M. Tan, H. R. Wu, and Z. Yu. Perceptual coding ofdigital monochrome images. IEEE Sig. Proc. Letters.11(2):239–242, 2004.
61. Z. Liu, L. J. Karam, and A. B. Watson.JPEG2000 encodingwith perceptual distortion control. IEEE Trans. Image Proc.15(7):1763–1778, 2006.
62. J. Limb. On the design of quantisers for DPCM coders—Afunctional relationship between visibility, probability, andmasking. IEEE Trans. Comm. 26:573–578, 1978.
63. A. Netravali and B. Prasada. Adaptive quantisation ofpicture signals using spatial masking. Proc. IEEE.65(4):536–548, 1977.
64. A. B. Watson. DCT quantization matrices visually optimizedfor individual images.Proc. Human Vision, VisualProcessing, Digital Display IV.202–216, 1993.
65. T. P. O'Rourke and R. L. Stevenson.Human visual systembased wavelet decomposition for image compression.J. Vis. Commun. Image Rep. 6(2):109–121, 1995.
66. D. Shkarin. PPM: One step to practicability. Proc. DataComp. Conf. 202–211, 2002.
67. I. Matsuda, H. Mori, and S. Itoh. Lossless coding of stillimages using minimum-rate predictors.Proc. IEEE Int.Conf. Image Proc. 1:132–135, 2000.
68. W. B. Pennekaker and J. L. Mitchell.JPEG Still ImageData Compression Standard. Van Nostrand Reinhold,1993.
69. D. Santa-Cruz, R. Grosbois, and T. Ebrahimi. JPEG2000
performance evaluation and assessment. Sig. Proc. ImageCommun. 17(1):113–130, 2002.
70. G. J. Sullivan. Video compression—From concepts to theH.264/AVC standard. Proc. IEEE 19(1):18–31, 2005.
71. D. Wu et al. Perceptually lossless medical image coding.IEEE Transactions on Medical Imaging. 25(3):335–344,March 2006.
72. J. H. C. Reiber et al. Angiographic and intravascular ultrasound.In Handbook of Medical Imaging. J. Beutel,H. L. Kundel, and R. L. van Metter (Eds.)., 2nd ed. SPIE
Press, 2004.
73. D. A. Clunie. Lossless compression of grayscale medicalimages: EVectiveness of traditional and state-of-the-artapproaches. Proc. SPIE Med. Imaging. 3980:74–84, 2000.
74. NEMA PS 3. Digital Imaging and Communications inMedicine (DICOM)—Part 5: Data Structures andEncoding. National Electrical Manufacturers Association,
2006.
75. A. J. Duerinckx and E. J. Pisa.Filmless picture archivingand communication system (PACS) in diagnostic radiology.Proc. SPIE 318:9–18, 1982. Reprinted in IEEE ComputerSociety Proceedings of PACS'82, order No 388.
76. S. J. Dwyer III. A personalized view of the history of PACSin the USA. Proceedings of the SPIE: Medical Imaging 2000:
PACS Design and Evaluation: Engineering and ClinicalIssues. 3980:2–9, 2000.
77. ISO/IEC JTC 1/SC 29. Information Technology—DigitalCompression and Coding of Continuous-Tone Still Images:Requirements and Guidelines. ISO/IEC 10918–1:1994,1994.
78. S. H. Becker and R. L. Arehson.Costs and beneWts ofpicture archiving and communication system. J. Amer.Med. Informatics Assoc. 1(5):361–371, 1994.
79. N. C. Phelan and J. T. Ennis.Medical image compressionbased on a morphological representation of waveletcoeYcients. Med. Physics. 26(8):1607–1611, 1999.

80. O. Kocsis et al. Visually lossless threshold determination formicrocalciWcation detection in wavelet compressed mammograms.European Radiology. 13(10):2390–2396, 2003.
81. B.-J. Kim and W. A. Pearlman. An embedded waveletvideo coder using three-dimensional set partitioning inhierarchical trees (SPIHT). Proc. Data Comp. Conf.251–260, 1997.
82. M. Krol. Telemedicine. IEEE Potentials 16(4):29–31, 1997.
83. D. Feng et al. Techniques for functional imaging. In MedicalImaging Techniques and Applications, C. T. Leondes (Ed.).Gordon and Breach International Series in Engineering,Technology and Applied Science.Gordon and Breach SciencePublishers, 1997.
84. D. Feng. Information technology applications in biomedicalfunctional imaging. IEEE Trans. Inform. Tech. Biomed.3(3):221–230, 1999.
85. X. Li, D. Feng, and K. Chen. Optimal image samplingschedule: A new eVective way to reduce dynamic imagestorage space and Functional image processing time. IEEETrans. Med. Imaging. 15(5):710–719, 1996.
86. D. Ho, D. Feng, and K. Chen. Dynamic image data compressionin spatial and temporal domains: Theory andalgorithm. IEEE Trans. Inform. Tech. Biomed. 1(4):219–228, 1997.
87. D. Feng, W. Cai, and R. Fulton. Dynamic image datacompression in the spatial and temporal domains: Clinicalissues and assessment. IEEE Trans. Inform. Tech. Biomed.6(4):262–268, 2002.
88. Z. Chen et al. Performance evaluation of functional medicalimaging compression via optimal sampling scheduledesigns and cluster analysis.IEEE Trans. Biomed.Eng.52(5):943–945, 2005.
89. Z. Chen et al. Temporal processing of dynamic positronemission tomography via principal component analysis inthe sinogram domain. IEEE Trans. Nuclear Science.
51(5):2612–2619, 2004.
90. Z. Chen, D. Feng, and W. Cai. Temporal and spatialcompression of dynamic positron emission tomographyin sinogram domain.Inter. J. Image Graphics. 5(4):839–858, 2005.
91. Z. Chen. Biomedical Functional Imaging Data Compressionand Analysis.Ph.D.thesis, University of Sydney, 2003.
92. J. Delforge, A. Syrota, and B. M. Mazoyer. Experimentaldesign optimization: Theory and application to estimationof receptor model parameters using dynamicpositron emission tomography. Phy. Med. Biol.34:419–435, 1989.
93. R. A. Hawkins, M. E. Phelps, and S.C. Huang. EVects oftemporal sampling, glucose metabolic rates, and disruptionsof the blood–brain barrier on the FDG model withand without a vascular compartment: studies in humanbrain tumours with PET. J. Cereb. Blood Flow Metab.6:170–183, 1986.
94. S. Jovkar et al. Minimization of parameter estimationerrors in dynamic PET: Choice of scanning schedules.Phys. Med. Biol. 34:895–908, 1989.
95. B. M. Mazoyer et al. Dynamic PET data analysis. J. Comp.Assist. Tomog. 10:645–653, 1986.
96. X. Li and D. Feng. Toward the reduction of dynamicimage data in PET studies. Computer Methods and Programsin Biomedicine. 53:71–80, 1997.
97. D. Z. D'Argenio. Optimal sampling times for pharmacokineticexperiments. J. Pharmacokinet. Biopharm.9:739–756, 1981.
98. D. Feng, W. Cai, and R. Fulton. An optimal image samplingschedule Design for cerebral blood volume andpartial volume correction in neurologic FDG–PET studies.
Australia New Zealand J. Med. 28(3):361, 1998.
99. D. Feng, X. Li, and W. C. Siu. Optimal sampling scheduledesign for positron emission tomography data acquisition.Control Eng. Practice. 5(12):1759–1766, 1997.
100. L. D. Crocker. PNG: The portable network graphic format.Dr. Dobb's J. July:36–49, 1995.
101. T. Thireou et al. Performance evaluation of principalcomponent analysis in dynamic FDG-PET studies ofrecurrent colorectal cancer. Comp. Med. Imag. Graph.
27:43–51, 2003.
102. A. H. Andersen, D. M. Gash, and M. J. Avison. Principalcomponent analysis of the dynamic response measuredby MRI: A generalized linear systems framework. Mag.Res. Image. 17(6):795–815, 1999.
103. B. S. Everitt and G. Dunn.Applied Multivariate DataAnalysis.2nd ed. Arnold. 2001:48–65, 2001.
104. V. Chameroy and R. D. Paola.High compression ofnuclear medicine dynamic studies. Int. J. Card. Image.5:261–269, 1990.

105. T. Kao, S. H. Shieh, and L. C. Wu. Dynamic radionuclideimages compression based on principal componentsanalysis. Eng. Med. Biol. Soc. 3:1227–1228, 1992.
106. C. M. Kao, J. T. Yap, and M. N. Wernick. High-resolutionreconstruction of dynamic PET image sequences using alow-order approximation. Proc. SPIE. 2622:796–801, 1995.
107. M. N. Wernick, E. J. Infusion, and M. Milosevic.Fastspatio-temporal image reconstruction for dynamic PET.IEEE Trans. Med. Imag. 18:185–195, 1999.
108. F. Pedersen, M. B. E. Bengtsson, and B. Langstrom. Principalcomponent analysis of dynamic PET and gammacamera images: A methodology to visualize the signals inthe presence of large noise. IEEE Conference RecordNuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference.3:1734–1738, 1993.
109. M. Samal et al. Experimental comparison of data transformationprocedures for analysis of principal components.Phys. Med. Biol. 44:2821–2834, 1999.
110. H. Witten, R. M. Neal, and J. G. Clear.Arithmetic codingfor data compression. Comm. ACM 30(6):520–540, 1987.

obeikandl.com

obeikandl.com

الفصل الرابع

استرجاع الصور الطبية اعتماداً على المحتوى

Content-Based Medical Image Retrieval

Dr. Tom Weidong Cai

Dr. Jinman Kim

Prof. David Dagan Feng

د. توم ويدنج كأي جامعة سيدني

د. جينمان كيم جامعة سيدني

بروفسير ديفيد داجن فنج- جامعة هونج كونج متعددة التقنيات

(٤،١) مقدمة ١٥٦

(٤،١،١) أساسيات استرجاع الصور بالاعتماد على المحتوى

(٤،١،٢) خواص الصور في الاسترجاع المعتمد على المحتويات

(٤،١،٣) استرجاع الصور المعتمد على المحتوى في المجال الطبي

(٤،٢) استرجاع الصور الطبية المعتمد على المحتوى عن طريق الخواص المرئية الطبيعية ١٦٨

(٤،٢،١) الاسترجاع المعتمد على اللون.

(٤،٢،٢) الاسترجاع المعتمد على النسيج.

(٤،٣) استرجاع الصور الطبية المعتمد على المحتويات باستخدام المرشحات الهندسية المساحية..... ١٧٩

(٤،٣،١) الاسترجاع المعتمد على الشكل.

(٤،٣،٢) الاسترجاع عن طريق الخواص الحجمية الثلاثية الأبعاد.

(٤،٣،٣) الاسترجاع عن طريق العلاقات المساحية.

(٤،٤) استرجاع الصور الطبية المعتمد على المحتوى باستخدام مزيج من الخواص الدلالية والمرئية ١٩٢

(٤،٤،١) الاسترجاع باستخدام تفسير الدلالات المرضية.

obeikandi.com

(٤،٤،٢) الاسترجاع المعتمد على النماذج العامة.
(٤،٥) استرجاع الصور المعتمد على المحتوى عن طريق خواص الوظائف الفسيولوجية. **٢٠٠**
(٤،٦) ملخص **٢٠٥**
(٤،٧) تمارين **٢٠٥**
(٤،٨) المراجع **٢٠٦**

(٤،١) مقدمة

في الثلاثة عقود الماضية، تقدمت وبسرعة جداً التقنيات المختلفة للتصوير الطبي كما أوضحنا في الفصل الأول، محققة أدوات فعالة جداً في تشخيص المرضى، والتخطيط العلاجي، والمرجعية الطبية والتدريب. لقد تضخمت البيانات الطبية بسرعة كبيرة من حيث الكم، والمحتوى، والأبعاد، نتيجة الزيادة الهائلة في عدد الفحوصات الطبية الإكلينيكية المتشعبة التي تم إجراؤها رقميا ونتيجة للعدد الكبير لطرق التصوير المتاحة. بالطبع كان لابد لهذا أن يؤدي إلى الطلب المتزايد على نظام ذي كفاءة لاسترجاع بيانات الصور وإدارتها.في قواعد بيانات الصور الطبية الحالية، تتم فهرسة واسترجاع الصور عن طريق كلمة مفتاحية أبجدية، يتم تصنيفها عن طريق الخبير البشري. على الرغم من ذلك، فإن طرق الاسترجاع المعتمدة كليا على النص تكون غير قادرة على الوصف الدقيق للخواص المرئية الغنية لمحتويات الصورة؛ ولذلك فإنها وضعت حدودا معنوية على استرجاع البيانات من الصور الطبية.إن القدرة على البحث عن طريق المحتويات الطبية للصور أصبحت الآن متزايدة الأهمية، خاصة مع الاتجاه ناحية التدريب الطبي الحديث المعتمد على الدليل أو البرهان.

سنقدم في هذا الفصل، نظرة شاملة على التقنيات الحالية في استرجاع الصور الطبية بالاعتماد على المحتوى content based medical image retrieval, CBMIR. سنُعطى أولاً فكرة عن شاملة أو عامة عن الاسترجاع النموذجي للصور بالاعتماد على المحتوى CBIR، بما في ذلك محتوياتها الأساسية: استخلاص خواص الصور،ومقارنة التشابه،وطريقة الفهرسة، وواجهة الاستعلام الفعالة، مصحوبة بمراجعة قصيرة بخواص الصورة المرئية الأساسية مثل اللون، والتركيب أو النسيج، والشكل، والعلاقات المكانية أو المساحية (الجزء (٤،١،٢).سنتطرق بعد ذلك وباختصار إلى الحاجة للـ CBMIR وما يتعلق به من تحديات في الجزء (٤،١،٣). التقنيات الأساسية المستخدمة في الـCBMIR سيتم مراجعتها بالتفصيل مع أربعة أنواع مختلفة: الاسترجاع المعتمد على الخواص المرئية الطبيعية في الجزء (٤،٢)، والاسترجاع بالخواص الهندسية المساحية أو المكانية في الجزء (٤،٣)، والاسترجاع المعتمد على الدلالات

اللفظية والخواص المرئية كما في الجزء (٤.٤)، والاسترجاع المعتمد على الخواص الوظيفية الفسيولوجية كما في الجزء (٤.٥). أخيراً تم وضع الاستنتاجات أو الخاتمة في الجزء (٤.٦).

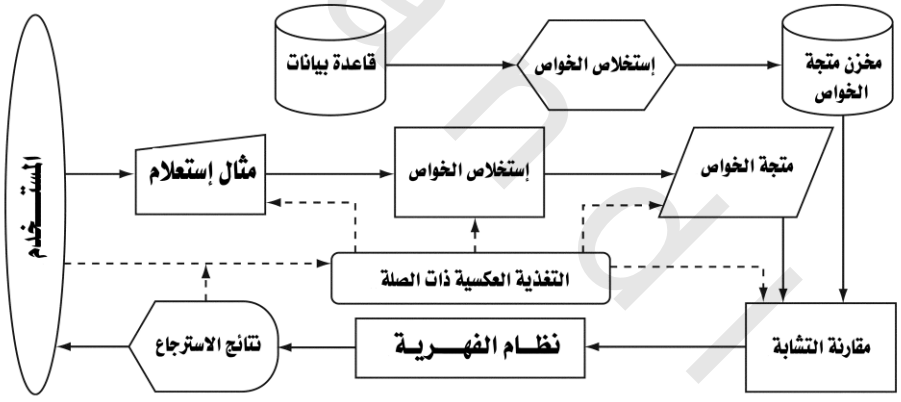
(٤،١،١) أساسيات استرجاع الصور بالاعتماد على المحتوى

إن التصاعد الأخير في استخدام الصور الرقمية في العديد من التطبيقات مثل الطب، والتعليم، والاستشعار عن بعد، وفي التسلية قد أدت إلى أرشيفات هائلة من الصور والمستودعات التي تتطلب استرجاعاً وإدارة فعالة لبيانات هذه الصور.إن هذا التقدم يشبه الزيادة السريعة في كمية البيانات النصية أو اللغوية التي حدثت في أثناء الأيام الأولى للحاسبات، والتي أدت إلى تطوير أو إنشاء نظم إدارة قواعد البيانات DBMS عن طريق تنظيم البيانات في صورة تجمعات علاقية للاسترجاع المريح لهذه البيانات وتخزينها.الأبحاث الأولية في استرجاع الصور كانت تعتمد على التعليقات النصية على الصور، بمعنى، أن هذه الصور كان يكتب عليها كلمات مفتاحية أو وصف نصي، وكان يتم ترتيبها عن طريق الدلالات اللفظية الهرمية في قاعدة بيانات عادية لتسهيل التوصل إليها اعتماداً على بعض الاستفسارات المنطقية المعيارية. على الرغم من ذلك، فقد وضعت هذه الطريقة للاسترجاع المعتمد على النص بعض الحدود على عملية استرجاع الصور. إن التعليقات اليدوية تكون تعليقات وصفية، وتستهلك الكثير من الوقت، وغالية الثمن، كما أن المحتوى الكلي الممتد لقاعدة بيانات الصور التي تكون كبيرة جداً بعيداً عن المقدرة اليدوية البشرية على الفهرسة حتى عن طريق الخبراء في ذلك. بالإضافة لذلك، فإن العديد من الخواص المرئية في الصور مثل الأشكال غير المنتظمة، والتكوين الملخبط للصورة، يكون من الصعب وصفها عن طريق نص. إن مثل هذه الطرق للاسترجاع المعتمدة على النص تحد أيضاً من نطاق البحث إلى النطاق المحدد عن طريق مؤلف النظام ولا يترك أي وسيلة لاستخدام البيانات التي توجد خارج هذا النطاق.

على العكس من طرق الاسترجاع المعتمدة على النص، والتي أجريت فقط على المستوى الخيالي أو المفهومي، فإن الطرق التي تم تطويرها حديثاً، المعتمدة على المحتوى CBIR تدعم الاسترجاع الكامل عن طريق المحتويات أو الخواص المرئية،وعن طريق استرجاع بيانات الصور عند مستوى إدراكي عن طريق القياسات الكمية والوصفية للمحتويات المرئية وبالتكامل مع مفاهيم معالجة الصور، والتعرف على الأنماط، والرؤية بالحاسب. الشكل رقم (٤.١) يبين نظام استرجاع للصور معتمدا على المحتوى.

في البداية، يتم استخلاص المحتويات المرئية لكل صورة في قاعدة بيانات الصور. تتكون هذه المحتويات من مجموعة من الخواص المميزة (في صورة متجه متعدد الأبعاد) يتم حسابها مبدئياً عن طريق عملية استخلاص الخواص التي يتم إجراؤها مبدئياً وفي غير الزمن الحقيقي. بعد ذلك يتم تخزين هذا المتجه (متجه الخواص) في مخزن خاص.لكي تبدأ في عملية استرجاع صورة، يقوم المستخدم بتقديم استعلام عن صورة للنظام كمثال، ويقوم النظام

بتحويل هذه الصورة داخليا إلى متجه خواص عن طريق عملية استخلاص الخواص في الزمن الحقيقي. بعد ذلك تبدأ عملية المقارنة أو التشابه بين متجه الخواص للصوره المستعلم عنها عن طريق المستخدم والبيانات الموجودة في متجه الخواص المخزن في البداية، حيث يتم ترتيب النتائج التي يتم الحصول عليها أثناء المقارنة. بعد ذلك يتم إجراء عملية الاستخلاص عن طريق نظام أو مخطط للفهرسة يُمكن استخدامه للإسراع من عملية الفهرسة مما يجعل النظام ممكن ترقيته إلى قواعد البيانات الأكبر. إذا كانت نتيجة الاسترجاع التي تم الحصول عليها غير مرضية تماماً، فإن المستخدم يُمكنه إعطاء تغذية عكسية سالبة أو موجبة ثم يتم إدخال الاستعلام المعدل مرة ثانية للنظام عن طريق نظام التغذية العكسية الفعال بين المستخدم والنظام.يُمكن تكرار عملية الاسترجاع ثم التغذية العكسية إلى أن يصل المستخدم إلى نتيجة مرضية. من ضمن كل هذه المكونات المختلفة، فإن الأربعة مواضيع المهمة في أي نظام استرجاع على أساس المحتويات هي استخلاص الخواص، والمقارنة، ونظام الفهرسة، والواجهة الفعالة لعملية الاستعلام.



الشكل رقم (٤،١) الهيكل العام لنظام إسترجاع الصور المعتمد على المحتويات.

(٤،١،١،١) استخلاص الخواص

تعتبر عملية استخلاص الخواص الأساس وأهم مكون من مكونات نظام استرجاع الصور باستخدام المحتوى CBIR. على المعنى الواسع ،يُمكن لهذه الخواص أن تشتمل على خواص تعتمد على النص (مثل الكلمات المفتاحية والحواشي النصية) والخواص المرئية (مثل اللون والتراكيب والشكل والعلاقات المكانية أو المساحية).

نتيجة وجود المراجع الكثيرة والغنية في استخلاص الخواص النصية من قواعد البيانات العادية والمعروفة، وفي مجتمع الأبحاث عن استرجاع المعلومات، فإن هذا الفصل سيكون مخصصاً لاستخلاص الخواص المرئية العامة.إن

التعبير عن الصور يحتاج منا إلى تحديد أي الخواص تكون أكثر فائدة للتعبير عن محتويات الصور وأي الطرق تكون مناسبة وفعالة في تشفير سمات وخواص هذه الصور. نتيجة لبعض الاعتبارات الموضوعية، فإنه لا يوجد على الإطلاق تعبير وحيد ومفضل لأي واحدة من هذه الخواص، ولكن بدلا من ذلك فإنه يتم استخدام تعبيرات متعددة لتمييز هذه الخاصية من وجهات نظر متعددة أو مختلفة.من المعروف جيدا أن أي تعبير لخاصية مرئية جيدة يجب ألا يتغير بسبب التغيرات المفاجئة التي تحدث نتيجة لعملية التصوير (مثل التغيرات في الإضاءة في المنظر الذي يتم تصويره).هناك مفاضلة بين عدم التغير وقوة التمييز للخاصية المرئية، بسبب أن أي فصيل عريض من عدم التغير من الممكن أن يفقد المقدرة للتمييز بين الفروق الأساسية. هناك مراجعة قصيرة للخواص المرئية الأساسية للصور المستخدمة لاسترجاع الصور بالاعتماد على المحتوى في الجزء التالي.

بالإضافة لذلك، فإن الخاصية المرئية من الممكن أن تكون عامة أو محلية. إذا كان استخلاص الخاصية يتم على كل الصورة، فإن الخواص المستنتجة ستكون خواص عامة.لكي نستطيع الحصول على خواص أكثر انتقائية وبتحديدية أكثر دقة، فإنه يتم تقسيم الصورة إلى أجزاء (مساحات جانبية أو مناطق متجانسة) قبل حساب الخواص من كل جزء، وهذا يعتبر استخلاصا لخواص محلية. أسهل طرق تقسيم الصورة هي تقسيمها إلى بلوكات متساوية المساحة أو الحجم. مثل هذا التقسيم البسيط لا ينتج عنه مناطق ذات معنى أو فائدة إدراكية. الطريقة الأفضل من ذلك هي تقسيم الصورة إلى مناطق متجانسة تبعا لقاعدة معينة وباستخدام إحدى خوارزمات التقسيم، وهذا محقق فعلاًفي دراسات الصور الطبية. إنه من غير الطبيعي أن مرضاًمعيناً سيغير الصورة على كل امتدادها المساحي، ولكن في العادة فإن الخواص التشخيصية المهمة تظهر نفسها بوضوح في مناطق معينة أو محلية.في أثناء التشخيص، يقوم فني التصوير بمسح الصورة كلها بحثاً عن خواص قد تكون متعلقة بأحد الأمراض، وأيضاً في أثناء التشخيص من قبل المتخصص الطبي، فإنه يركز على المناطق المشتبه فيها أن تكون غير طبيعية ويفحص خواصها ليحدد إذا كانت هذه المناطق المهمة region of interest, ROIتحتوي على علامات تدل على مرض معين أم لا.

(٤،١،١،٢) مقارنة التشابه

الطريقة العامة لقياس التشابه هي عن طريق تمثيل خواص الصورة في متجه متعدد الأبعاد. إن اختيار طريقة القياس يكون لها تأثير مباشر على أداء نظام استرجاع الصور اعتماداً على محتوياتها CBIR.إن أي دالة من دوال مقارنة التشابه ترسم خريطة بين أزواج من الخواص في هذه المتجهات ورقم بقيمة حقيقية موجبة، يتم اختياره ليكون ممثلاً لتشابه الرؤية بين صورتين.وعلى ذلك، فإن نتائج الاسترجاع لن تكون صورة وحيدة، ولكنها ستكون قائمة من الصور مرتبة على حسب تشابهها مع الصورة التي تم الاستعلام عنها. لقد تم تطوير العديد من طرق مقارنة التشابه لاسترجاع الصور اعتماداً على تقديرات تجريبية لتوزيع هذه الخواص، بما في ذلك:

- علاقة مينكويسكيMinkowsky للمسافة (وهي صورة عامة لما يعرف بمسافة إكلوديان Euclidean).
- مسافة ماهالانوبيس Mahalanobis.
- مسافة العلاقة التربيعية Quadratic form, QF.
- مسافة النقل المتناسب proportional transportation .
- مسافة المحرك الأرضي Earth mover.
- تباعد كالباك -ليبلر Kullback-Leibler divergence, KLD .
- تباعد جيفرى Jeffrey divergence, JD.
- يُمكن للقارئ الرجوع للمراجع لقراءة المزيد.

(٣،١،١،٤) نظام الفهرسة

عندما يكون عدد الصور في قاعدة البيانات صغيراً، فإن البحث التتابعي الخطي يُمكن أن يؤدي إلى نتائج أداء معقولة. بينما في وجود مجموعات كبيرة من الصور، فإن الفهرسة التي تدعم الاستعلامات المتشابهة تصبح ضرورية ويُمكنها أن تساعد في تجنب المسح المتتالي. هياكل الفهرس تقوم بالترشيح التام لكل الصور التي على غير ذات أهمية عن طريق فحص حواشي الصور باستخدام استعلام المستخدم حيث بعدها يتم الاحتفاظ فقط بالصور المهمة بدون تحليل كل قاعدة البيانات. يتم ترتيب الصور المسترجعة على حسب درجة التشابه مع الاستعلام. من ضمن طرق الفهرسة الكثيرة الاستخدام والمتعددة الأبعاد ما يلي:

- الأشجار الرباعية الخطية.
- أشجار البحث الثنائي ذات الأبعاد k.
- أشجار الكتلة المستطيلة المقدسة Holy brick, HB, trees.
- الأشجار المستطيلة R، ومتغيراتها +R و *R.
- الأشجار X (حيث X تمثل الأوراق).
- أشجار المتجه التيليسكوبيTV.
- أشجار البحث عن التشابه SS.

معظم هذه الطرق المفهرسة تؤدي وظيفة جيدة عندما يكون عدد الأبعاد قليلا، ولكنها تتدهور بطريقة أسية مع زيادة عدد الأبعاد حتى تؤول إلى البحث التتابعي. واحدة من الطرق الشائعة الاستخدام للتعامل مع هذه المشكلة هي استخدام طرق تخفيض عدد الأبعاد، مثل طريقة تحليل المكونات الأساسية principle component analysis, PCA، وهي عبارة عن طريقة مثالية تقوم بالنقل الخطي لبيانات الدخل إلى فراغ بعدي بحيث تكون المحاور محاذية

obeikandi.com

لاتجاهات تعكس أكبر قدر ممكن من التغير في البيانات.يُمكنك أن تجد مراجعة جيدة جداً وطرقاً مختلفة للفهرسة في مراجع White and Jain و Ng and Sedighian.

(٤,١,١,٤) واجهة الاستعلام الفعالة

تسمح واجهة الاسترجاع الفعال للمستخدم أن يشكل ويعدل من الاستعلام. إن مقدرة المستخدم على أن يعبر عن احتياجاته البحثية بدقة وسهولة تعتبر موضوعا حرجا في أي نظام CBIR.إن من أكثر النماذج جاذبية في العديد من الطرق تكون هي طريقة الاستعلام بمثال، حيث يتم توفير عينة أو مثال على نوع معين من الخرج المطلوب ثم سؤال النظام أن يسترجع أمثلة أخرى من نفس النوع. نستطيع أن نتخيل أن كل أنظمة الـCBIR الحالية توفر مثل هذا البحث، حيث يوفر المستخدم صورة للاستعلام ويقوم النظام باسترجاع وعرض صور مصغرة لأقرب تطابق لهذه الصورة في قاعدة البيانات. وعلى الرغم من ذلك، فإن المستخدم قد لا تكون لديه صورة كمثال للبحث عنها، وهناك العديد من طرق تشكيل الاستعلام البديل التي تم اقتراحها كما في مرجع Aslandogan and Yu [29] كما يلي:

- الاستكشاف عن النوع أو الفصيلة.
- الاستعلام عن الخواص المرئية البسيطة.
- الاستعلام عن اندماج من الخواص.
- استعلامات عن خواص محلية.
- الاستعلام بالصور التخطيطية.
- الاستعلام بخواص محددة بالمستخدم.
- الاستعلام بالعلاقة بالهدف.
- الاستعلام بالمعنى أو المفهوم.

إن المقدرة على الضبط الدقيق للبحث في الإنترنت كاستجابة للعلامات ذات الدلالة من المستخدم تُسمى، التغذية المرتدة ذات العلاقة، تكون مهمة جداً خاصة في تحسين فعالية أنظمة الـCBIR. الفكرة الأساسية من وراء التغذية المرتدة ذات العلاقة هي استخدام أمثلة سالبة وموجبة من المستخدم لتحسين أداء النظام. بالنسبة لأي استعلام يقوم نظام الاسترجاع أولاً بإعطاء قائمة من الصور المرتبة على حسب مصفوفات التشابه سابقة التحديد. بعد ذلك يقوم المستخدم بتعليم الصور المسترجعة المتعلقة بالاستعلام كأمثلة موجبة والصور غير المتعلقة بالاستعلام كأمثلة سالبة.بعد ذلك سيقوم النظام بإعادة ضبط نتائج الاسترجاع اعتماداً على هذه التغذية العكسية من المستخدم

عن طريق خوارزم تعليمي معين، حيث يقوم بعدها النظام بتقديم قائمة جديدة من الصور المرتبة للمستخدم. تستمر هذه العملية في التكرار إلى أن يصل المستخدم لحالة الرضا عن قائمة الصور المسترجعة.

تساعد هذه الطرق للتغذية العكسية على تخفيف الفرق الدلالي اللفظي بين الخواص المرئية ذات المستوى المنخفض والخواص الدلالية ذات المستوى المرتفع، حيث إنها تسمح لأنظمة الـCBIR أن تتعلم مفاهيم المستخدمين عن الصور.في العادة يتعامل خوارزم التعليم مع عينات تدريبية صغيرة (في العادة أقل من ٢٠ لكل دورة فعالية)، وعدم تطابق في عينات التدريب (القليل من الأمثلة السالبة يتم تغذيتها عكسيا في العادة للنظام)، ومتطلب بأن يكون النظام سريعا بما فيه الكفاية ليدعم المستخدم في الزمن الحقيقي[33 ,32]. تشتمل خوارزمات التغذية العكسية ذات العلاقة على ما يلي:

- الخوارزمات الجينية [34].
- طرق التعلم اعتماداً على الأوزان [35].
- طرق البايز Bayesian الاحتمالية [36].
- ماكينات الدعم الاتجاهي[37]support vector machines, SVMs.

(٤،١،٢) خواص الصور في الاسترجاع المعتمد على المحتويات

من الواضح أن الأساس وراء إطار الـCBIR يكمن في استخلاص الخواص، التي تحتوي خواص كمية للصور والمحسوبة بطريقة آلية، والتي ستستخدم في تمييز محتويات الصور.جوهريا، يُمكن تصنيف خواص الصور إلى: (١) خواص بصرية عامة، و (٢) خواص دلالية محددة المجال. تشتمل الخواص البصرية العامة على معلومات أولية عامة عن الصورة ترجع إلى مكونات وتكوين الصورة، مثل اللون، والنسيج، والشكل، والعلاقات المساحية.على الجانب الآخر فإن الخواص الدلالية المحددة المجال تعتمد على التطبيق وتتكون أساساً من معلومات ملخصة تعود على معنى أي صورة، وتصف محتويات دلالية في الصورة ذات مستوى عالي وفي مجالات مخصوصة.

سنقدم في هذا الجزء باختصار للخواص البصرية العامة التي يُمكن استخدامها في معظم تطبيقات الـCBIR.يُمكن للقراء الرجوع إلى المراجع [29 ,14 ,12 ,10-8] للمراجعة التفصيلية عن استخلاص الخواص البصرية.يُمكن أيضاً تصنيف الخواص البصرية العامة إلى: (أ) خواص بصرية طبيعية، مثل الشكل والعلاقات المساحية، و (ب) خواص مساحية هندسية، مثل الشكل والعلاقات المساحية. (الخواص الدلالية المحددة المجال التي يُمكن الحصول عليها إما عن طريق التعليقات النصية وإما عن طريق خطوات استدلالية مركبة معتمدة على المحتويات البصرية للصورة، سيتم تغطيتها في الجزء (٤،٤)، والذي سيركز على تطبيقات المجال الطبيلـ CBIR).

(٤،١،٢،١) اللون

يعتبر اللون من أكثر الخواص البصرية العامة المتكررة الاستخدام في الـ CBIR نتيجة ثباتها بالنسبة لتغير أبعاد الصورة، وتحويلها، ودورانها، ونتيجة قيم مركبات اللون الثلاث (مثلاً، الأحمر/الأخضر/الأزرق RGB، ودرجة اللون/التشبع/القيمة HSV) التي تجعل مقدرتها التميزية متقدمة عن اللون الرمادي الواحد للصور [8, 9, 13]. هناك العديد من خواص اللون تم استخدامها في الـCBIR مثل:

- الرسم البياني اللوني (هستوجرام): وهذا يعتبر من أكثر التعبيرات اللونية فعالية وهو توزيع لعدد البكسلات في كل كمية لون في الثلاث مركبات المختلفة للون [38, 39].
- عزوم اللون: وهو تعبير مدمج جداً عن اللون، مع أول ثلاثة عزوم منخفضة الدرجة (المتوسط mean، والتفاوت variance، والانحراف skewnwss) لكل مكونلوني[26, 40].
- متجهات تماسك أو توافق اللون color coherence vectors, CCVs: تضمين المعلومات المساحية في هستوجرام اللون (تحسين الهستوجرام) [41].
- مخطط علاقات اللون color correlogram: وصف لوني يميز كل من توزيع اللون على البكسلات والعلاقات المساحية لأزواج الألوان [42].
- HDS-S (درجة اللون/الفرق/المجموع -الهيكل hue/diff/sum- structure): وصف هيكليلوني للحصول على اللون الموضعي لهيكل الصورة اعتماداً على الفراغ اللونيMPEG-7 HMMD (درجة اللون – أقل قيمة – أكبر قيمة – الفرق) (انظر الجزء ٤.٢.١).

(٤،١،٢،٢) النسيج

يعتبر النسيج خاصية بصرية مميزة قوية تم استخدامها بكثرة في التعرف على الأنماط وفي الرؤية بالحاسب لتحديد النماذج البصرية ذات الخواص المتجانسة التي لا يُمكن أن تنتج من وجود لون واحد فقط أو كثافة واحدة فقط [45]. يوجد النسيج تقريباً في أي مكان في الطبيعة. إن حجم مساحة الصورة وعدد المستويات الرمادية الأولية التي يُمكن تمييزها والعلاقات المساحية بينها، كلها عناصر متعلقة ببعضها وتميز النموذج النسيجي[10]. من الخواص النسيجية الشائعة الاستخدام ما يلي:

- مصفوفات المشاركة في الحدوث، مع ١٤ واصفاً للحصول على اعتمادية المستويات الرمادية [46].
- خواص تامورا Tamura features مع ٦ مركبات نسيجية بصرية مصممة تبعا لدراسات سيكولوجية للاستقبال البشري للنسيج [47].
- مصفوفات المدى السيارrun-length matrices، لتحديد خشونة النسيج في اتجاهات محددة [48].

openkanal.com

- معاملات التحويل المويجيwavelet transform coefficients ، وهي تمثل الخواص الترددية للنماذج النسيجية ، بما في ذلك التحويلات المويجية الهرمية الهيكل والشجيرية الهيكل [49, 50].
- مرشحات جابور Gabor filters ، حيث يُمكن استخدامها لاكتشاف التعديل في اتجاه وأبعاد الحواف وكذلك الشرائط أو الخطوط [51, 52].
- تحاليل ولد Wold decomposition ، وهي توفر خواص حسية بثلاثة مكونات: التناغم (التكرارية)، والاتجاهية ، وعدم التحديدية (العشوائية) [53, 54].
- مجال ماركوف العشوائيMarkov random field, MRF[55-57].
- طيف القدرة لفورير [58].
- الأبعاد الكسرية fractal dimensions[59].
- تحليل المكونات الأساسية غير المتغيرة بالإزاحة shift invariant principle component analysis, SPCA[60].

(٤،١،٢،٣) الشكل

يُمكن استخدام الشكل لتمييز جسم أو منطقة كشكل هندسي متكامل المعنى؛. بالنسبة للبشر، فإن إدراك الشكل يعني الإلمام بالمكونات أو العناصر البارزة أو المميزة للجسم أو المنطقة [10]. لذلك، فإن العناصر الشكلية في أي صورة تكون عادة ممثلة بعد تقسيم هذه الصورة إلى أهداف أو مناطق. نتيجة الصعوبة في التقسيم الآلي الشامل للصورة [13]، وتعدد الطرق التي يُمكن بها إسقاط الهدف الثلاثي البعد إلى شكل ثنائي البعد في الصور الثنائية الأبعاد، فإن الـCBIR المعتمد على الخواص الشكلية يعتبر واحدة من المهام الصعبة، وكانت محدودة على تطبيقات معينة يكون فيها الهدف أو المنطقة متاحا أصلا [14]. على العموم فإن، طرق التعبير عن الأشكال تقع تحت صنفين عريضين: (١) الاعتماد على المحيط أو الحواف، و (٢) الطرق المعتمدة على المنطقة. الطرق المعتمدة على المحيط أو الحواف تعمل على المحيط الخارجي للشكل، وتشتمل واصفات الشكل في هذا الصنف على ما يلي:

- واصفات فورير التي تصف شكل أي جسم عن طريق تحويل فورير لمحيطه أو حوافه [61, 62].
- دالة دوران لمقارنة المضلعات المحدبة والمقعرة [63].
- طريقة العناصر المحددة finite element method, FEM مع مصفوفة الصلابة والمتجهات الذاتية eigenvectors[64].
- فراغ الانحناء البعديcurvature scale space, CSS[65, 66].
- إحصائيات طول الوتر [67]
- تشفير السلسلة [68].

obeikandi.com

- إحصائيات زاوية الشعاع beam angle statistics, BAS[69].
- الواصف المويجي[70].

تستخدم واصفات الشكل عامة في الطرق المعتمدة على المنطقة، والتي تشتمل على ما يلي:

- العزوم الثابتة، مجموعة من العزوم الإحصائية المعتمدة على المنطقة [71, 72].
- عزوم زيرنيك Zernike moments[73].
- واصفات الشكل [74].

(٤،١،٢،٤) العلاقات المساحية

في العادة تمتلك العلاقات المساحية بين العديد من الأهداف أو المناطق الجزء الأساسي من المعلومات عن محتويات الصورة [10, 13] وتكون مفيدة جداً في استرجاع الصور والبحث عنها.يُمكن تقسيم العلاقات المساحية إلى (١) علاقات اتجاهية، و (٢) علاقات طبولوجية (متعلقة بالتضاريس).تحتوي العلاقات الاتجاهية على المواضع النسبية للمجسمات بين بعضها البعض مثل، اليسار، وفوق، وأمام، ويتم حسابها في العادة من خلال مراكز المجسمات أو مراكز ثقلها. تصف العلاقات الطبولوجية التجاور والحدوث أو التأثير بين الأشياء بعضها البعض، مثل، عدم الاتصال، والتجاور، والتداخل، ويتم حسابهاعن طريق أشكال المجسمات. الطريقة الأكثر استخداما لوصف العلاقات المساحية هي طريقة مخطط العلاقات المميزة attributed relational graph, ARG[75, 76]والتي يتم فيها تمثيل المجسمات بمخطط عقدي، والعلاقات بين المجسمات عن طريق أقواس أو وصلات بين هذه العقد. من الطرق الأخرى المعروفة جيداً، طريقة السلسلة ثنائية البعد،التي تعتمد على نظرية الإسقاط الرمزي وهي تسمح بالترتيب ثنائي البعد لمجموعة من المجسمات التي يتم تشفيرها في صورة هيكل تتابعي[77]. بالإضافة لطرق الـARG والسلاسل ثنائية البعد، هناك طريقة الشجيرات الرباعية المساحية [78] وطريقة الصور الرمزية [79]التي تستخدم أيضاً للتعبير عن العلاقات المساحية.

(٤،١،٣) استرجاع الصور المعتمد على المحتوى في المجال الطبي

في الطب، تكون معظم الصور الطبية المكتسبة حالياً مخزنة مع وصف نصي محدود جداً لمحتويات هذه الصور. مع تطور واتساع قواعد البيانات أصبح هذا الوصف النصي المحدود والبسيط غير مناسب للبحث في هذه الصور والاسترجاع منها. وبالتالي؛ فإن معلومات تشخيصية مهمة في قواعد البيانات تظل غير مستخدمة وتزداد الحاجة لذلك مع طرق الاسترجاع الفعالة التي يُمكن أن تمنع الاستفادة من الخبرة الموجودة في قواعد البيانات هذه[80].في أجزاء سابقة من هذا الفصل، اتضح أن الـCBIIR يعتبر بديلا عمليا لاسترجاع الصور المعتمد على النص، مع المقدرة على البحث عن الصور اعتماداً على قياسات مقارنة الصور مع خواص بصرية أو مساحية يُمكن أن تتوافق

مع الطريقة البشرية في الحكم أو المقارنة. ولذلك، فإنه من الطبيعي جداً تطبيق الـCBMIR عن طريق استرجاع الصور الطبية تبعا لخواص الصورة الخاصة بمجال هذه الصورة مما يحقق طريقة بديلة ومكملة لطريقة الاسترجاع العادي المعتمد على النص.

إن المميزات الواعدة في الـCBMIR تتراوح من دعم القرار الإكلينيكي حتى التعليم والبحث الطبي[6]. لقد اتضح من المعرفة الإكلينيكية أن الخواص البصرية للصور الطبية يكون لها تأثير قوي على التشخيص [81]. لذلك فإن التشخيص عن طريق مقارنة الصور الطبية السابقة والحالية المصاحبة للحالة المرضية أصبحت واحدة من الطرق الأساسية في الطب المعتمد على المسببات أو الطب المعتمد على الإثبات [7]، بينما تكون عملية دعم القرار الإكلينيكي مهمة لإيجاد صور أخرى لنفس المنطقة التشريحية لنفس المرض [6].يُمكنلل CBMIR أن يساعد في هذا التشخيص بالطرق التالية: بعد ملاحظة علامات غير طبيعية في الصورة المفحوصة،يُمكن للطبيب أن يستعلم من قاعدة بيانات لمثل هذه الحالات المعروفة ويستدعي صوراً (والنصوص المصاحبة لها) تحتوي على مناطق لها خواص مثل خواص الصورة المعنية. بمعرفة الأمراض التي تتوافق مع خواص المنطقة المعنية،يُمكن للطبيب أن يتأكد أكثر عن طريق توسيع هذا التشخيص ليشمل الحالات المرضية التي لم تؤخذ في الاعتبار من قبل. هنا، يلعب الـCBMIR دور الدليل الداعم المهم من الحالات المعروفة مسبقاً، مدعما الطبيب بمجموعة من الأمثلة القريبة من حدود القرار الذي سيتخذه مع علامات النوع الصحيح لهذه الأمثلة.يُمكن أيضاً للممارس القليل الخبرة أن يستفيد من هذه الخبرات الخاصة بالصور المرجعية، إذا كانت متشابهة بصرياً، بحيث تلعب دور الاستشاري الخبير [84-82].يُمكن أيضاً استخدام الـCBMIR لتقديم الحالات التي لا تكون فقط متشابهة في التشخيص، ولكنها أيضاً متشابهة في المظهر، وفي بعض الأحوال يكون هناك تشابه بصري ولكن التشخيص مختلف.ولذلك؛ فإنه قد يكون من المفيد كأدوات تدريبية لطلاب الطب،والمقيمين، والباحثين أن يستكشفوا في الإنترنت ويبحثوا عن مجموعات كبيرة من الصور المتعلقة بالأمراض باستخدام هذه السمات أو الخواص البصرية [6]. إن نجاح الـCBMIR سيفتح العديد من وجهات النظر الجديدة والبحوث الطبية، مثل تتبع الأمراض، والتشخيص التفاضلي، والتخطيط للجراحات بدون تدخل، والتدريب الإكلينيكي[85].

على الرغم من التحديد الواضح للاحتياجات، إلا أن تطوير أنظمة الـ CBMIR يضع العديد من التحديات بالمقارنة مع الـCBIR للصور العامة، ويتطلب فهما جيدا للمتطلبات الطبيعية للصور الطبية. فيما يلي سنوضح الطرق التي يكون فيها هذا الفهم مهما جداً[88-85 ,5 ,2]:

١ - بيانات الصور الطبية تكون غير متجانسة في طريقة تجميعها، وتوزيعها، وفي طريقة عرضها. هذه الصور يتم اكتسابها من أنظمة مختلفة وفي أوضاع مختلفة من حيث الوضع، والتحديدية، والتباين، ونسبة الإشارة

للضوضاء.حتى في داخل نظام التصوير الواحد فإن ضبط عملية التصوير عن طريق الفني قد يؤدي إلى صور مختلفة بدرجة كبيرة، فمثلاً من الممكن استخدام مسح الرنين المغناطيسي لاكتساب معلومات مختلفة تماماً في التشريح والوظيفة، أو مسح تصويري عن طريق الانبعاث البوزيتروني PET أو المسح السطحي بالحاسب بالفوتون الواحد SPECT يُمكن استخدامهم في دراسات مختلفة للأعضاء وبأوضاع مختلفة لهذه الأجهزة.يُمكن للمستشفي أن تنتج الآلاف من الصور المتنوعة في اليوم الواجد من الأنظمة المختلفة وللدراسات الإكلينيكية المختلفة. عملية الاسترجاع من هذه الصور غير المتجانسة يكون غاية في التعقيد بالمقارنة مع استخدام نظام تصويري واحد، كما أن طرق الـCBIR الموجودة تتعامل بصعوبة مع خواص كل هذه الصور الطبية.

٢ - الصور الطبية، ما عدا الصور النسيجية، والجلدية، وصور المنظار، والصور الملونة للسان، تكون صور شدة فقط ممثلة في المقياس الرمادي.وحيث إن الخواص اللونية تستخدم عادة في الـ CBIR لذلك فإنها لا يُمكن تطبيقها في مثل هذه الأحوال.

٣ - تكون الصور الطبية في العادة ذات تحديدية منخفضة وبها ضوضاء عالية؛ ولذلك فإنها تكون صعبة التحليل آليا لاستخلاص الخواص المرئية.

٤ - العديد من الأعضاء البشرية تكون من الأنسجة الناعمة أو من الأجسام غير الصلبة، كما أن الأنسجة المريضة لا يكون لها شكل منتظم ولا تكون هناك حدود واضحة بينها وبين الأنسجة السليمة؛ ولذلك فإن التجزئ الآلي لهذه الأجزاء أو الأعضاء المريضة يكون صعب التحقيق.

٥ - جزء كبير من الصور الطبية تكون لتشريح بشري، والذي هو عبارة عن كيان ثلاثي الأبعاد؛ ولذلك فإنه يكون به معلومات إضافية ليست متاحة في التصوير ثنائي البعد. ولذلك؛ فإنه يكون من المطلوب خطوات تسجيل إضافية للصور قبل تنفيذ المقارنة على الصور الحجمية وعلى استخلاص الخواص من الصور.

٦ - إن مراحل بدء المرض وعرض التقدم المرضى على مدار الزمن للمريض تكون أساسية لأخذ قرار التشخيص والعلاج ولإنتاج تقييم على المدى الطويل لاتباعه.إن نظام الـ CBMIR يكون مطلوباً ليكون لدينا المقدرة على تحديد وتتبع العلاقات الزمنية في مجموعات الصور الطبية للمريض المأخوذة في فترات زمنية مختلفة، مع التاريخ الطبي لهذا المريض.

٧ - إن التعامل بعناية مع الصور الطبية يكون مطلوباً نتيجة مواضيع تخص خصوصية المريض وبعض القيود القانونية الأخرى. مثل هذه السرية والحواجز الإدارية تعوق البحث في الـCBIR داخل أو خلال المجال الطبي[85].

في السنوات الأخيرة تم تطوير طرق مختلفة من الـCBMIR وتم استخدامها وتكاملها أساساً في نماذج أولية بحثية. كنظرة موسعة، فإن هذه الطرق الاسترجاعية يُمكن تصنيفها إلى أربعة أصناف تبعا لخواص الصور الأساسية:

- الاسترجاع المعتمد على الخواص المرئية الطبيعية مثل اللون والنسيج.
- الاسترجاع المعتمد على خواص هندسية مساحية مثل الشكل، والأحجام ثلاثية الأبعاد، والعلاقات المساحية.
- الاسترجاع بالربط بين الدلالات والخواص المرئية، بما في ذلك طرق تفسير الدلالات اللفظية المرضية والطرق المعتمدة على النموذج الهندسي.
- الاسترجاع المعتمد على خواص الوظائف الفسيولوجية مثل التمثيل الديناميكي للجلوكوز في المخ البشري.

تفاصيل هذه الطرق سيتم تناولها في الأجزاء القادمة.

(٤،٢) استرجاع الصور الطبية المعتمد على المحتوى عن طريق الخواص المرئية الطبيعية

(٤،٢،١) الاسترجاع المعتمد على اللون

كما ذكرنا من قبل في الجزء (٤.١.٢) فإن اللون هو أكثر الخواص المنخفضة المستوى التي استخدمت بكثافة في الـCBIR. على الرغم من ذلك، وحيث إن معظم الصور الطبية تكون صور كثافة أو شدة إضاءة فقط فإنها تحمل معلومات أقل من الصور الملونة، فإن الاسترجاع المعتمد على اللون سيكون قابلاً للتطبيق على الصور الطبية المعتمدة على التصوير الضوئي، حيث يكون اللون خاصية ضمنية فيها وأي تغيير في اللون لأي عينة من العينات الطبيعية يكون له معنى طبي مهم [4, 89]. الصور الطبية التي يُمكن أن تستخدم في الـ CBMIR المعتمد على اللون تشتمل على ما يلي:

- الصور النسيجية.
- الصور الجلدية.
- صور المناظير.
- صور اللسان، والذي يتم عليه ضبط طرق العزوم اللوني والهستوجرام اللوني.

يتم أخذ الصور النسيجية عن طريق الميكروسكوب الضوئي ويُمكن استخدامها لمساعدة الطبيب الشرعي لملاحظة وتحليل التفاصيل الدقيقة لخلايا النسيج الحيوي. مثل هذه الصور تكون لها بصمة لونية خاصة تحددها، بما في ذلك التغيرات الدقيقة في اللون مثل اليرقان، والاحتقان، والاصطباغ، والنضح أو التحلب والنزيف [4, 90].في

مرجع Mattie et al [80] تم حساب الكثافة الضوئية المتوسطة والعزوم اللوني للمكونات RGB كل على حده وذلك للسيتوبلازم، والنواة، والنويات، وتم ضبطها كواصفات للألوان الموضعية المحددة في نظام استرجاع صور الخلايا المعتمد على المحتويات. كواصف أساسي للون، فإن هستوجرام توزيع اللون تم استخدامه في استرجاع صور النسيج الخلوي لسرطان الثدي[91]، وصور شرائح الخزعة (أو العينات الحية) [92]، والصور الميكروسكوبية المرضية للبروستاتا، والكبد، والقلب [93].في المرجع Tang et al [94]، تم تطبيق الهستوجرام للألوان الـRGB كخواص غير دقيقة تستخدم في تقسيم صور القناة الهضمية gastrointestinal, GI النسيجية ذات التحديدية العالية. حيث إن الخواص اللونية في صور الأنسجة الملونة تكون سائدة خلال هذه الهياكل الخشنة، فإن الهستوجرامات اللونية المستخلصة تجعلها مناسبة جداً للكشف الخشن أو غير الدقيق عن المحتويات الإلكترونية وتحليلها واسترجاعها، وبالذات عندما تكون قاعدة بيانات الصور تحتوي على عدد كبير من الصور ذات التحديدية العالية [97-94].

يعتبر التصوير الجلدي طريقة تسمح بالفحص الميكروسكوبي لأمراض الجلد، ولقد ثبت فعاليتها كأداة لتحليل الالتهاب الجلدي الحمامي[98]، وتقييم حالات الجروح [99]، والكشف المبكر عن سرطان الجلد [100]. يتم الحصول على اللون الجلدي عن طريق الربط بين طرق معقدة ويتم استخدامه كمعلومة أساسية في طب الأمراض الجلدية لتفسير خواص المناطق المريضة وعمقها في الجلد [101] في المرجع Rahman et al [100]تم تطوير نظام CBMIR كمساعد تشخيصي لطبيب الأمراض الجلدية للتعرف على سرطان الجلد. لقد تم استخلاص هستوجرام ملون من ٦٤ لوناً يتكون من ٤ صناديق منتظمة التكميم لكل قناة لونية وعزمين لونيين (المتوسط والتباين) من صورة منطقة الجلد المريضة المقسمة، وتم استخدامها كخواص موضعية محددة لاستخلاص التغيرات اللونية.

على الجانب الآخر، فإن صور المنظار يتم أخذها عن طريق إضاءة جهاز يشبه الأنبوبة به كاميرا يتم وضعه في القناة الهضمية لرؤية الأشياء الغير طبيعية مثل النزيف الدموي، والنمو السرطاني، والتقرحات [102]. لقد تم أخيراً تقديم نظام استرجاع لصور المنظار بالاعتماد على المحتويات CBEIR باستخدام التقسيم اللونيإلى فصائل في المرجع Xia et al [103]. لتقليل حساسية اللون للضوضاء وأبعاد الهستوجرام اللوني، وبافتراض أن صور المناظير تحتوي عادة على القليل فقط من الألوان المسيطرة (مثل الأحمر، والأصفر، والبمبي) وأما الفراغ اللونيHSVفيكون أقرب ما يكون للإدراك البشري، فإن صور الـRGB الملونة ذات الـ٢٤ بتاً يتم تحويلها إلى الفراغ اللونيHSV، حيث يتم تكميم مركبات الـHSV بانتظام إلى ستة، وأربعة، وثمانية مستويات على التوالي ؛ ولذلك فإن الخواص اللونية لصور المناظير يُمكن تمثيلها بهستوجرام مقسم إلى ١٩٢ صندوق (٦×٤×٨). لقد قدم المرجع [104] نظاماً لتحليل صور المناظير معتمدا على نموذج لوني محدد المجال والتغيرات اللونية لصور مناظير المعدة للكشف عن واسترجاع المناطق غير الطبيعية مثل مناطق السرطان المبكر في المعدة والتغيرات الالتهابية في المناطق

المحيطة بسبب الحمرة، أو التآكل، أو الحؤول المعوي، أو التهاب المعدة الضموري[105 ,104]. حيث إن معظم صور المناظير تكون بها حمرة نتيجة تأثير الهيموجلوبين (صبغة سائدة في الغشاء المخاطي المعدي)، فإن الألوان التفصيلية لصورة المنظار يُمكن تحديدها عن طريق كمية الهيموجلوبين، بمعنى توزيع التدفق الدمويفي الغشاء المخاطي باستخدام IHb (فهرس للهيموجلوبين index of hemoglobin) [106, 107].يُمكن حساب الـIHb من قيم قنوات الـ RGB الأصلية (Vr، Vg و Vb) [107]: {IHB=32{log2(Vr/Vg)} ويتم استخدامه كخاصية لونية وحيدة لصور المناظير في القناة الهضمية.

بالمثل، فإن Tjoa and Krishnan [108] قد اقترحا طريقة جديدة لاستخلاص الخواص اللونية لتصنيف حالة القولون من صور منظار القولون. عموما، تحتوي صور منظار القولون على العديد من المعلومات الغنية المصاحبة للأمراض المختلفة، مثل:

١ - الورم الخبيث يكون عادة متورماً وملتهباً، والالتهاب يكون عادة محمراً وأكثر خطورة في لونه عن المناطق المحيطة.

٢ - الأورام الحميدة تكون أقل في الكثافة أو الحدة اللونية.

٣ - الاحمرار قد يحدد نزيفاً.

٤ - السواد من الممكن معاملته كدليل على بقع نتيجة المسهلات.

٥ - الأخضر قد يعني وجود مواد برازية.

٦ - الأصفر يتعلق بتكون الصديد [108].

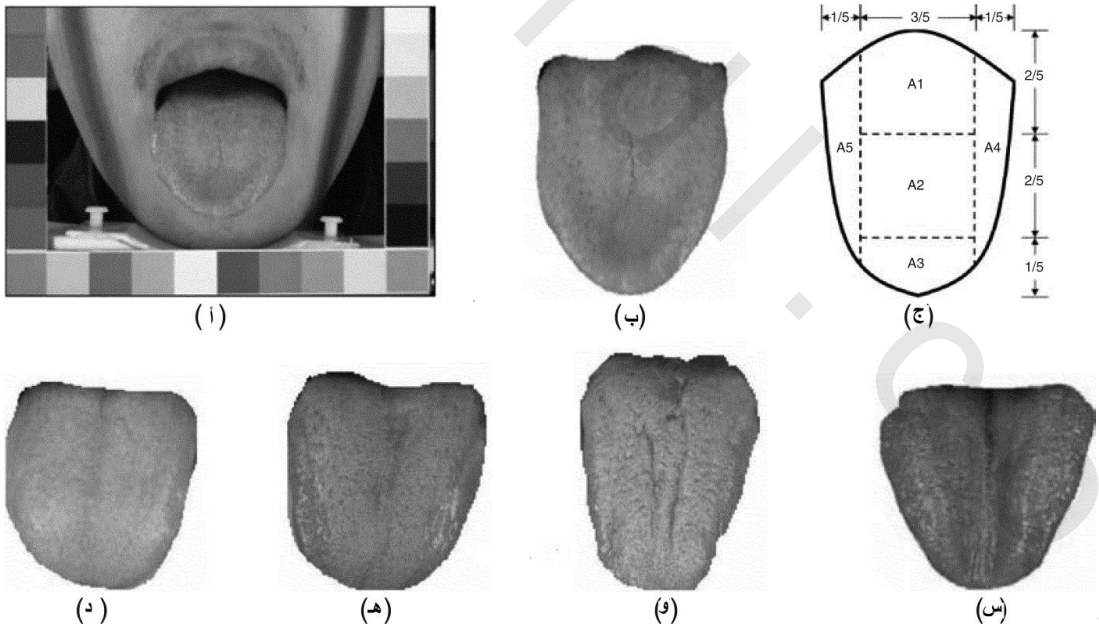
اعتماداً على هذه الخواص، فإن بعض الخواص الموضعية يتم استخلاصها من الهستوجرام اللوني وغير اللوني للصور. يتم اختيار قيمة تشبعية صغرى وأخرى كبرى في منطقة الاهتمام لاستخلاص المعاملات الكمية في هستوجرام كل صورة.يُمكن تحديد الخواص كما يلي:

$$\beta_c = \sum_{i=L_1}^{L_2} Hist_c(i) / \sum_{i=0}^{L-1} Hist_c(i)$$ المعادلة رقم (٤.١)

حيث β_cهي مجموعة خواص لونية لمكونات الصورة المختلفة C={I(Intensity), R(Red), G(Green), B(Blue), H(Hue), S(Saturation)}، و $Hist_c(I)$ هي مقدار الهستوجرام عند المستوى i لمركبة لونية معينة C، و Lهي عدد المستويات الرمادية، و L1 و L2 هما القيمة التشبعية الصغرى والكبرى على التوالي في هستوجرام المنطقة [108].

تشخيص اللسان، أو بمعنى آخر فحص اللسان، يعتبر واحدة من أهم الطرق التقليدية في الطب الصينيtraditional Chinese medicine, TCM، حيث يقوم الطبيب بصرياً بفحص اللون والخواص الأخرى لمادة

وقشرة اللسان. لقد ثبت أن هذه الطريقة بسيطة وغير تدخلية وقادرة على تحديد حالة الجسم وأعراضه للمرضى، كما يُمكن دمجها مع ثلاث طرق تشخيصية أخرى TCM وهي السمع/الشم، والاستفسار، والجس لتحديد المرض الحقيقي أو القصور عند المريض [111-109 ,89]. وعلى ذلك، فإن التشخيص اللساني في الـTCM يعتمد في العادة على مقدرة الرؤية البشرية للطبيب على التمييز بين تفاصيل اللون. هناك عوامل متعلقة بالبيئة المحيطة مثل الفروق بين مصادر الإضاءة، والإضاءة المحيطة التي قد تؤثر على الطبيب عند التشخيص الدقيق من خلال ملاحظة اللسان. ولذلك؛ فإنه من الضروري بناء نظام حاسوبي لتمييز اللسان للحصول على اللون الحقيقي لصور اللسان الذي لا يتغير بتغير الإضاءة، والذي يدعم التحليل الآلي لخواص اللسان [113-111]. لقد تم إنشاء العديد من أنظمة التشخيص اللساني أخيراً لدعم أخذ صور اللسان، ومعالجتها، وتحليلها، وتخزينها، واسترجاعها لكي تكون وسيلة مساعدة تشخيصية وموحدة قياسيا وآلية لتشخيص اللسان [118-114 ,111]. المكون الأساسي في مثل هذه الأنظمة يشتمل عادة على كاميرا نبائط ربط الشحنة chare coupled device CCD، ومصدر ضوئي قياسي، وصندوق شبه مغلق مع دعامات للوجه والرأس، ونظام حاسوبي مع أدوات لمعالجة الصور وقاعدة بيانات للصور. بعض عينات من صور اللسان التي تم أخذها من هذه الأنظمة موضحة في الشكل رقم (٤,٢) [120 ,119 ,111].



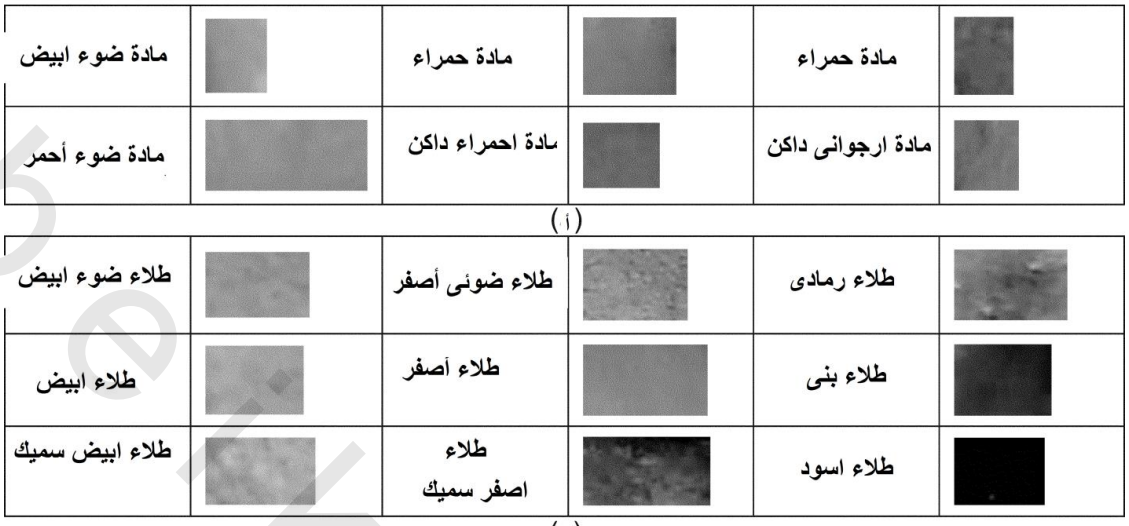
الشكل رقم (٤،٢) أمثلة على صور اللسان بعد المعيرة اللونية. (أ) الصورة الأصلية للسان مع أعمدة اللون القياسية لمعايرة اللون. (ب) صورة مجزأة لجسم اللسان. (ج) تجزىء اللسان إلى خمسة أجزاء تبعا للحالة الصحية للأعضاء المختلفة. (د) لسان باللون الأحمر الخفيف مع غطاء أبيض. (هـ) لسان لبنى غامق مع طبقة بيضاء خفيفة (و) لسان أبيض خفيف مع طبقة صفراء سميكة. (س) لسان أحمر غامق مع طبقة غطاء بنى. (إذن من prof. L. S. Shen جامعة بيجنج التقنية بالصين)

تبعا للأساسيات العامة للـ TCM فإنه يُمكن تقسيم مساحة اللسان إلى خمسة مناطق جانبية كل منها تقابل الحالة الصحية للأعضاء المختلفة لجسم الإنسان كما هو موضح في الشكل رقم (٤.٢ج): المنطقة A1تُسمى (الجذر root)، و A2تُسمى (الوسط/المركز middle/center)، وهما تمثلان الحالة الصحية للمعدة والطحال و A3هي المقدمة tipوهي تقابل الحالة الصحية للقلب والرئة، والمنطقة A4 (الجانب الأيمن) و A5 (الجانب الأيسر) توضحان المعلومات الصحية عن الكبد والمثانة [111, 117].

بمعلومية حقيقة أن هناك تغيرات كثيرة في ألوان مادة اللسان والطبقة المبطنة له، فقد تم وضع ١٥ صنفاً من الألوان يُمكن من خلالها استخلاص الخواص اللونية كما في[111] Shen et al. لقد تم تقسيم ألوان مادة اللسان إلى ست فصائل مختلفة كما في الشكل رقم (٤.٣أ)، بينما الطبقة المغطاة فقد تم تقسيمها إلى تسع فصائل مختلفة كما في الشكل رقم (٤.٣ب) [111, 119].اعتماداً على المناطق الجانبية A1 حتى A5 والـ١٥ صنفا من الألوان، فإن الخواص اللونية الموضعية لصور اللسان يتم استخلاصها عن طريق تقدير توزيع المادة (والطبقة المغطاة) لكل صنف لوني في كل منطقة جانبية في مساحة اللسان المقسمة، حيث تم استخدام ذلك في التحليل والاسترجاع في نظام جهاز تحليل صور اللسان tongue image analysis instrument, TIAI.

بالإضافة لذلك، فإنه للحصول على الخواص اللونية التي تقابل وتتطابق مع النظرة البشرية، فقد تمت إعادة إنتاج لألوان الصور عند الاكتساب والنقل والعرض [121]. من بعض الأنظمة الأخرى المستخدمة في تحليل صور اللسان واسترجاعها ما يلي:

- نموذج حسابات اللسان tongue computing model, TCoM لتشخيص التهاب الزائدة الدودية appendicitis باستخدام ٢٢ قياساً في أربعة فراغات لونية (RGB, CIE Y xy, CIE Luv, CIE Lab) مع العزمين اللونيين (المتوسط والتفاوت) للمناطق الجانبية المختلفة من مساحة اللسان [114].
- نظام تشخيص اللسان المعتمد على الرؤية باستخدام القيمة المتوسطة لألوان الـRGB الموضعية (حجم البلوك) [115].
- نظام دعم تشخيص اللسان المعتمد على علامات اللون المكممة [116].
- نظام فحص اللسان المحوسب computerized tongue examination system, CTES باستخدام الاسترخاء اللوني وحدود القرار للفراغ اللوني[117]HSV.
- نظام فحص اللسان الرقميDigiTIS digital tongue inspection system, المعتمد على هستوجرام الألوان RGB[118].



الشكل رقم (٤،٣) عينات لصور من ١٥ صنفاً لونياً مختلفاً: (أ) ستة أصناف لونية لمادة اللسان، (ب) تسعة أصناف لونية لطبقة الغطاء.

بالنسبة للـ CBMIR العام، بمعنى، استرجاع الصور الطبية المتغيرة من أنظمة التصوير المختلفة، بما في ذلك الصور الطبية الملونة السابقة، فإن الاسترجاع المعتمد على اللون يكون حيوياً أو ضرورياً، ويحتاج لأن ينضم إلى النظام. لقد استخدم المرجع [122] تكميماً للفراغ اللونيHSV مع ستة لفارق اللون Hue وثلاثة للتشبع saturation وثلاث قيم لاسترجاع الصور الطبية الملونة في الـ CasImage[123].على الجانب الآخر فقد اقترح Howarth et al [43] واصفاً جديداً لهيكل الألوان، HDS-S انظر الجزء (٤،١،٢،١)، لاسترجاع الصور الطبية المتغيرة من مجموعة الـImageCLEFmed [124].في نموذج اللون HMMD، تكون مركبة درجة اللون hue من النموذج HSV، والمركبة الكبرى والصغرى مأخوذتين من القيمة الكبرى والصغرى على التوالي في النموذج RGB. المركبة diff مأخوذة من الفرق بين القيمة العظمى والصغرى.اعتماداً على النموذج MPEG-7 القياسي[44]، فإن الفراغ HMMD تم تقسيمه إلى كميات غير متساوية مكونة من ١٨٤ صندوقاً أو عموداً في الثلاثة مكونات من الفراغ اللونيHDS (hue, diff, sum). بعد ذلك تم استخلاص هيكل الواصف اللونيHDS-S من هستوجرام النموذج HDS المكمم اعتماداً على نافذة منزلقة مساحتها ٨×٨ بحيث يكون كل صندوق لوني محتوياً على عدد مواضع النوافذ التي يكون لها على الأقل بكسل واحدة تقع في الصندوق الذي يتم التعامل معه. حيث إن طريقة الـ HDS-S يُمكنها أن تفرق بين الصور التي لها نفس التوزيع اللوني العام، ولكنها تختلف في الهيكل اللوني الموضعي، فإنها من الممكن أن تكون مفيدة في استرجاع الصور الطبية الملونة التي تكون لها سمة لونية عامة متشابهة، ولكنها تختلف في الهيكل اللوني المقابل لمحتويات الصور الضمنية [43].

(٤،٢،٢) الاسترجاع المعتمد على النسيج

معظم الصور الطبية التي يتم اكتسابها وعرضها في النظام الرمادي تكون نسيجية بدرجة كبيرة ؛ وبالتالي فإن فحص الصور الطبية يتطلب عادة تفسيرا للمظهر النسيجي، بمعنى تغير الشدة الموضعية، اعتماداً على الخواص النسيجية المختلفة مثل النعومة والخشونة والانتظام والتجانس [1, 125].حيث أن التركيب النسيجي تكون له مثل هذه الأهمية المميزة، فقد أصبح واحدة من الخواص الشائعة الاستخدام في تحليل الصور الطبية، وتصنيفها، واسترجاعها [1, 6, 126]. من ضمن الواصفات النسيجية المختلفة المقدمة في الجزء (٤.١.٢) فقد تم اعتماد مصفوفات الحدوث المتشارك ومرشحات جابور في الـ CBMIR.

إن طريقة مصفوفات التشارك المعروفة لتمثيل الخواص النسيجية تقوم باستكشاف الاعتمادية المساحية للمستوى الرمادي النسيجي للصورة عن طريق تكوين مصفوفات تشارك اعتماداً على الاتجاهات المختلفة والمسافات بين بكسلات الصورة واستخلاص إحصائيات مفيدة من هذه المصفوفات كتمثيل لنسيج الصورة [8].في طريقة مصفوفات التشارك، بمعلومية المسافة d عند زاوية اتجاه معين θ، و $p_{(d,\ \theta)}(l_1,\ l_2)$، فإن المعاملات $(l_1,\ l_2)$ للمصفوفة المقابلة $P_{(d,\theta)}$ هي عدد المشاركات أو احتمالية الذهاب من المستوى الرماديl_1 إلى مستوى رمادي آخر l_2 مع مسافة بينية d في اتجاه المحور الذي يصنع الزاوية θ مع المحور x. إذا كان عدد المستويات الرمادية المميزة في الصورة التي تم تكميمها هو L، فإن مصفوفة المشاركة سيكون حجمها هو LxL.يُمكن زيادة الكفاءة الحسابية عن طريق تقليل صناديق المستويات الرمادية، وهي طريقة بسيطة يتم فيها قسمة كل مدى القيم على كمية صغيرة، وهي عدد الصناديق المطلوبة ؛ وبالتالي تنكمش مصفوفة المشاركة.يُمكن إنشاء مصفوفات مشاركة مختلفة عن طريق تعيين احتمالات المستويات الرمادية اعتماداً على العلاقات المساحية للبكسلات عند الاتجاهات الزاوية المختلفة المحددة ب θ أثناء مسح الصورة تبعا للمسافة d[15, 46, 87, 127]. هذه المصفوفات المتشاركة في الحدوث لا توفر من تلقاء نفسها أي قياسات للنسيج يُمكن استخدامها كواصفات. المعلومات التي في هذه المصفوفات ما زالت تحتاج إلى الاستخلاص كمجموعة من الخواص ؛ وبالتالي فإنه في المرجع[46] Haralick et al تم حساب ١٤ كمية إحصائية من الدرجة الثانية تُسمى خواص Haralickالنسيجية من هذه المعاملات.من أجل السماح بمقارنة الصور ذات الأحجام المختلفة، قبل استخلاص هذه الخواص، فقد تم تطبيع كل مصفوفات التشارك عن طريق قسمة كل معامل في أي مصفوفة على مجموع كل المعاملات. المعادلات المستخدمة في حساب هذه الخواص النسيجية مبينة في الجدول رقم (٤،١).

الجدول رقم (٤،١) خواص Haralick النسيجية.

Feature	Equation	Feature	Equation
F_1: (energy) Angular second moment (ASM)	$\sum_{l_1=0}^{L-1}\sum_{l_2=0}^{L-1}[p(l_1,l_2)]^2$	F_8: Sum entropy	$-\sum_{k=0}^{2(L-1)} p_{x+y}(k)\log[p_{x+y}(k)]$
F_2: Contrast	$\sum_{k=0}^{L-1} k^2 \sum_{\substack{l_1=0\\ \lvert l_1-l_2\rvert=k}}^{L-1}\sum_{l_2=0}^{L-1} p(l_1,l_2)$	F_9: Entropy	$-\sum_{l_1=0}^{L-1}\sum_{l_2=0}^{L-1} p(l_1,l_2,)\log[p(l_1,l_2)]$
F_3: Correlation	$\frac{\sum_{l_1=0}^{L-1}\sum_{l_2=0}^{L-1} l_1 l_2 p(l_1,l_2)-\mu_x\mu_y}{\sigma_x\sigma_y}$	F_{10}: Difference variance	Variance of p_{x-y}
F_4: Sum of squares (variance)	$\sum_{l_1=0}^{L-1}\sum_{l_2=0}^{L-1}\left(l_1-\mu_f\right)^2 p(l_1,l_2)$	F_{11}: Difference entropy	$-\sum_{k=0}^{L-1} p_{x-y}(k)\log[p_{x-y}(k)]$
F_5: Inverse difference moment	$\sum_{l_1=0}^{L-1}\sum_{l_2=0}^{L-1}\frac{1}{1+(l_1-l_2)^2}p(l_1,l_2)$	F_{12}: Information measure A of correlation	$\frac{HXY-HXY_1}{\max\{HX,HY\}}$
F_6: Sum average	$\sum_{k=0}^{2(L-1)} k p_{x+y}(k)$	F_{13}: Information measure B of correlation	$(1-\exp[-2(HXY_2-HXY)])^{1/2}$
F_7: Sum variance	$\sum_{k=0}^{2(L-1)}(k-F_6)^2 p_{x+y}(k)$	F_{14}: Maximal correlation coefficient	$\sqrt{\text{second largest eigenvalue of } Q}$

إن طريقة مصفوفة التشارك التي توفر قوة تميزية كافية للمظاهر النسيجية المختلفة قد تم استخدامها على الدوام في الـ CBMIR[4-6]. لقد افترض Tsang et al [128] نظاماً لاسترجاع الصور اعتماداً على نسيج المناطق التشريحية العادية في دراسات الـCT على الصدر ومنطقة البطن عن طريق استخدام واصفات مصفوفات التشارك المحلية والعامة. لاستخلاص الخواص التي على المستوى العام، فقد تم أولاً تكوين ٢٠ مصفوفة تشارك للصور المجزئة لأربعة اتجاهات مختلفة (θ في الوضع الأفقي تساوي ٠ درجة، و θ في الوضع الرأسي تساوي ٩٠ درجة، والوضعين المحوريين θ تساوي ٤٥ درجة و ١٣٥ درجة) وخمس إزاحات (d=1, 2,3 ,4 ,5).بعد ذلك تم حساب ١٠ من خواص Hralick لكل واحدة من الـ٢٠ مصفوفة.الـ٢٠ قيمة التي تم الحصول عليها لكل خاصية تم أخذ متوسطاتها وتسجيلها كمتجه خاصية معتمدة على القيمة المتوسطة للصورة المقابلة.بالنسبة لاستخلاص الخواص التي على المستوى المحلي (البكسل)، فإن تكوين مصفوفة التشارك كان يعتمد على وضع نافذة جوار حجمها ٥×٥في خلال المنطقة المجزأة بدون وضع الاتجاه والإزاحة، مما يعني مصفوفة تشارك واحدة قد تم إنتاجها لكل بكسل بدلاً من كل اختيار لـ θ و d. ولذلك ؛ فإنه لكل مصفوفة تشارك (لكل بكسل)، فإن نفس مجموعة خواص Haralick يتم حسابها.في المرجع[127] Raicu et al فإن الـ١٠ خواص من خواص Haralick والـ١١ واصف النسيجية المستخلصة عن طريق مصفوفات المدى الطولي[125 ,48] كلها قد تم حسابها وتخزينها في قاموس نسيجي لتصنيف واسترجاع الصور الخاصة بالأنسجة والأعضاء البشرية بما في ذلك العمود الفقري، والقلب، والكليتين، والكبد، والطحال.

في المرجع[129] Orphanoudakis et al، تم حساب العديد من الواصفات النسيجية اعتماداً على طريقة مصفوفات تشارك رمادية مصاحبة لمناطق الاهتمام وتم استخدامها كصور مفتاحية واصفة للمحتويات في نظام الاسترجاع المسمى AttributeMatch لمسحات الرأس في صور الـMRI، مثل،استرجاع وتتبع صور مرض الزهايمر [130].لقد اتضح أيضاً أن واصفات Haralick تكون فعالة في تمييز الخواص النسيجية الضمنية في صور الـCT ذات التحديدية العالية [82].في[131] Felipe et al تم تطوير وسيلة للاستخلاص النسيجي تُسمى TextEx لفهرسة واسترجاع مسحات الـCT والـMRI بالاعتماد على ست واصفات تم استخلاصها باستخدام طريقة مصفوفات التشارك، تحديد الأنسجة المدعمة في المخ، والعمود الفقري، والقلب، والرئتين، والثدي، والسمنة، والعضلات، والكبد والعظام.

بجانب التطبيقات في الاسترجاع المعتمد على النسيج للـ CT والـMRI، فإن طريقة مصفوفة التشارك تم استخدامها أيضاً في استرجاع صور الموجات فوق الصوتية التي تحتوي على العديد من المخططات النسيجية الحبيبية [132, 133]، وصور الثدي ذات الكتل الحميدة والخبيثة [134]،وصور اللسان ذات العديد من المخططات النسيجية عند مناطق جانبية مختلفة في جسم اللسان [114, 117, 121]،والصور الميكروسكوبية الجلدية ذات الهياكل النسيجية المختلفة المحددة لأمراض الجلد [100]. بالنسبة للاسترجاع النسيجي للصور الجلدية الملونة، فقد تم وضع نموذج تشاركي [135] لتكامل الخواص اللونية والنسيجية للاسترجاع الفعال للصور. لقد تم أولاً تحويل الفراغ اللوني الأصلي RGB إلى الفراغ اللونيHSV وتم وضعه على ١٩٢ مستوى (H: 6xS:4xV:8).بعد ذلك تم تشكيل مصفوفات تشارك ل ١٢ لوناً بالحجم ١٩٢×١٩٢لأربعة اتجاهات مختلفة (0, π/4, π/2, 3π/4) و ثلاث مسافات مختلفة (1, 3, 9).في النهاية، تم حساب الإحصائين (المتوسط والحيود المعياري) لأربع واصفات Haralick (التباين CONtrast والطاقةENerrGy والارتباطCORrelation والتبعثر أو الإنتروبيENTropy) من كل مصفوفة لتكوين متجه الخواص النسيجي.[135] $<\mu_{CON}, \sigma_{CON}, \mu_{ENG}, \sigma_{ENG}, \mu_{COR}, \sigma_{COR}, \mu_{ENT}, \sigma_{ENT}>$

لقد قرر كل من Howarth et al [43] و Rahmann et al [88] استخدام مجموعات من الصور الطبية من ImageCLEFmed ومن أطلس الصور الطبية على الشبكة الدولية، مثل أشعة إكس على الصدر مع القلب المكبر، والمناظر الأمامية للرأس عن طريق الـMRI، وصور الصدر الـCTذات العقد الدقيقة، وصور الـCT على البطن مع الأوعية الدموية الكبدية، ومخططات الأوعية على الأورطي، والصور الميكروسكوبية لسرطان الدم، ومرض الزهايمر، وبكتريا التهاب السحايا، والآفات الجلدية، وإلخ. على العكس من الطرق المعروفة الأخرى، مثل خواص تامورا [47]، التي توفر خواص نسيجية ذات معنى بصري فقط، فإن طريقة مصفوفات التشارك تسمح بالكشف عن بعض الأوضاع غير الطبيعية في الصور الطبية، والتي تكون فوق الإدراك البشري من التعقيد وتكون بالتالي صعبة

التحديد عن طريق طرق الاستخلاص النسيجي الأخرى، كما أنها توفر معلومات قيمة عن الصور الطبية التي قد لا ترى بالعين البشرية [127].في هذه الأنظمة للـ CBMIR فإن مجموعة جانبية من خواص Haralick يتم اختيارها في العادة وتهيئتها اعتماداً على بعض التجارب، وهذه الصور قد عرضت أفضل أداء بين الـ١٤ خاصية كلها. من أكثر هذه الواصفات كفاءة والأكثر استخداما في الـ CBMIR: الطاقة، والإنتروبيentropy، والتباين، ومعكوس عزم الفرق، والترابط، والحيود.

لقد تم في العادة تهيئة مرشحات جابور ككاشف قوي وفعال للحواف/الخطوط/الشرائط ذات الخواص الاتجاهية والقياسية المتغيرة، وفي العادة يتم استخدام إحصائياتها في الصورة أو في أجزاء منها (مناطق) لتمييز معلومات النسيج تحت الإعتبار بينما تحقق أقل عدم يقين ثنائي البعد متبادل في كل من النطاق المساحي والترددي[52]. حيث إن مرشحات جابور تسمح باختيار اتجاهات ومقاييس اختيارية، وبافتراض أن الصور النسيجية تكون في العادة مميزة بخواص اتجاهية وقياسية، فإن مرشحات جابور قد تم استخدامها أيضاً بكثرة لاستخلاص الخواص النسيجية من الصور للـ CBIR[51, 52, 136]. إن دالة مرشح جابور الثنائي البعد تكون دالة جيبية معدلة جاوسيا كما يلي:

$$g(x,y) = \left(\frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_y}\right) exp\left[-\frac{1}{2}\left(\frac{x^2}{\sigma_x^2}+\frac{y^2}{\sigma_y^2}\right)+2\pi jW_x\right]$$ المعادلة رقم (٤,٢)

حيث σx و σy هما الانحرافان المعياران لشكل الغلاف الجاويسي في الاتجاهين x و y على التوالي، و W_xهي تردد التعديل للمرشح.بعد ذلك يتم توليد مجموعة من مرشحات جابور الذاتية التشابه عن طريق التحجيم أو التدرج (m) والاتجاه (n):

$$g_{mn}(x,y) = a^{-m}g(x',y')$$ المعادلة رقم (٤,٣)

حيث a>1، $x' = a^{-m}(xcos\theta + ysin\theta)$ و $y' = a^{-m}(-xsin\theta + ycos\theta)$ و θ=nπ/K و m=0, 1, …, S-1 و n=0, 1, …, K-1 و S و K هما العدد الكلي للتدريجات والاتجاهات على التوالي.اعتماداً على مرشحات جابور التي تم الحصول عليها، وبمعلومية أي صورة I(x,y)، فإن تحويل جابور لهذه الصورة يكون كما يلي:

$$W_{mn}(x,y) = \int I(x,y)g^*_{mn}(x-x_1, y-y_1)dx_1dy_1$$ المعادلة رقم (٤,٤)

حيث الـ* يقصد به المقارن المركب complex conjugate. وعلى ذلك فالقيمة المتوسطة μm n والحيود المعياريσmn للمقدار |Wmn| يكون متجه الخواص <μ_{00}, σ_{00}, …, μ_{mn}, σ_{mn}, …, μ_{S-1K-1}, σ_{S-1K-1}> الذي يمثل الخواص النسيجية للصورة.هنا تم تقسيم الصورة إلى S من التدريجات و K من الاتجاهات عن طريق استخدام مرشحات جابور وبالتالي أصبحت جاهزة للفهرسة والاسترجاع المعتمد على النسيج.

لقد تمت تغطية تطبيقات مرشحات جابور؛ في الـ CBMIR في العديد من أصناف الصور الطبية مثل صور القلب بالـ MRI[87] و صور المسح الكبدي CT[137] و الصور النسيجية ل ١٠ أعضاء [138]، والقناة الهضمية [95] وصور الثدي[134] ومجوعة كبيرة من الصور الطبية الأخرى [43, 122].في Glatarrd et al [87] تم استخدام مجموعة من ٤٢ مرشحا من مرشحات جابور بعرض مجال زاوي ٣٠ درجة وعرض مجال ترددي مقداره واحد أوكتاف octave لحساب المتوسط والحيود المعياري لاستجابة المقدار لكل صورة MRI للقلب لاستخلاص متجهات الخواص لنسيج عضلة القلب، ودعم استعلامات الـCBMIR مثل "بمعلومية شريحة رأسية واحدة، أوجد الشرائح المقابلة لأي لحظة زمنية خلال دورة قلبية واحدة (بالذات نهاية الانقباض القلبي أو نهاية الانبساط)". تكمن أساسيات الاسترجاع النسيجي لعضلة القلب في أن انضغاط عضلة القلب يتعلق بمدى نعومة نسيجها المعروض في الصورة: ١- مع زيادة انضغاط العضلة تزداد نعومتها النسيجية، و ٢- انضغاط العضلة يقابله نقص فيحجمها؛ وبالتالي تتقارب أليافها[87].

لقد تم تقديم نظام CBMIR على صور الكبد المقطعية CT اعتماداً على مرشحات جابور في Zhao et al [137]، وهذا النظام يسمح باسترجاع الأنواع المختلفة من النتائج المقطعية والفعاليات مثل الاضمحلال المنخفض مع التسرب، والاستبقاء الدهني، وأنواع العقد الصغيرة المتعددة البؤرة. على الرغم من ذلك، فإن أمراض الكبد الحاملة للبقع أو الكتل والمناطق الغير طبيعية الأخرى تحتاج إلى إعادة تحديد يدوي قبل استخلاص خواص جابور. بالنسبة لاسترجاع الصور النسيجية العالية التحديد، وحيث أن الصور النسيجية تكون في العادة غير متجانسة فإنه يكون من الصعب استخدام خواص جابور العامة مباشرة لفهرسة الصور واسترجاعها. بدلا من ذلك فإن الصورة الأصلية يتم تقسيمها إلى صور جانبية أو بلوكات، على افتراض أن النماذج النسيجية داخل البلوك تكون متجانسة. بعد ذلك يتم استخدام مرشحات جابور لاستخلاص الخواص النسيجية لهذه البلوكات أو النماذج.في النهاية، فإن أي صورة نسيجية يُمكن تمثيلها بعدد محدد من متجهات الخواص، كل واحد منها يقابل أحد البلوكات [95, 138].في Lam et al [95] تم استخدام عدد ١٥ خاصية من خواص جابور شبه الناعمة اعتماداً على نافذة حجمها ٦٤×٦٤ لاسترجاع صور نسيجية من ستة صور لأعضاء القناة الهضمية. بالنسبة لنظام الـCBMIR المقدم في Zhao et al [138]، كان هناك ١٨ مرشح جابور لثلاثة تدريجات وستة اتجاهات تم حسابها كخواص نسيجية لفهرسة

واسترجاع الصور النسيجية من ١٠ أصناف من الأعضاء: غدة الأدرينالين، والقلب، والكلى، والكبد، والرئة، والبنكرياس، والطحال، والخصية، والغدة الدرقية، والرحم.

لقد تمت تهيئة خواص جابور أيضاً للـ CBMIR العامة، بمعنى،استرجاع الصور الطبية المكتسبة من أنظمة التصوير المختلفة.لقد بحث Muller et al [122] إمكانية استخدام بانك أو مجموعة من مرشحات جابور الحقيقية والمتماثلة دائريا مع ثلاث تدريجات وأربعة اتجاهات لاسترجاع صور طبية متغيرة من مجموعة ملفات تدريس CasImage.الـ١٢ مرشحاً من مرشحات جابور الناتجة أوضحت أنها تعطى تغطية جيدة للنطاق الترددي وتداخلاً ضئيلاً بين المرشحات. على الرغم من ذلك، فإن أداء خواص جابور لم تتم مقارنته حتى الآن مع الخواص الأخرى، مثل هذه التي تعتمد على مصفوفات التشارك أو المرشحات المويجية.دراسة أخرى على الـCBMIR العامة [43] قد خلصت إلى أن بانك من مرشحات جابور بتدريجين وأربعة اتجاهات يعطى أحسن أداء لاسترجاع الصور الطبية المتغيرة من مجموعة ImageCLEFmed.

(٤،٣) استرجاع الصور الطبية المعتمد على المحتويات باستخدام المرشحات الهندسية المساحية

(٤،٣،١) الاسترجاع المعتمد على الشكل

إن الأشكال الموجودة في الصور الطبية تعبر عن خواص مختلفة لأجزاء تشريحية مختلفة. بعضها له أشكال يُمكن تمييزها، مثل المخ، والقلب، والرئتين، والكليتين، والعديد من أشكال العظام، بينما الأشكال الأخرى من الممكن أن تكون غير مميزة أو عشوائية مثل التقرحات والأنسجة.يُمكن للعمليات المرضية أن تؤثر على الشكل الهيكلي للأعضاء وتتسبب في حيود في شكلها عن الشكل المعروف أو المتوقع. حتى الأشياء غير الطبيعية تميل إلى الاختلاف في أشكالها في الحالة الحميدة عن الأشكال في الحالة الخبيثة [15]. بالإضافة لذلك ؛ فإن الأشكال يُمكنها أن تخضع للتشوهات مع مرور الزمن، ومع تقدم الحالة المرضية، أو من مريض لآخر. لذلك فإن المعلومات الشكلية أصبحت واحدة من أهم المعايير وأكثرها فعالية في تمييز العديد من الأمراض التي يُمكن تمييزها عن طريق خبراء الطب. إن استرجاع الصور الطبية عن طريق الخواص الشكلية أصبح واعدا للكشف السريع عن نفس المنطقة التشريحية لنفس المرض ومن الممكن أن يكون مفيدا في دعم تشخيص أمراض معينة. لقد تم تطوير العديد من طرق الـCBIR المعتمدة على الخواص الشكلية التي تعرض مميزات شكلية مختلفة كما تم ذكره في الجزء (٤،١،٢).بعض من هذه الطرق تبدو مناسبة تماماً مع تطبيقات الـCBMIR، بينما تم افتراض العديد من الطرق الجديدة للأشكال الخاصة الشائعة في قواعد البيانات في بعض الدراسات الطبية المحددة.

تمثل واصفات فوريير Fourier descriptors, FDs المعروفة جيدا الشكل في المجال الترددي باستخدام تحويل فوريير ويُمكن استخدامها لتصنيف الأشكال المختلفة. إن واصفات فوريير ذات الترددات المنخفضة تحتوي معلومات عن الشكل العام، بينما تحتوي الترددات العالية على المعلومات عن التفاصيل الدقيقة في الشكل [62]. من أشهر أشكال التعبير عن الشكل المحيطي (ثنائي البعد 2D) من الممكن أن تكون تتابعاً مقفلاً من عدد N من النقاط أو البكسلات المتتابعة على المحيط (x_i, y_i) ، حيث i=1, 2, …, N-1.ثلاثة من أهم التوقيعات للمحيط يُمكن تحديدها كما يلي: ١- الانحناء، و ٢- مسافة مركزية، و ٣- دوال محورية مركبة.

يُمكن تحديد دالة الانحناء عند النقطة iعلى المحيط على أنها معدل التغير في اتجاه المماس للمحيط: $C_i=d\theta_i/d_i$ ، حيث θ_iهي دالة الدوران للمحيط، بمعنى، $\theta_i = \arctan(\frac{y_i'}{x_i'})$، حيث هنا $y_i' = dy_i/d_i$ و $x_i' = dx_i/d_i$. دالة المسافة المركزية تعبر عن مسافة النقط المحيطية عن المركز (x_c, y_c) للشكل: $R_i = [(x_i - x_c)^2 + (y_i - y_c)^2]^{1/2}$.ويُمكن الحصول على دالة المحاور المركبة ببساطة عن طريق التعبير عن محاور النقط المحيطية كأرقام مركبة: $Z_i=(x_i-x_c)+j(y_i-y_c)$. من خلال تحويل فوريير لهذه الدوال الثلاث، يُمكن توليد ثلاث مجاميع من المعاملات المركبة (بمعنى FDs).لكي نحقق الثبات الدوراني (حيث إن التشفير المحيطي لا يتعلق باختيار النقطة المرجعية)، فإن مقدار هذه المعاملات المركبة فقط هو الذي سيستخدم، وسيتم إهمال المركبات الزاوية. يتم تحقيق الثبات التدريجي عن طريق قسمة مقادير المعاملات على مقادير واصف جيب التمام المتقطع discrete cosine, DC أو أول معامل ترددي لا يساوي الصفر.يُمكن الحصول على الثبات الانتقالي مباشرة من تمثيل المحيط [13, 62]. معاملات الـFDs للانحناء يُمكن التعبير عنها كما يلي:

$$FD_c = [|F_1|, |F_2|, \dots., |F_{M/2}|]$$ المعادلة رقم (٤,٥)

وستكون الـFDs للمسافة المركزية كما يلي:

$$FD_R = \left[\frac{|F_1|}{|F_0|}, \frac{|F_2|}{|F_0|}, \dots, \frac{|F_{M/2}|}{|F_0|}\right]$$ المعادلة رقم (٤,٦)

حيث F_i تعبر عن المركبة i في تحويل فوريير.يُمكن كتابة الـ FDs للمحاور المركبة كما يلي:

$$FD_Z = \left[\frac{\left|F_{-\frac{M}{2}-1}\right|}{|F_1|}, \frac{|F_{-1}|}{|F_1|}, \frac{|F_2|}{|F_1|} \dots, \frac{|F_{M/2}|}{|F_1|}\right]$$ المعادلة رقم (٤,٧)

obeikandl.com

حيث F_1هي أول مركبة ترددية لا تساوي الصفر تستخدم لتطبيع معاملات التحويل.

لقد أوضحت دراسة Antani et al [139] طريقة الاسترجاع المعتمدة على الـFD يُمكنها أن تحقق أداء أفضل لصور أشعة إكس على العمود الفقري مع شكل الفقرات، ولقد أوضحت هذه الدراسة أيضاً بفاعلية الأمراض المختلفة المحددة عن طريق الخبراء الطبيين على أنها متوافقة وموجودة في مجموعة الصور. إن أشكال سرطان عنق الرحم والفقرات القطنية تم تقسيمها أولاً من صور أشعة إكس الرقمية على العمود الفقري، وكل شكل تم إجماله في نموذج من ٩ نقاط معلمة عن طريق خبير الأشعة الذي يستخدم بكثرة من قبل مجتمعات القياسات الشكلية للفقرات. لقد تمت زيادة كثافة النقاط التسع إلى ٣٦ نقطة عن طريق الاستيفاء الخطي. الأشكال الكثيفة الناتجة لمحيط الفقرات المقسمة يُمكن استخدامها لاستخلاص واصفات فورير على أنها سمات للشكل. إن طبيعة صور أشعة إكس في اللون الرمادي، تعطي القليل بدلالة النسيج التشريحي تحت الاهتمام، مما يجعل ذلك مجالا تطبيقيا مثاليا للـ CBMIR عن طريق الـFDs.

لقد عرض Brodley et al [82] نظام CBMIR لصور الـHRCTفي الرئة، والذي تم فيه استخلاص الـFDs من مناطق مختلفة حاملة للمرض pathology bearing regions, PBRs وذلك لسبعة أمراض مختلفة: انتفاخ الرئة المركزي، و انتفاخ مجاور للحجاب الحاجز، و الساركويد sarcoid، والرشاشات الغازية، و توسع القصبات، و الورم الحبيبي اليوزيني، و التليف الرئوي المجهول السبب وكل هذه الأمراض تم تحديدها عن طريق خبير الأشعة. لقد أثبتت السمات الموضعية للأشكال باستخدام الـFDs بأنها تحسن بصورة ملموسة الأداء الاسترجاعي في مجال صور الـ HRCT للرئة بصورة عامة.الاسترجاع المعتمد على الشكل عن طريق الـ FDs ثبت أيضاً أنه يُمكن أن تكون أداة فعالة للصور المرضية بحيث يُمكن به مساعدة الطبيب في التشخيصات المختلفة للاضطرابات الليمفاوية [140]. الأشكال النوية (لها شكل النواة) المختلفة المقسمة من صور الكريات البيضاء الأصلية تم تميزها من خلال الـ FDs واستخدامها للاسترجاع الفعال للأنواع المختلفة من الكريات البيضاء (المتعادلة المجال band neutrophils، والخلايا الليمفاوية، والخلايا الأحادية، ونويات الكرات البيضاء)، بالإضافة إلى ثلاث إعاقات: سرطان الدم الليمفاوي المزمن، و سرطان الغدد الليمفاوية، وسرطان الغدد الليمفاوية العبائي) [140].

نذكر من خواص الـFDs، أن الـFDs في الترددات المنخفضة تصف الخواص العامة للشكل، بينما الـ FDs في الترددات المرتفعة فتعكس تفاصيل الشكل، بمعنى، أن الـ FDs ستكون أكبر إذا كان الشكل أكثر تعقيدا وخشونة. من الواضح أن الـ FDs ستكون مثالية في المساعدة في أداء الاسترجاع على صور أشعة الثدي وستميز بدقة بين الأورام الخبيثة والأورام الحميدة نتيجة الملاحظات التالية: الكتل الحميدة تكون في العادة مستديرة ومفصصة في مظهرها ومحاطة جيدا بمحيط ناعم. الأورام الخبيثة على الجانب الآخر تكون في العادة ذات شكل خشن، ومحيط غير

منتظم، بما في ذلك الفصوص الصغيرة والشويكات والتقعرات [141, 142].لقد قام Rangayyan et al [141] بالبحث في استخدام واصفات شكلية مختلفة مثل الـ FDs، والاكتناز، وعزوم الثبات، ومقياس الحدة، وإحصائيات الأوتار الطولية للتمييز بين أورام الثدي الحميدة والخبيثة.لقد أوضحت النتائج أن طريقة الـ FD قد أعطت دقة أعلى للتمييز بين المحيطات المتقطعة أو المتصلة، في حين أعطت دقة أقل من مقياس الحدة للتمييز بين الأورام الخبيثة والحميدة.على العموم، فقد حقق مقياس الحدة أفضل أداء في تمييز واسترجاع سرطان الثدي. كما هو موضح في Rangayyan et al [141] و Rangayyan and Elkadiki [134] فإن مقياس الحدة يعتبر واصفاً لهذه الحدة أو تغير الكثافة خلال نطاق معين ويُمكن الحصول عليها أولاً بحساب مجموع الفروق d(j) خلال العمودي حتى كل نقطة على المحيط j=0, 1,.., N-1، حيث Nهي عدد النقط المحيطية لهذه المنطقة:

$$d(j) = \sum_{i=1}^{n_j} \frac{f(i)-b(i)}{2i}$$ المعادلة رقم (٤,٨)

حيث هنا كل من f(i) و b(i) هما بكسلات خلال العمودي في داخل وخارج المنطقة على التوالي، و i=1, 2, ... ,n_j حيث n_jهي عدد أزواج البكسلات خلال العمودي المستخدمة لحساب الفروق للبكسل رقم j وهي محددة بقيمة عظمى محددة مسبقاًn_{max}. وعلى ذلك يُمكن استنتاج مقياس الحدة A عن طريق تطبيع d(j) على البكسلات المحيطية:

$$A = \frac{1}{d_{max}} \left[\frac{1}{N} \sum_{j=0}^{N-1} \frac{d^2(j)}{n_j} \right]^{1/2}$$ المعادلة رقم (٤,٩)

حيث d_{max} هي معامل تطبيع يعتمد على أكبر مدى للمستوى الرمادي و nmax مثلها مثل A تكون في المدى صفر حتى 1.في[141] Rangayyan et al، تم استخدام مقياس الحدة كواصف لشدة الحواف، أو انتشار سرطان الثدي أو الكتل السرطانية في المناطق المحيطة، حيث توضح القيم المنخفضة الأورام الخبيثة، بينما القيم المرتفعة تعني الكتل الحميدة.

على العكس من الـ FDs ومقياس الحدة، فإن العزوم الثابتة يُمكن حسابها من محيطات المناطق أو من صور الظل أو الخيال. الأولى تكون أكثر حساسية لتفاصيل الحواف ذات الترددات العالية، بينما الثانية تكون أقل حساسية للضوضاء وتكون مؤشرا على الشكل الكلي[141]. إن العزوم المركزيμ_{pq} ذا الرتبة (p+q) والثنائي الأبعاد، والذي له دالة توزيع للكثافة f(x,y) يُمكن استنتاجها كما يلي:

obeikandi.com

$$\mu_{pq} = \sum_x \sum_y (x - x_c)^p (y - y_c)^q f(x, y)$$ المعادلة رقم (٤.١٠)

حيث (x_c, y_c)هي مركز المنطقة، وتم إجراء المجموع على كل البكسلات في محيط المنطقة.يُمكن بالتالي تطبيع العزوم المركزي للثبات التدريجي: $\eta_{pq} = \mu_{pq}/\mu_{00}^{\gamma}$، حيث $\gamma=(p+q+2)/2$.يُمكن الحصول على مجموعة من سبعة عزوم مركزية ذات درجات منخفضة ثابتة للنقل والدوران والتدريج كما يلي[144, 145]:

$$\begin{aligned}
M_1 &= \eta_{20} + \eta_{02} \\
M_2 &= (\eta_{20} - \eta_{02})^2 + 4\eta_{11}^2 \\
M_3 &= (\eta_{30} - 3\eta_{12})^2 + (3\eta_{21} - \eta_{03})^2 \\
M_4 &= (\eta_{30} + \eta_{12})^2 + (\eta_{21} + \eta_{03})^2 \\
M_5 &= (\eta_{30} - 3\eta_{12})(\eta_{30} + \eta_{12})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - 3(\eta_{21} + \eta_{03})^2] \\
&\quad + (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{21} + \eta_{03})[3(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] \\
M_6 &= (\eta_{20} - \eta_{02})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] + 4\mu_{11}(\eta_{30} + \eta_{12})(\eta_{21} + \eta_{03}) \\
M_7 &= (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{30} + \eta_{12})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2
\end{aligned}$$ المعادلة رقم (٤.١١)

لقد تم تهيئة الثبات العزومي لاسترجاع صور الـ HRCTفي الرئة [82] وصور أشعة الثدي[134]. لقد أوضحت الدراسة التقييمية التي قام بها Alto et al [134] أن الاسترجاع الشكلي عن طريق الثبات العزومي يُمكن استخدامه لتصنيف أورام الثدي والحصول على أداء مكافيء للـ FDs. لقد تم تطوير نظام للاسترجاع الشكلي للصور الحرارية الطبية عن طريق Zhu and Schaefer [146] باستخدام مجموعة من الاندماجات بين العزوم الثابتة كما يلي:

$$\beta_1 = \frac{\sqrt{M_2}}{M_1}, \quad \beta_2 = \frac{M_3 \mu_{00}}{M_1 M_2}, \quad \beta_3 = \frac{M_4}{M_3}$$ المعادلة رقم (٤.١٢)

$$\beta_4 = \frac{\sqrt{M_5}}{M_4}, \quad \beta_5 = \frac{M_6}{M_1 M_4}, \quad \beta_6 = \frac{M_7}{M_5}$$

obeikandl.com

لقد اتضح أن مثل هذا الاندماج قد حقق ثباتا ليس فقط في الانتقال، والدوران، والتدريج، ولكن أيضاً في التباين [147]. كل صورة حرارية يتم بعد ذلك تميزها بالستة عزوم الثبات الموضحة في المعادلة (٤.١٢): $\varphi=[\beta_1, \beta_2, \beta_3, \beta_4, \beta_5, \beta_6]$. يتم أداء استرجاع الصور عن طريق البحث عن هذه الصور التي تكون عزوم الثبات لها أقرب ما يكون للتي تم حسابها للصورة التي يتم الاستعلام عنها، ولقد أوضحت النتائج أن هذه الطريقة أكثر قوة للصور الحرارية للأذرع، والرقبة، وأسفل الظهر، والمنظر الظهري، والأرجل [146, 148].

الطرق الأخرى المستخدمة في الاسترجاع المعتمد على الشكل والمستخدمة في الـ CBMIR تشتمل على ما يلي:

- طريقة استرجاع صور الرنين المغناطيسي للقلب اعتماداً على دالة دوران بسيطة [149]
- استرجاع صور الأوعية الدموية والرنين المغناطيسي باستخدام خواص الكتلة/التمركز/التشتت [150]
- استرجاع صور مخططات الأشعة للأسنان باستخدام طريقة العناصر المحددة finite element method, FEM وطريقة التحليل الخاصة [151].
- استرجاع صور أشعة الثدي باستخدام طريقة عزوم زيرنيك Zernike[152]، والخواص الشكلية للبحث السريع عن أشكال الأورام [153].
- استرجاع الصور المرضية اعتماداً على تطابق المناطق التكاملي integrated region matching, IRM[154].
- استرجاع صور الرنين المغناطيسي الوظيفي لمسحات المخ باستخدام خواص الدوائر المتحدة المركز concentric circles, CC المستخلصة من تحليلات المويجات لمنطقة الاهتمام ROI[81].
- استرجاع الصور الطبية المتغيرة باستخدام واصفات الـ MPEG-7 للشكل المحيطي[155]، وكاشف النقاط البارزة [156]، وطريقة الانحراف الزمني الديناميكي الأمثل dynamic time warping, DTW[157]، ونموذج القشرة المحدبة [158]، وطريقة التشابه الفيضاني[159].

(٤،٣،٢) الاسترجاع عن طريق الخواص الحجمية الثلاثية الأبعاد

معظم الصور الطبية تلتقط التشريح البشري الثلاثي الأبعاد.يُمكن استخدام الصور الطبية الثلاثية الأبعاد في الفحص غير التدميري للجسم وأجزائه داخليا وخارجيا (الفيفو والفيترو)،وفي دعم التنفيذ وعرض التدخلات وتحقيق قياسات كمية لتحديد ما إذا كان هناك شيء غير طبيعي عن طريق المقارنة مع الأحوال الطبيعية في التخطيط للتشخيص والعلاج [1, 3, 160].على الرغم من ذلك، فإن استخلاص الخواص والاسترجاع من الصور الطبية الثلاثية الأبعاد في معظم أنظمة الـ CBMIR مازالت تتم بالاعتماد على الشرائح الثنائية الأبعاد،ببساطة يتم اتباع طريقة الاسترجاع التحويلية في النطاق ثنائي الأبعاد مع الابتعاد عن الصورة الثلاثية الأبعاد الأصلية. إنه من المعتقد

أنه يُمكن تحقيق CBMIR أدق، مع قوة تمييزية أعلى، إذا استعملنا كل المعلومات المتاحة في النطاق المساحي الثلاثي الأبعاد عن طريق تحقيق الاسترجاع من هذه الصور الطبية اعتماداً على الخواص الحجمية الثلاثية الأبعاد [161].

لقد افترض Liu et al [162] طريقة للـ CBMIR معتمدة على خواص المستوى السهمي الأوسط midsagittal plane, iMS P الثلاثي الأبعاد لاسترجاع الصور العصبية للنزيف الدموي، والاحتشاء البسيط (السكتة الدماغية)، والمخ الطبيعي.من الملاحظات الأساسية للتصوير العصبي الإشعاعي أن المخ البشري الطبيعي لديه تقريبا تشابه ثنائي يكون غائبا أو مفقودا في المخ المريض. بمعلومية هذه الملاحظة، فقد تم تصميم كاشف لهذا التشابه الثنائي للاستخلاص الآلي للـ iMSP، وهو مستوى تخيلي يتم حوله التقاط هيكل تشريحي ثلاثي الأبعاد في صورة للمخ تعرض أعلى تشابه ثنائي [163]. الفكرة الأساسية هي إيجاد أين من المفترض أن يكون الـ MSP لأي صورة للمخ ثلاثية الأبعاد، وبالذات بالنسبة للمخ المريض، تكون في العادة مشوهة (مزاحة ـوبها انثناء) نتيجة إصابات كبيرة. لذلك فإنه من الممكن التحديد الآلي والاسترجاع لبعض الإصابات (مثل النزيف، والسكتة الدماغية، والأورام) عن طريق الكشف عن المناطق غير المتناظرة بالنسبة للـ iMS P الذي تم استخلاصه.

بعد محاذاة الـ iMSP في وسط كل صورة حجمية ثلاثية البعد، يتم استنتاج حزمة من الشرائح المقطعية الثنائية البعد وقتيا كوحدات صور أساسية، ومن هذه الحزمة يتم حساب ثلاثة أنواع من خواص عدم التناسق لتحديد فرق التوزيع الإحصائي لعدم التناسقات المختلفة للمخ: ١- خواص إحصائية عامة، ٢- قياس عدم التناسق النصفي والربعي للمخ، ٣- خواص عدم التناسق الموضعي المعتمد على المنطقة. يتم حساب هذه الخواص من:

- وحدة الصورة الأصلية مع محاذات الـ iMSP
- الصورة الفرقية بين الصورة الأصلية وانعكاس المرآة لها بالنسبة للـ iMSP
- صورة التشبع الفرقي
- الصورة الأصلية المحتجبة بصورة حد التشبع الثنائية

لكل وحدة صورة يتم تكوين متجه خواص من ٤٨ خاصية لهذه الصورة بما في ذلك، المتوسطات، والتباينات، والانحدارات في اتجاه X واتجاه Y لصور الكثافة عند مناطق مختلفة وعند تسويات جاوسية مختلفة، والتدريج، والتشبع [162].

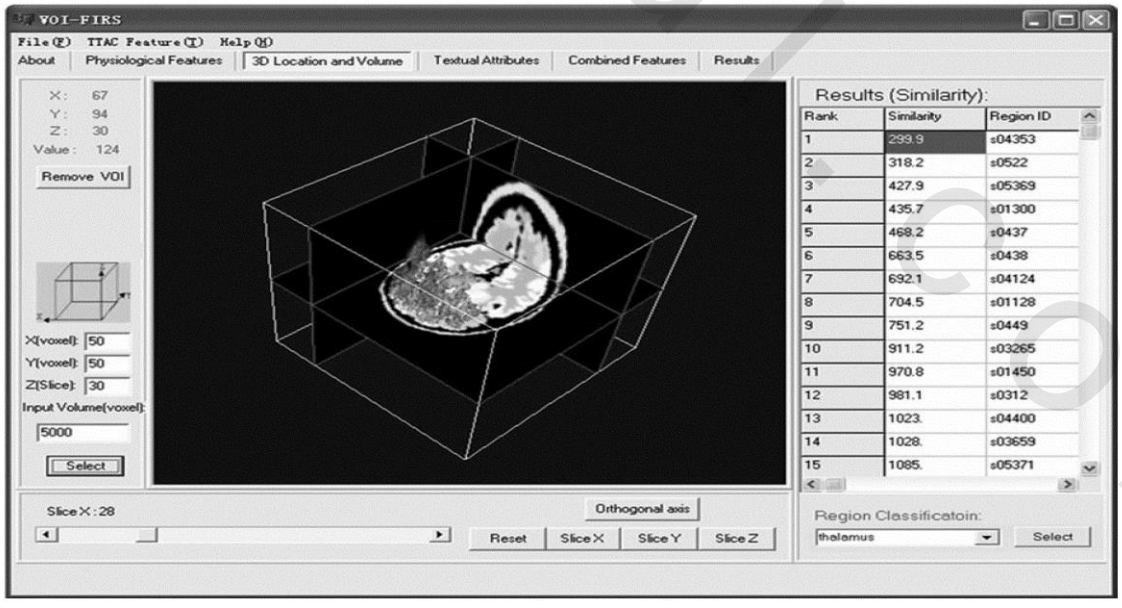
هذه الطريقة للاسترجاع، على الرغم من أنها تأخذ بمميزات خواص الـ iMS P الثلاثي الأبعاد، فإنها تحقق الاستعلام العام والتواصل مع كل صور الشرائح ثنائية البعد، بدلا من الاسترجاع الموضعي المعتمد على التقسيم الثلاثي الأبعاد للإصابات. حيث إن الصور الطبية الثلاثية الأبعاد يتم التقاطها من أنظمة مختلفة في مستشفيات مختلفة فإن كل صورة مخطط أشعة للأعصاب ثلاثية البعد يُمكن أن تبدأ وتنتهي عند أجزاء مختلفة من المخ بزوايا مختلفة أو

من خلال محاور مختلفة.إن هذا يتطلب أن تكون بيانات مجموعات الصور الثلاثية الأبعاد جيدة التسجيل والتجزئ قبل استخدام طرق الـ CBMIR المتاحة مباشرة في أي نتائج ذات معنى [166-164].

لقد اقترح Guimond and Subsol [166] طريقة استرجاع معتمدة على المحتويات لصور المخ الثلاثية البعد بالرنين المغناطيسي مع اختيار المستخدم لهيكل تشريحي ثلاثي البعد يحدد على أنه حجم الاهتمام volume of interest, VOIفي أي صورة مرجعية.لقد تم تحويل عملية الاسترجاع إلى عملية تسجيل مشوهة باستخدام الانتقال من العام للموضعي متبوعا بمجموعة من تحويلات الشكل الحر للحصول على أفضل توافق بين الحجم المهم VOI المحدد بالمستخدم والصور الثلاثية الأبعاد في قاعدة البيانات، وتم استخدام علاقة كمقياس للاختلافات الشكلية. وعلى ذلك، فإن طريقة الاسترجاع هذه تعتمد على تحديد الـ VOI على أنه منطقة موضعية بسيطة في الصورة، بدلا من المنطقة المجزأة.

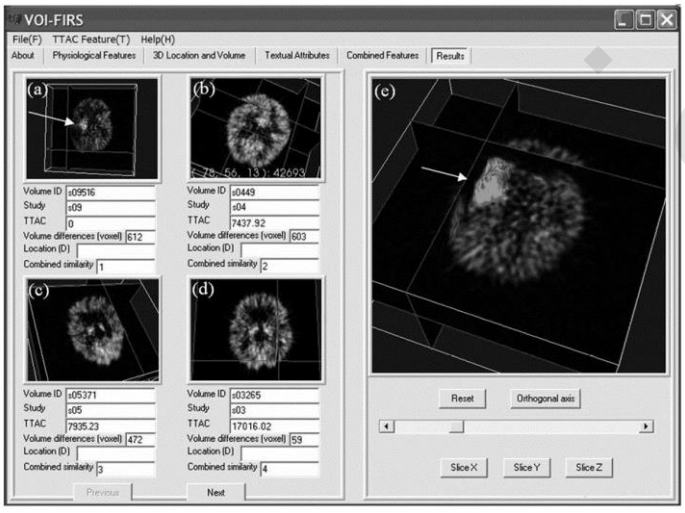
لقد اقترح Megalooikononomou et al [167] طريقة للـ CBMIR لصور الرنين المغناطيسي الوظيفيfMRI 3D وذلك باستخدام خواص الكرات المتمركزة الثلاثية الأبعاد المستخلصة من الـ VOIs المريضة، .حيث إن الأورام أو الإصابات في الصور الطبية يتم افتراضها في العادة على أنها مناطق متجانسة للتبسيط فإن الـ VOIs المشكلة من فوكسلات لها نفس القيمة يتم تجزيئها أولاً، ويتبع ذلك عملية استخلاص للخواص مكونة من ثلاث خطوات لهذه الـ VOIs.في الخطوة الأولى، يتم حساب مركز الكتلة V لهذه الـ VOI.في الخطوة الثانية، يتم استخدامV كمركز ثم يتم إنشاء تتابع من 1,..., k من الكرات المتمركزة في النطاق الثلاثي الأبعاد مع الزيادة المنتظمة لأنصاف أقطار هذه الكرات.في الخطوة الأخيرة، يتم إنشاء متجهات الخواص لكل كرة F_s و F_r، التي تمثل الجزء من الكرة المشغول بالـ VOI والجزء من الـ VOI المشغول بهذه الكرة على التوالي. متجهات الخواص للكرات المتمركزة الثلاثية الأبعاد التي تم الحصول عليها قد حولت في الحقيقة كل الـ VOI إلى نقطة معينة في الفراغ ذي الأبعاد k. لإسقاط متجه الخواص إلى فراغ ذي أبعاد أقل، فإنه يُمكن استخدام التحويل المعروف جيدا Karhunen-Loeve, KL أو أو طريقة تحليل القيم الأحادية singular value decomposition, SVD المرتبطة ارتباطا وثيقا. بالإضافة لذلك، فإنه لأي مجموعة تدريبية وفصائل من الـ VOIs، فإنه يُمكن إجراء بعض التجارب كعملية تصنيف مثالية للحصول على قيمة مناسبة لكل زيادة لنصف القطر للكرات المتمركزة [81, 167].في[161] Kim et al تم افتراض طريقة استرجاع ثلاثية الأبعاد معتمدة على الـ VOI لصور المخ الديناميكية المتعددة الأبعاد PET وتم تكاملها في نموذج أولي لنظام استرجاع الصور الوظيفية المعتمد على الـ VOI، VOI-FIRS.لكل مجموعة بيانات ديناميكية خاصة بصورة معينة، يتم تجزئى الـ VOIsالتي تحتوي على الخواص الفسيولوجية المختلفة المتعلقة باستهلاك الجلوكوز الدماغي في هذه المنطقة اعتماداً على عملية التصنيف المعتمدة على النطاق المعرفي، وبعد ذلك يتم استخلاص مجموعة من الخواص الوظيفية الفسيولوجية للـ VOI (يُمكن الرجوع لتفاصيل أكثر في الجزء ٤.٥). بالنسبة لاستخلاص الخواص البصرية للـ VOI، فقد تم اعتماد

خطوات قياسية لتحويل الإسقاط السطحي المجسم الثلاثي الأبعاد في حزمة البرمجيات NEUROSTAT [168-170]لتقطيع الصورة الثلاثية الأبعاد إلى أطلس مجسم قياسي عن طريق التدرج الخطي للصورة إلى الأحجام المخية الصحيحة المنفردة والتغيير غير الخطي لتقليل التغيرات التشريحية الموضعية.بعد ذلك تم إنشاء مجموعة من الملفات المكتبية للتحويلات لصور الـ PET الديناميكية وتم تطبيقها على نتائج التجزئ المقابلة لتعديل الصور المجزئة إلى نفس إطار الصورة القياسي. بعد ذلك،يتم تقدير العزوم المركزي لكل VOI والحجم المقابل له (بمعنى، العدد الكلي للفوكسلات فيالـ VOI) وفهرسته في قاعدة البيانات.يُمكن استرجاع الخواص الحجمية للـ VOI عن طريق قياس الفرق المطلق بين الحجمين.في قياس التشابه لموضع الـ VOI ،فإن أطياف زوبل Zubal phantom [171] يتم تحويلها إلى نظام المحاور القياسي، كما هو الحال مع صور الـ PET الديناميكية. لقد تم قياس تشابه موضع الـ VOIاعتماداً على المسافة الثلاثية الأبعاد في النطاق المساحي (بالفوكسل) بين النقطة المحددة عن طريق المستخدم من أطلس زوبل ومراكز الـ VOIs المفهرسة في قاعدة البيانات. إن مقدرة الأطباء في التعبير عن احتياجاتهم البحثية وأن يتجولوا بدقة خلال نتائج هذه الأبحاث يعتبر مهما جداً في الـ CBMIR[172]، خاصة في استرجاع الصور الطبية المتعددة الأبعاد عن طريق الخواص الحجمية. لقد أوضح kim et al [161] أن الـ VOI-FIRS كان مسئولا عن التفاعل مع المستخدم في عملية الاسترجاع.كواحدة من أهم وظائف الواجهة لمكونات الاستعلام، فإن واجهة المستخدم البصرية عن "الاستعلام عن الخواص البصرية للـ VOI" الموضحة في الشكل رقم (٤،٤) يُمكنها أن تدعم اختيار المستخدم لموضع الـ VOI من طيف زوبل الذي تم استخدامه كأطلس قياسي للمخ (النافذة الوسطى في الشكل).



الشكل رقم (٤،٤) واجهة المستخدم المرئية GUI"للاستعلام عن الخواص البصرية للـ VOI" ممثلة عن طريق السطح المقابل لاختيار المستخدم "فصوص الجبهة prefrontal lobes" في شرائح زوبل المتعامدة [161].

يسمح للمستخدم أن يتجول في الفراغ المرئي الثلاثي الأبعاد (دوران، وتدريج، وتحويل) وأن يغير مستويات الرؤية إلى السهمي، والإكليلي، والشرائح المحورية؛ مما يحقق كل من المناظر العادية والثلاثية البعد المتعامدة.يُمكن بدء خواص الموضع عن طريق اختيار نقطة إما على شبح زوبل في منطقة عرض المركز (يتم وضع محاور الفوكسيل عدديا من خلال لوحة إدخال على اليسار) وإما على هيكل زوبل في أسفل اليمين.يُمكن أيضاً وضع حجم الـ VOI عدديا، وهذه تعمل باستقلالية عن خواص الموضع.إن واجهة العرض على المستخدم لنافذة/مجلد الخرج لعرض النتائج المسترجعة موضحة في الشكل رقم (٤،٥). كل صورة مصغرة ناتجة في الجزء الأيسر كما في الشكل رقم (٤،٥أث) تعرض منطقة نشطة، بدلا من مؤشر للصورة، ويُمكن التجول الفردي خلال هذه الصورفي مستويات متعامدة. مؤشرات التشابه من كل الـ VOIs المسترجعة يتم تدوينها أسفل كل صورة.يُمكن تكبير كل واحدة من الصور المسترجعة وعرض سطح الـ VOI، كما هو موضح في منطقة العرض اليمنى في الشكل رقم (٤،٥ج). إن نتائج التجزئ التي تم استخلاص الخواص منها يُمكن استرجاعها أيضاً من قاعدة البيانات بغرض فحص الـ VOIs المجزأة.في هذا المثال، تم تشكيل استعلام مجمع للبحث عن صور لها سلوك وظيفي ديناميكي متشابه وحجم ظاهري في حالة ورم مخي خبيث. لقد تم تشكيل الاستعلام ليشتمل على منحنى حركي كخواص وظيفية مستنتجة من VOI ورمية موجودة في قاعدة البيانات، وهذه الـ VOI مكونة من ٢٠٠٠ فوكسيل كمعامل حجمي، مع أوزان متساوية مطبقة على كل من الخاصيتين المختارتين. النتيجة التيفي أعلى الترتيب الموضح في الشكل رقم (٤،٥أ) والتي تم تكبيرها في الشكل رقم (٤،٥ج) مع عرض سطح الـ VOI كانت لحالة دراسية لمريض لديه ورم بارز (موضح بالأسهم).توضح هذه النتيجة أن الاستعلام قد حدد بنجاح الـ VOIsالتي لها سلوك حركي عال وحجم محدد عن طريق المستخدم، والتي تتوافق مع مؤشرات التشابه لخواص الاستعلام الموضحة أسفل الصور [161].



الشكل رقم (٤،٥) واجهة العرض على المستخدم لنتائج الاستعلام فى ال [161]VOI-FIRS.

(٤،٣،٣) الاسترجاع عن طريق العلاقات المساحية

تعتبر العلاقات المساحية جزءا مهما من أجزاء المعرفة الطبية، حيث إن النموذج العقلي للطبيب عن المريض يشتمل على فهم ليس فقط الشكل، ولا الحجم ولا الحدود للأعضاء أو الإصابات، ولكن أيضاً الامتداد المساحي المتعلق بالهياكل المجاورة في جسم الإنسان، لذلك فالطب يعتمد بشكل حاسم على معرفة أين تقع هياكل الجسم ومواضعهم بالنسبة للهياكل الأخرى [173, 174]. على فرض أنه تم تحديد أي شذوذ أو حيود عن الطبيعية على أنه الانحرافات المجملة عن النماذج التشريحية، فإن العلاقات المساحية لهياكل الجسم تكون حاسمة في التشخيص، والتنبؤ، وفي ميكانيكا الأمراض البشرية. فمثلاً، المحتويات المساحية بدلالة العلاقات في العلاج الجراحي أو الإشعاعي لأورام المخ يكون حاسما جداً، نتيجة أن الموضع والهياكل المجاورة ذات العلاقة بالورم يكون لها آثار عميقة على القرار العلاجي [175]. الخواص ذات المستوى المنخفض لا تستطيع في العادة أن تصف هذه الحوارات المعقدة. لذلك فقد تم نمذجة العديد من العلاقات المساحية واستخدامها كخواص محتويات في الـ CBMIR لدعم استعلامات الصور المركبة مثل "إيجاد كل حالات الصور التي تدل على غزو ورماً الغدة في الجيوب الأنفية الوتدية" [173] و "استرجاع كل الصور التي بها ورم خطير على الرئة اليسرى يكاد يلامس ورم آخر" [176]، كما أنه سيساعد الطبيب في فهم وتكامل العلاقات المركبة بين أعراض المرضى، وخواص الصور التشخيصية، وعلوم الأمراض الكامنة [174, 176-179].

لقد تم إنشاء نظام CBMIRفي[177] Petrakis للتصوير بالرنين المغناطيسي وصور الأشعة المقطعية بالحاسب اعتماداً على الـ ARGs (انظر الجزء ٤،١،٢،٤) والذي يمثل خواص لأهداف (مناطق) معينة والعلاقات بينهم.في أي واصف للـ ARG، يتم تمثيل الأهداف على هيئة عقد في المخطط، والعلاقات بين الأهداف يتم تمثيلها بأقواس بين هذه العقد. كل من العقد والأقواس يتم وصفها بقيم مميزة لخواص الأهداف وخواص هذه العلاقات على التوالي. الأهداف المنفردة يتم وصفها بأربع صفات كالتالي:

- الحجم (s): يتم حسابه على أنه حجم المساحة التي يشغلها الهدف
- المحيط (p): يحسب على أنه طول المحيط الخارجي للهدف
- الدائرية (r): يحسب على أنه النسبة بين أقل وأصغر عزوم ثانٍ
- الاتجاه (o): يحدد على أنه الزاوية بين الاتجاه الأفقي ومحور الاستطالة، والذي يمثل محور أقل عزوم ثاني

العلاقات المساحية بين الأهداف يتم وصفها بثلاث صفات كالتالي:

١ - المسافة النسبية (rd): تحسب على أنها أقل مسافة بين المحيطات الخارجية المحيطة.

٢ - الاتجاه النسبي(ro): يحدد على أنه الزاوية مع الاتجاه الأفقي للخط الواصل بين مراكز الكتلة للأهداف.

٣ - الوضع النسبي(rp): يحدد بالقيم (1 ,0 ,1-) بالمقابل للأهداف التي تكون:

أ) الأول داخل الثاني(1-).

ب) كل منهم خارج الآخر (0).

ج) الثاني داخل الأول (1).

في[177] Petrakis، تعرضت الصور أولاً لتجزئ أولى للحصول على متعددات أضلاع تقريبية لمحيطات الأهداف، ويتبع ذلك تعديلات شكلية أو التخلص من الأجزاء غير المهمة بواسطة الخبراء.بعد ذلك تم تصنيف الأجزاء إلى أصناف مسبقة التحديد مقابلة للهياكل التشريحية وغير الطبيعية، مثل البطين، أو ورم دموي، أو ورم. بعد ذلك تم تمثيل الأهداف المنفردة بمتجهات خواص خماسية الأبعاد في الصورة المطبعة <s, p, r, 1+cos(o), 1+sin(o)> بينما تم تحديد الاتجاهات النسبية ب <rd, 1+rp, 1+cos(o), 1+sin(o)>.

يُمكن أيضاً استخدام نماذج العلاقات المساحية لاسترجاع صور الأنسجة الميكروسكوبية [174]. خوارزميات بحث المنطقة أو مستوى الصورة التقليدية تفترض عادة أن المناطق أو الصور تتكون من توزيع منتظم لخواص البكسلات.على الرغم من ذلك، فإن صور الأنسجة المركبة تحتوي عادة العديد من البكسلات والمناطق التي لها خصائص مميزة مختلفة.إن صورتين لهما مناطق متشابهة من الممكن أن يكون لهما تفسيرات مختلفة إذا كانت هذه المناطق لها توزيعات مساحية مختلفة [1, 174].ولذلك؛ فإن وجود قاعدة للرؤية أو قاعدة بصرية للعلاقات المساحية من الممكن أن تساعد في وصف هذه الحوارات.في[174] Aksoy et al تم تمثيل العلاقات المساحية بين كل أزواج المناطق في صورة نسيج على هيئة مصفوفة علاقة منطقة nxn كما يلي:

$$R = \left\{\{r_{ij}, d_{ij}, \theta_{ij}\} | i,j = 1, \dots, n, \ \forall i \neq j\right\}$$ المعادلة رقم (٤.١٣)

حيث $r_{ij}=\pi_{ij}/\pi_i$ هي نسبة المحيط المشترك إلى محيط المنطقة الأولى، و π_i و π_j هي محيطات المنطقة الأولى والثانية على التوالي و π_{ij} هي المحيط المشترك بين المنطقتين، و $d_{ij}=\|v_i-v_j\|$ هي المسافة بين المركزين، و v_i و v_j هما مركزا المنطقة الأولى والثانية على التوالي، و θ_{ij} هي الزاوية بين المحور الأفقي والخط الواصل بين المحورين. هنا، تم تخصيص درجة معينة من العلاقات المساحية لكل زوج من المناطق باستخدام دوال العضوية الضبابية fuzzy membership

functions ، Ωc ، حيث {DIS, BOR, INV, SUR, NEAR, FAR, RIGHT, LEFT, ABOVE, BELOW}cϵ.بعد ذلك يتم تحديد درجة العضوية للمناطق i و j للفصيل c ، حيث $\Omega c=(r_{ij}, d_{ij}, \theta_{ij})$. هذه الدوال الفصيلية تم تقسيمها إلى ثلاث مجموعات من العلاقات :

١ - فصيل المحيط : متقطع DISjoined ، و حدودي BORdering ، مجتاح ب INVaded_by ، و محاط ب SURrounded _by.

٢ - فصيل المسافة : قريب NEAR ، و بعيد FAR.

٣ - فصيل الاتجاه : اليمين RIGHT ، و اليسار LEFT ، و فوق ABOVE ، و تحت BELOW ، ويُمكن استخدام العديد من العلاقات لتمثيل أزواج المناطق ،مثلاً ، حدودي من فوق BORdering from ABOVE أو مجتاح من اليسار .INVaded_by from the LEFT.

اعتماداً على هذه العلاقات من الدرجة الثانية للمناطق ، فإن العلاقات ذات الدرجات الأعلى للمناطق يُمكن تشكيلها لتمثيل علاقات مركبة أكثر تعقيدا.

حيث إن محتوى الصور الطبية يكون غنيا جداً في الخواص ، والمميزات ، والأجسام البارزة ، والعلاقات المساحية التي تتعلق بدرجة كبيرة بالمعارف الطبية ، فإنه من المهم جداً أن يتم استرجاع الصور الطبية عن طريق دمج العلاقات المساحية مع الدرجات العليا من المعرفة في المجال الطبي.في[178] Chu et al تم تقديم طريقة لاسترجاع الصور الطبية معتمدة على المعرفة عن طريق الخواص والمحتوى مع البنية المساحية والزمنية مع نموذج دلالي من أربع طبقات يمثل المساحة والزمن والطبيعة الارتقائية للأجسام الطبية.أيضاً قام [176] Chbeir et al بتطوير نظام لإدارة الصور الطبية medical image management system, MIMS ، معتمداً على الوصف العام للصور الطبية لتحقيق عملية استرجاع فعالة تتكامل مع مستوى عالي من الدقة (خصيصاً بدلالة العلاقات المساحية) المطلوبة للمجال الطبي. لقد تم تكامل نموذج معتمد على المعرفة المساحية spatial knowledge based model, SKM مع نظام إدارة الصور الطبية MMS لتحقيق تفسير موضوعي فعال ومتوافق من أوجه (أو مناظر) مختلفة للصور الطبية.على الرغم من أن طرق العلاقات المساحية موجودة في[178] Chu et al ، و [176] Chbeir et al ، فإنه يُمكن اعتبار أن التركيز العام لهذه الإعمال كان على تكامل المستويات العليا من المعرفة الطبية في ال CBMIRR ، وسيتم توفير تفاصيل أكثر في الجزء (٤,٤,٢).

obeikandl.com

(٤،٤) استرجاع الصور الطبية المعتمد على المحتوى باستخدام مزيج من الخواص الدلالية والمرئية

(٤،٤،١) الاسترجاع باستخدام تفسير الدلالات المرضية

الهدف النهائي من أيCBMIR هو إيجاد حالات طبيعية متشابهة وذات معنى، على الرغم من أن هذه الحالات قد تقدم أو لا تقدم صورا طبية تكون متشابهة بالمفهوم المرئي العادي. أحيانا تكون الخواص المرئية المتشابهة في الصور لا تعني تشخيصاً أو أعراضاً متشابهة، والعكس صحيح.ولذلك؛ فإنه من الواضح أن دمج الخواص المرئية في الصورة مع أي مجال معرفي للوصول إلى المجموعة الجانبية الصحيحة من الحالات ذات الصلة في قاعدة البيانات تكون هي المفتاح لنجاح الـ CBMIR.

في بعض الأحيان تكون الصور المستنتجة من أعضاء محددة متشابهة بصرياً، ولكنها تختلف في بعض التفاصيل البسيطة التي يُمكن أن تفقدها عيون الشخص غير المدرب، ولكن مثل هذه التفاصيل الدقيقة من الممكن أن تكون ذات أهمية مرضية [94]. من هذه المجالات صور الأشعة الطبية، والتي تكون فيها المعلومات الطبية المفيدة عبارة عن تغيرات في مستوى الرمادية في مناطق عالية التحديد في الصورة [180]. فمثلاً، بالنسبة لصور الـ HRCT على الرئة، يكون عدد البكسلات الممثلة للمرض كنسبة من بكسلات الصورة صغيرا جداً بحيث لا يُمكن استخدام بصمات عامة لتوصيف الصورة.وفوق ذلك، فإن الحدود الغير واضحة بين البكسلات الممثلة للمرض وهذه الممثلة لصور الأجزاء المحيطة الصحيحة يكون من الصعب اكتشافها، وهذه الـ PBRs من غير المحتمل إن يتم استرجاعها آلياً.حيث إن الصور الطبية تعطي دائماًغموضاً في التفسير وفي التشخيص، فإن طرق الاسترجاع الحالية التي تستخدم خواص الصور البسيطة مثل اللون والنسيج والشكل تكون غالبا غير كافية لبعض أنظمة الـ CBMIR المحددة المجال.أحد الطرق لعلاج مثل هذه القيود هي إلحاق المعلومات الدلالية ذات المستوى العالي مع بيانات الصورة المنخفضة المستوى، ولو أن مثل هذه الطرق مازالت جدلية بدلالة موضوعيتها [6].

في Shyu et al [180] تم تطوير طريقة الطبيب في حلقة physician-in-loop للاسترجاع المعتمد على المحتوى لصور الـ HRCT للرئة، وتم تكامله في نظام CBMIR يدعى ماكينة البحث والاختيار الآلي مع أدوات الاسترجاع automatic search and selection engine with retrieval tools, ASSERT. لأرشفة صورة في قاعدة البيانات، فإن الطبيب يحتاج لبعض الثواني لترسيم الـ PBRs وأي علامات تشريحية ذات علاقة.يُمكن للمعلومات المتعلقة بالمرض الرئوي أن تكون موجودة في موضع كل PBR بالنسبة للعلامات التشريحية كما هو الحال في خواص الـ PBR. هناك أربعة أصناف حسية يُمكن استخدامها عن طريق الطبيب للكشف عن المرض في الصورة المعطاة:

- عتامات خطية وشبكية.

- عتامات عقدية.
- مناطق انتشارية ذات اضمحلال عالي (مساحات ذات كثافة عالية) .
- مناطق انتشارية ذات اضمحلال منخفض (مساحات ذات كثافة منخفضة).

بعد استخلاص الـ PBRs تم استخدام خوارزيم لاستخلاص منطقة الرئة لتحديد حدود الرئتين. لاستخلاص خواص من الصورة، يقوم النظام بحساب متجهات للخواص لتمييز الـ PBRs منفردة والجزء من الصورة المكون لكل منطقة الرئة فقط.كل PBR يتم توصيفه بمجموعة A_{PBR}من الخواص الطبيعية والمساحية الشائعة مثل النسيج، والشكل، والصفات الأخرى الرمادية المستوى. الأهم من ذلك أن الـ PBR يشتمل أيضاً على مجموعة من صفات الـ B_{PBR}التي تقيس الأصناف الحسية المستخدمة عن طريق الأطباء لتحديد وتفسير الأمراض في صور الرئة الـ HRCT. لقد تم حساب عدد كبير من الخواص العامة الأغراض للـ A_{PBR} التي وصل عددها إلى ٢٥٥. لقد أعطى ذلك توصيفا شاملا للمستخدم عن الـ PBR، ولكن في ضوء كفاءة الفهرسة والبحث، فإن مجموعة جانبية صغيرة فقط من هذه المواصفات هي التي يُمكن استخدامها للفهرسة في قاعدة البيانات والاسترجاع منها.ولذلك، فإن خوارزيم واعد للبحث يسمى الاختيار الأمامي المتتابع Sequential forward selection, SFS قد تم تطبيقه لتقليل أبعاد فراغ الخواص بينما يحافظ على المقدرة على التصنيف الدقيق لكل صورة كتابع للنموذج المرضى الخاص بها، مما نتج عنه ١٢ خاصية عامة فقط في الـ A_{PBR} ،مثل المساحة، والتباين، والإنتروبيا، وهستوجرام الحواف للـ PBR.بالنسبة للـ B_{PBR} ، فإنه قد تم حساب ١٤ خاصية مرضية لقياس أربعة أصناف حسية مثل شكل جدار القصبة الهوائية، وانحناء الشقوق المتجاورة، وأحجام الشرايين المتجاورة. أخيراً، أمكن تكوين متجه خواص مرضى مختلط من ٢٦ بعد $F_{PBR}=<A_{PBR},B_{PBR}>$ كوصف لخواص الـ PBR التي كانت تعطي أقصى تمييز بالنسبة للأمراض المختلفة [180].

في هذه الطريقة لتفسير أمراض الـ PBR، يكون الطبيب جزءًا متكاملا في كل نظام الـ CBMIR، بمعنى أن الطبيب هو المسئول عن تقرير الـ PBR مع تفسير الدلالات اللفظية، مع الأخذ في الاعتبار الفصائل الحسية للطبيب، والتي تتعلق بقوة بأمراض الرئة المختلفة، ولقد افترض المرجع [181] بديلا أفضل لهذه الطريقة. تستخلص هذه الطريقة الخواص العامة التي تقيس وجود أو غياب الإدراكات الحسية المختلفة التي استخدمها الطبيب لتشخيص المرض.بمعنى، أنه تم استخدام خواص عامة لوصف الفصائل الحسية والتفريق بينها، وبعد تحديد أي من الفصائل الحسية كان موجوداً في الـ PBR، فإن المستخدم يستطيع تحديد مرض هذا الـ PBR. من مميزات هذه الطريقة الهرمية أنه من السهل الآن أن نقرر أي الخواص سنحتاجها لتوصيف هذه الـ [181]PBRs.لدعم التكامل الدلالي اللفظي مع التبادل المعرفي في مجال الأشعة الطبية، فإن هناك إطار عمل في الـ CBMIR يسمى "نظام نشوئي للتبادل الدلالي للمعلومات في الأوساط المتعاونة" "أصلاً" تم تطويره وتقريره في[182] Berb et al، لاستخلاص وإدارة المحتويات

المرئية لأمراض الرئة.في الأصل، تم تطوير علم الوجود ontology المشارك والمعتمد على الـ XML اعتماداً على المعرفة العامة من خبراء الأشعة والمعلومات من المرجعيين المعروفين جيداً[184 ,183]. لقد استطاع الأطباء أن يقوموا ببناء شروط البحث الدلالي الخاص بهم عن طريق تخصيص درجات الرضا عن الخواص للمصطلحات الدلالية الموجودة وعن طريق إضافة مصطلحات دلالية جديدة للأصناف الحسية الموجودة. هذا النظام يدعم أيضاً الضبط الدقيق لعلم الوجود المشارك عن طريق ضبط تخصيص الدلالات اللفظية لخواص الصور اعتماداً على أفضليات كل شخص [182].

لقد قام Tang et al [94] بتقديم نظام استكشافي I-Browse ذكي الذي دمج تقنية معالجة الصور المنخفضة المستوى مع التفسير الدلالي العالي المستوى؛ وذلك لاسترجاع الصور النسيجية للقناة الهضمية، وهو عبارة عن مدى من الصور النسيجية يبدأ من المريء، ثم المعدة، فالأمعاء الدقيقة، فالأمعاء الغليظة، ثم المستقيم والشرج. قبل البدء في استخلاص الخواص الدلالية، تم أولاً تحديد مجموعتين من الخواص النسيجية ذات الصلة (تُسمى أيضاً العلامات الدلالية) في صور القناة الهضمية عن طريق استشارة خبراء الأنسجة:

١ - الـ ١٥ علامة للخواص الخشنة تم تمثيلها بأحرف كبيرة مختلفة مثل التجويف الصغير (L) ,lumen، والغشاء المخاطي(M) ,mucosa، والغشاء المخاطي الجانبي(S) ,submucosa، والعضلة الظاهرة muscularis externa, (E)، والمصلية الخارجية (A) ,serosa/adventitia، وذلك على افتراض وصف هيكلي عام لمحتويات الصور، والذي يكون مهما للإجراءات الاستدلالية التي تأتي فيما بعد.

٢ - الـ ٦٣ علامة للخواص الدقيقة يتم توضيحها بأرقام مختلفة (١، ٢،...، ٦٣)، مثل النسيج tissue#1، والتجويف lumen#33، و stomach-junction of lumin and foveolae #63، وذلك للتمييز بين المظاهر المرئية خلال كل منطقة خشنة.

لتفعيل التحليل الآلي والتفسير، فإن الصور الميكروسكوبية الأصلية يتم تقسيمها مبدئياً إلى مجموعة من الصور الجانبية بحيث تكون كل منها ٦٤×٦٤ من البكسلات. لكل واحدة من الصور الجانبية، وعن طريق كاشف الخواص المرئية visual feature detector, VFD، يتم استخلاص مجموعة من الخواص الخشنة (هستوجرامات ملونة ورمادية مطبعة) التي يتم تمريرها إلى شبكة عصبية من ثلاث طبقات لتصنيف الصور الجانبية إلى واحدة من ١٥ خاصية من الخواص الخشنة عن طريق تخصيص علامة من علامات الخواص الخشنة لهذه الصورة.باستخدام الـ VFD يتم أيضاً حساب مجموعة من الخواص شبه الدقيقة (المتوسط، والحيود المعياري للمستويات الملونة والرمادية، ومرشحات جابور) واستخدامها لتصنيف الصور الجانبية إلى واحد من الـ ٦٣ خاصية من الخواص التصنيفية الدقيقة باستخدام مصنف بأي ذي المخاطر القليلة وذلك عن طريق تعليم كل صورة بواحد من العلامات الدقيقة. حيث إن

كل واحد من الأصناف الدقيقة يقابل في الحقيقة واحد من الأصناف الخشنة، فإن علامة أخرى من علامات الأصناف الخشنة الناتجة يُمكن الحصول عليها للصورة الجانبية من هذه الخواص شبه الدقيقة، والتي كانت نتيجة تصنيفها من الخواص الدقيقة متوافقة مع واحد من هذه العلامات الخشنة. ولذلك؛ فإن كل صورة جانبية يكون لها حرفان ورقم واحد، تمثل علامتين من علامات الخواص الخشنة وعلامة واحدة من علامات الخواص الدقيقة على التوالي، وبالتالي فإن كل صورة ميكروسكوبية يُمكن عرضها بثلاث مصفوفات (خريطة العلامات).بهذه المصفوفات من العلامات يقوم المحلل الدلاليsemantic analyzer, SA بالمرور خلال عملية تكرارية لتصحيح علامات الخواص النسيجية الدقيقة لكل صورة جانبية حسب السياق النسيجي في قاعدة المعرفة knowledge base, KW بحيث تصبح قادرة على إنتاج مجموعة من الافتراضات على العلامات المصاحبة للصور الجانبية وذلك عن طريق مولد الافتراضات hypothesis generator, HG، إذا كانت هذه العلامات قد اكتشفت خطأ عن طريق الخواص الخشنة وشبه الدقيقة.اعتماداً على هذه الافتراضات يتم استدعاء عدد من الخواص الدقيقة لاسترجاع والتحقق من الخواص المرئية في المناطق المشتبه فيها. مثل هذه الدورات من التحليل والاكتشاف يتم تكرارها حتى يجد المحلل الدلالي نتيجة متوافقة ولا تكون هناك أي تغيرات أخرى. يتم استخدام خريطة العلامات النهائية المصححة لإنشاء تعبير للمحتوى الدلالي يسمى الفراشة Papillon، وهو اسم حركي يستخدم في النظام الاستكشافي I-Browse، ويُمكن استخدامه للتوليد الآلي للتعليقات النصية للصور في قاعدة البيانات باستخدام مولد التعليقات annotation generator, AG.

عند تقديم الاستعلام عن طريق النص الحر (اللغة الطبيعية) فإن محلل النص الحر free text analyzer, FTA سيقوم باستخلاص المعلومات من الاستعلام وتحويلها إلى الفراشة Papillon. تقوم الفراشة بنقل المعلومات من الأوساط المختلفة (الصور والنصوص)، بحيث تقوم بتوصيل المكونات SA و AG و FTA كلها مع بعضها في خلال النظام. ولذلك فإنه عندما يتم تصدير صورة أو نص إلى الاستعلام، فإن المحتويات الدلالية لهم في الفراشة يُمكن استخدامها في عملية الاسترجاع[94, 95, 185-189].بعض أنظمة الـ CBMIR الأخرى المعتمدة على الوصف الدلالي تشتمل على طريقة مفهوم إطار الملكية property concept frame, PCF لاسترجاع صور الأمراض النسيجية [190] ونظام استرجاع الصور المقطعية للمخ المعتمد على نموذج الوصف الهرمي للصور الطبية [191].

(٤،٤،٢) الاسترجاع المعتمد على النماذج العامة

على ضوء الأشكال غير المتجانسة المقدمة في الصور الطبية، فإن معظم أنظمة الـ CBMIR تكون محددة الهدف، بمعنى،أنها تكون محدودة لنظام تصويري معين، أو عضو معين من أعضاء الجسم، أو دراسة تشخيصية معينة؛ وبالتالي فإنها لا تكون قابلة للنقل المباشر إلى التطبيقات الطبية الأخرى [4, 6, 192]. تأتي المعرفة الطبية من المعلومات التشريحية والفسيولوجية التي تتطلب خواص محلية تدعم الاستعلام التشخيصي.ومع ذلك، فإن تفسير

الصور الطبية يعتمد على كل من الصورة نفسها وسياق الاستعلام. حيث إن سياق الاستعلامات لا يكون معروفا عند إدخال الصور في قاعدة البيانات، فإن عدد ونوع خواص الصورة من الممكن أن يكونا عرضة للتطور المستمر، كما أن نظام الـ CBMIR يجب أن يكون عاماً ومرناً [4, 192, 193].

لتنفيذ عملية الاسترجاع الفعال للصور ستكون هناك حاجة لبناء نماذج مكثفة للبيانات تلتقط الملخص الهيكلي عن الصور، وتدعم أيضاً المستندات الاستعلامية الأكثر تقدما اعتماداً على ليس فقط الخواص الأولية المميزة للصور، ولكن أيضاً على الخواص العامة الدلالية مع احتواء المعرفة. لقد قدم Chu et al [78] نظام CBMIR يسمى KMeD، حيث اشتمل هذا النظام على نموذج صورة دلالي وقتي معتمد على المعرفة يحتوي على أربع طبقات: ١ - طبقة البيانات الخام raw data layer, RDL، مع مجموعة الصور، ٢ - طبقة الخواص والتحكم feature and control layer, FCL، مع الخواص المختلفة المستخلصة من محتويات الصورة بما في ذلك الشكل، ومميزات العلاقات المساحية، والخواص الوقتية، ٣ - طبقة المخطط schema layer, SL وهي تمثل الكيانات والعلاقات (المساحية، والوقتية، والتطورية) بين الأهداف اعتماداً على الخواص التيفي الطبقة السابقة، ٤ - طبقة المعرفة knowledge layer, KL تحتوي هياكل هرمية تُسمى نوع التجريد الهرميtype abstraction hierarchies, TAHs لتصنيف الشكل وخواص العلاقات المساحية.

يحتوي الـ FCL على الخواص الشكلية مثل النوع، والمساحة، والحجم، والقطر، والطول، والمحيط، والعلاقات المساحية بين أزواج الكيانات، بما في ذلك العلاقات التعامدية (بمعنى، الشرق، والجنوب، والجنوب الشرقي، وإلخ) والعلاقات الاحتوائية (بمعنى، يحتاح، ويحتوي، وإلخ).في الـ SL فإن أهداف الصورة يُمكن تمثيلها ككيانات مرئية مع تعليقات نصية وتعليقات مرئية، بينما يُمكن توصيل العديد من إصدارات هدف معين على مدار فترة زمنية معينة (مثلاً، مراحل خضوع الورم أثناء عملية السرطان لمريض معين) لتكوين تتابع من الكائنات لهذه الفترة الزمنية.بالإضافة لذلك، فإن الأهداف المطورة تبني للتطوير، والانصهار، والانشطار، بينما يقوم هدف العلاقة الوقتية ببناء العلاقات الوقتية بين الأهداف المتناظرة وبين أي هدف ونوعه المجمع.لقد تم تصميم الـ TAHsفي طبقة المعرفة كهياكل هرمية بحيث يكون عند المستويات التجريدية الأعلى يتم تحديد أهداف عامة أكثر (بمعنى، مدى أوسع من قيم الخواص يتم استخدامها)، وعند المستويات المنخفضة للتجريد يتم وصف مفاهيم أكثر تحديداً (بمعنى، مدى ضيق من قيم الخواص) [173, 178, 194].في نظام الـ KMeD، فإن الخواص الوقتية، والتطورية، والمساحية المعتمدة على المعرفة والمستخلصة من الصور يتم تصنيفها ووضعها في نموذج بيانات الصورة وتخزينها في جداول.كمثال على ذلك، الاستعلام "استرجاع كل حالات الصور التي توضح ورم غددي ميكروي في الغدة النخامية والذي تطور ليصبح ورماً غددياً ماكروياً مع امتداد خارجي يضغط التصالبة البصرية" "retrieve all image cases demonstrating a pituitary gland microadenoma the evolved into macroadenoma with suprasellar extension

"pressing against the optic chiasm"يُمكن إعطاؤه عن طريق البحث في جدول علاقات احتواء الورم الغددي الميكروي للغدة النخامية، ثم اتباع المسار التطوريالذييؤديإلى الورم الغددي الماكروي واختيار الأحداث خارج جدول علاقات الاتصال بين الورم الغددي الماكروي والتصالب البصري[173].

أنظمة الـ CBIR الموجودة حالياً تتعامل بصعوبة مع كل خواص الصور الطبية، حيث إن الصور الطبية يكون لها معاملات اكتساب مختلفة وأنظمة تصوير مختلفة وخواص ضوضائية مميزة لكل نظام تصويري. وعلى ذلك، فإن إنشاء خواص عامة يُمكنها أن تعبر عن كل الصور في قاعدة بيانات معينة يبدو أنه يكون غير قابل للتطبيق على وجه الخصوص.لتوفير نظام استرجاع فعال للصور الطبية العامة مع الموضوعية المتوفقة والفعالة في التفسير للمناظر المختلفة للصور الطبية، فقد اقترح Chbeir and Favetta [195] وصفا عاما للصور الطبية يتم فيه تشكيل نماذج الفراغات العليا للصور [196 ,175]. لقد تمت هيكلة نموذج البيانات كشكل متعدد الفراغات يحتوي فيه كل واحد من الفراغات على مجموعة من الخواص (سياقية، وطبيعية، ومساحية، ودلالية)، واعتبار الصورة الطبية كتركيبة من فراغات خواص السياق والمحتوى. إن الفراغ السياقي يجمع البيانات العامة المرفقة بالصورة بدون حساب لمحتوياتها المرئية، ويقوم بهذه العملية من خلال ثلاث مكونات:

١ - السياق المستقل (مثل، التخصص الطبي، واسم المريض، وتاريخ الالتقاط) ليس له أي تأثير على وصف الصورة، نتيجة تأثير خصوصيات المريض والقيود القانونية الأخرى، ويحتاج للتعامل الخاص ويُمكن إدارته على انفصال.

٢ - السياق شبه المستقل (مثل، أعمار المرضى وجنس كل منهم، وجودة الصورة) يعتبر حيوياً لل CBMIR حيث إنه يحتوي خلفية معرفية مهمة جداً قد تساعد في تحديد طرق يُمكن استخدامها لإنشاء ومقارنة خواص محتويات الصورة. كمثال على ذلك، فإن عمر المريض يكون عامل أساسي عند اعتبار أشكال الأعضاء.

٣ - السياق المعتمد (مثل، نوع الصورة، والحالة [سهمي / تاجي / محووري / وأخرى]،المشهد موصوف ثلاثيا <العنوان، العضو، التعديل أو التغيير>، والتقرير التشخيصي، والتقرير الصوتي) يُمكن أن يساعد بدرجة كبيرة في وصف الصورة.مثلاً، بالمساعدة من معالج اللغة الطبيعية أو التقسيم الصوتي، فإنه يُمكناستخدام التقرير التشخيصي لتوضيح بعض المعاملات الغائبة في بعض الأحوال مثل " وصف أشعة إكس لرئة شخص يبقى غير كامل وغير مهم إذا أهملنا أن هذا الشخص مدخن".

أما فراغ المحتوى على الجانب الآخر فيوفر وصفا شاملا للصورة ويُمكن استخدامه في أنواع مختلفة من الاستعلامات. على العموم، فإن أي صورة طبية يُمكن اعتبار أنها تتكون من صور لمجموعة من الكائنات البارزة في ثلاثة أشكال مختلفة:

١ - العضو التشريحيanatomical organ, AO وهو يمثل الأعضاء الطبية الموجودة في الصورة، مثل المخ، والرئتين، والأيدي، وإلخ، مع مجموعة من المناطق الطبية. يطلق عليها أيضاً العضو موضع الاهتمام organ of interest, OOI.

٢ - المنطقة الطبية medical region, MR وهي تصف الهيكل الداخلي للعضو التشريحي OA، مثل البطين الأيسر والفص الأيمن.إنها تساعد في تحديد أي شذوذ كما أنها تعتبر مرادفاً للـ ROI.

٣ - العلامة الطبية medical sign, MS إنها إما أن تعبر عن الشذوذ الطبي (مثل الأورام، والكسور، والإصابات) التي يتم تحديدها عن طريق الأطباء، وإما أن تعبر عن كائنات غير محددة (متغيرات) توجد في الصورة. أحيانا يرمز لها بالرمز PBR.

كل واحد من الأجزاء البارزة (AO, MR, or MS) يتم إسقاطه على الفراغات الجانبية التالية:

- الفراغ الجانبي الطبيعي الذي يحتوي المواصفات الطبيعية المنخفضة المستوى لمحتويات الصورة، مثل الألوان المختلفة العامة والمحلية والخواص النسيجية التي يُمكن استخلاصها يدويا، أو بطريقة شبه آلية، أو بطريقة آلية، اعتماداً على الفراغ السياقي (نوع الصورة، وتشكيلها، وجودتها، إلخ) ويُمكن استخدامها فيما بعد لتحليل الفراغات الجانبية الأخرى. وفوق ذلك فإن التحليل الطبيعي يُمكن تحقيقه اعتماداً على السياقات التابعة وشبه المستقلة. فعلى سبيل المثال، يعتبر عمر المريض معامل تحديدي عند اعتبار شكل العضو الطبي، كما أن نوع الصورة يحدد طريقة استخلاص اللون المناسبة.
- الفراغ الجانبي المساحي يحتوي الخواص الهندسية المتوسطة المستوى للكائنات البارزة في الصورة مثل خواص الشكل والعلاقات المساحية.
- الفراغ الجانبي الدلالي يحتوي الخواص الدلالية العالية المستوى للكيانات البارزة. الهدف من الفراغ الجانبي الدلالي هو تكامل الخواص العالية المستوى للكيانات والعلاقات التي تم الحكم على أنها أساسية عن طريق المستخدمين الطبيين لوصف الصورة. على الرغم من ذلك، فالتحليل لمثل هذه الخواص الدلالية قد يتطلب تدخلا بشريا، حيث يجب التعرف على الدلالات الواضحة لهذه الكيانات.في العادة يتم وصف الفراغ الدلالي يدوياً عن طريق المستخدم بسبب حقيقة أن المجال الطبي عبارة عن مجال شديد التعقيد وكل لفظ قد يكون له العديد من المعاني اعتماداً على السياق.يُمكن تشفير العلامات الطبية عن طريق بعض الشفرات الموجودة، وإن كانت مثيرة للجدل،مثل شفرات التعليم لتصنيف الأمراض مثل التصنيف الدولي للأمراض، الإصدار العاشر International classification for disease, 10th version, ICD-10[197]، أو النظام اللغوي الطبي الموحد Unified medical language system, UMLS[198].

لقد تم تكامل نموذج بيانات الصورة في الفراغ العلوي الذي تم شرحه مسبقاً في النموذج الأولى لل MIMS[176, 196, 199-201].

لقد قدم Lehmann et al. [192] هيكلا عاما لاسترجاع الصور المعتمد على المحتوى في التطبيقلت الطبية (IRMA) اعتماداً على طريقة عامة متعددة الخطوات تشتمل على التصنيف الكامل للصورة، والتسجيل بالنسبة للأنواع الأولية، والاستخلاص والاختيار المعتمد على الاستعلام للخواص، والتمثيل الهرمي للكيان، واسترجاع الصور.لكي تتعامل مع تعقيدات المعرفة الطبية، فإن IRMA تقسم كل عملية الاسترجاع إلى سبع خطوات متتالية، بحيث تمثل كل خطوة مستوى أعلى من التجريد، يعكس المستوى المتزايد لفهم محتويات الصورة:

١ - تصنيف الصورة (اعتماداً على المعلومات العامة). وهذا يحدد طريقة التصوير واتجاه جسمها وأيضاً المنطقة من الجسم التي يتم فحصها والنظام الحيوي لكل صورة مدخلة مع طريقة التشفير الهرمي المفصلة [202] لتعويض المعايير الموجودة (مثل الـ DICOM).

٢ - تسجيل الصورة (هندسيا وتباينيا). الاستدلال التشخيصي المستنتج من الصور الطبية يكون في العادة مستنتجاً من نموذج من الطبيعة مستمر التطور [4].لذلك؛ فإن التسجيل يعتمد على صور أولية محددة لكل صنف عن طريق الخبراء المتمتعين بالمعرفة الطبية المسبقة أو عن طريق التحليل الإحصائي،الذي يُمكن فيه استخدام الأصناف الأولية لتحديد المعاملات للعلاقات، والانتقال، والتحجيم، وضبط التباين.

٣ - استخلاص الخواص (باستخدام الخواص المحلية). إن هذا يستنتج وصفات محلية مختلفة للصور بطرق تكون إما حرة التصنيف وإما محددة التصنيف. بالمثل مع الخواص العامة للتصنيف، فإن عدد خواص الصور المحلية يكون ممتدا أو موسعا.

٤ - اختيار الخواص (المعتمدة على الصنف والاستعلام). إن فصل اختيار الخواص من استخلاص الخواص يساعد المهمة الأولى في أن تكون معتمدة على الاسترجاع.كما أن اختيار الخواص يكامل كل من أصناف الصور وسياق الاستعلام في عملية التجريد مع المجموعة التي سبق حسابها من الخواص المناسبة. فمثلاً،استرجاع صور أشعة الراديو الخاصة بكسور العظام أو الأورام يُمكن إجراؤها باستخدام الخواص المعتمدة على الشكل والنسيج على التوالي.

٥ - الفهرسة (التمثيل المتعدد النطاقات للنقط). إن ذلك يحقق تجريداً لخواص الصور المتولدة، والتي تم اختيارها مسبقاً؛ مما ينتج عنه وصفا مدمجا للصور من خلال تجميع أجزاء الصور المتشابهة في مناطق يتم وصفها عن طريق عزوم ثابتة كنقط. لذلك؛ فإن التمثيل النقطي للصورة يتم ضبطه بالنسبة للمعاملات المحددة في خطوة التسجيل؛ مما يؤدي إلى تعدد نطاقات أو "شجرة نقاط".

٦ - التحديد (استغلال المعرفة المسبقة). إن هذا يحقق الوصلة بين المعرفة الطبية المسبقة ونقاط معينة تتولد أثناء خطوة الفهرسة. ولذلك؛ فإنها تمثل القواعد الأساسية لتقديم مستوى عالٍ من الفهم للصور عن طريق تحليل العلاقات المنطقية والمساحية بين النقط.

٧ - الاسترجاع (على المستوى التجريدي للنقط). يتم إجراء ذلك عن طريق البحث في الهيكل الهرمي للنقط. هذه الخطوة الاسترجاعية تتطلب حسابات على الإنترنت، بينما كل الخطوات الأخرى يُمكن إجراؤها مباشرة في وقت إدخال الصورة (بدون الإنترنت).

لقد تم تطبيق الطريقة متعددة الخطوات السابقة على قاعدة البيانات IRMA لصور الأشعة (تتكون من صور طبية لستة مناطق رئيسية في الجسم مأخوذة من الروتين اليومي)، لتضييق الفجوة بين البصمة الدلالية للصور وأي وصف نصي، والذي يكون في العادة غير كامل [192, 193].

بعض أنظمة الـ CBMIRالتي تحقق استرجاعاً متغيراً للصور تشتمل على فهرسة الصور تبعا لمحتوياتها image indexing by content, I^2C[203]، وهيكل الاسترجاع المعتمد على المحتوى content based retrieval architecture, COBRA[205]، والـ MedGIFT [122, 206, 207].الـ MedGIFT على الخصوص عندما يتكامل مع الـ GNU Image Finding tool [208]، ولغة الاسترجاع المتعددة الوسائط Multimedia retrieval markup language, MRML [209]، والـ CasImage، يحقق إطاراً مفتوح المصدر لمكونات يُمكن إعادة استخدامها للعديد من أنظمة الـ CBMIR لتعزيز الموارد وتجنب التكلفة العالية للتطوير.

(٤،٥) استرجاع الصور المعتمد على المحتوى عن طريق خواص الوظائف الفسيولوجية

طرق الـ CBMIR المقدمة في هذا الفصل حتى الآن تم تصميمها خصيصا للصور التشريحية التي تلتقط للتشريح البشري عند مستويات مختلفة، وهي تحقق أساسا معلومات هيكلية. على العكس من الصور التشريحية، فإن الصور الوظيفية أو الجزيئية مثل صور الـ PET والـ SPECT تسمح بالدراسة الداخلية للعمليات الفسيولوجية والكيميائية الحيوية؛ مما يحقق معلومات وظيفية لم تكن متاحة من قبل، وهذا ما يفرق بين الصور الطبية والصور العامة [68, 210, 211].يُمكن تقدير أو تخمين الوظائف الفسيولوجية عند مستوى الجزيئات عن طريق ملاحظة سلوك كمية صغيرة من مادة معطاة ومعلمة أو موسومة بذرات راديو مشعة. يتم تشكيل الصورة عن طريق الكشف الخارجي لأشعة جاما المنبعثة من المريض مع اضمحلال الذرات المشعة.يُمكن قياس التمثيل الغذائي للجلوكوز، واستهلاك الأكسجين، وتدفق الدم في المخ والقلب باستخدام مركبات تحتوي الكربون ^{11}C، والفلورين ^{18}F، والنيتروجين ^{13}N، والأكسجين ^{15}O وكلها مكونات أساسية في الجسم.

طرق الـ CBMIR الموجودة قد لا تكون هي الطرق المثالية عند التطبيق على الصور الوظيفية نتيجة الخواص الفريدة لهذه الصور بالنسبة للمعرفة المتأصلة لحالة المرض، حيث إنها تؤثر على العمليات الفسيولوجية والكيميائية الحيوية قبل التغيرات الشكلية للجسم.مثل هذه المعلومات الفسيولوجية الكمية داخل محتويات الصورة الوظيفية من غير المحتمل أن يتم استرجاعها عن طريق طرق الاسترجاع العادية باستخدام خواص اللون، والنسيج، والشكل. لا يتم التقاط اللون أثناء عملية التصوير للخواص الوظيفية، حيث إن الصور في هذه الحالة يتم التقاطها وعرضها في المستوى الرمادي أو شبه ملون.ولذلك؛ فإنه من غير المحتمل أن تكون خاصية اللون قابلة للتطبيق بالنسبة للصور الوظيفية. الخواص النسيجية من المحتمل أن تكون مرتبكة بكمية من الضوضاء الإحصائية في الصور الوظيفية.أيضاً، فإن الخواص الشكلية من غير المحتمل أن تكون ذات أهمية.في الحقيقة من المحتمل أن تنتج الوظيفة في تغيرات في الشكل الظاهري أثناء اكتساب الصورة مع إعادة توزيع الأثر المشع.من الواضح أن التطور في الـ CBMIR بالنسبة للصور الوظيفية يجب أن يأخذ في الإعتبار هذه الخواص الفسيولوجية الوظيفية المحددة [161, 212].

لقد ظهرت دراسات مبكرة عن الاسترجاع المعتمد على المحتوى لصور الـ PET الوظيفية الديناميكية في مرجع Cai et al [21]. إعتماداً على هذه الدراسة قام Kim et al [161] أخيراً بتطوير نظام استرجاع يعتمد على الفوكسل موضع الاهتمام VOI لصور الـ PET الديناميكية المتعددة الأبعاد للمخ [^{18}F]، والتي تستخدم بكثرة في تحديد معدل التمثيل الغذائي الموضعي للجلوكوز local cerebral metabolic rate of glucose, LCMRGluc وتظهر استهلاك الجلوكوز ومتطلبات الطاقة للمكونات الهيكلية والوظيفية المختلفة في المخ البشري.في دراسات التصوير الوظيفي الديناميكي، تأخذ المعرفة المسبقة شكل نموذج حركي للأثر للتتابعات الزمنية لقياسات امتصاص أثر الـ PET.يُمكن تحديد مثل هذه المعلومات الوظيفية بدلالة النموذج الحسابي$\mu(t|p)$ (حيث $t=1,2,\ldots,T$ هي عينات الزمن المتقطعة لأخذ القياسات، بينما يكون عدد الفترات الزمنية العادية للمسح T يساوي ٢٢، و Pهي معاملات النموذج)، هذه المعاملات تصف الإمداد، والنقل، والتحول الكيميائي الحيوي للأثر.دالة الدخل للنموذج هي منحنى النشاط الزمني للبلازما plasma time activity curve, PTAC الذي يتم الحصول عليه من عينات الدم المتتالية.صور الـ PETالتي يعاد تشكيلها توفر للنظام منحنى النشاط الزمني للنسيج TTAC، أو دالة الخرج التي يرمز لها بالرمز $f(t)$ لكل فوكسيل في الصورة.

تطبيق هذا النموذج على أساس فوكسل بعد فوكسل على بيانات الـ PTAC والـ TTAC باستخدام خوارزيم معين سريع لتقدير هذه المعاملات [213, 214] يعطي الصور البارامترية الفسيولوجية.في[161] kim et al، تم استخدام التحليل التصنيفي الضبابي الرباعي الأبعاد بالمتوسطات C، four dimensional fuzzy c-means cluster analysis[215, 216] لتشكيل المجموعات الوظيفية لـ VOIالتي تتكون من الفوكسلات التي لها سلوك حركي متشابه.لقد تم

استخلاص الـ TTACs الفسيولوجية أولاً لكل واحدة من الـ N فوكسيل غير الصفرية في الصورة لتكوين متجه الخواص الحركية الذي يتكون من قيم الفوكسل عند التتابع الزمني الديناميكي لأخذ قياسات الأثر. بعد تطبيق طريقة جدول أخذ عينات الصورة المثالية optimal image sampling schedule, OISS[217, 218]، على دراسة صورة المخ الـ PET الديناميكية FDG المعتمدة على نموذج الـ FDG ذي الخمس معاملات، فإن أبعاد متجه الـ TTAC تم إنقاصها من ٢٢ إلى ٥ بينما زادت نسبة الإشارة إلى الضوضاء لكل إطار صورة؛ مما أدى إلى نتائج تصنيف أفضل.بعد ذلك تم تطبيق طريقة التحليل الضبابي للتصنيف بالمتوسطات C لتخصيص كل واحد من متجهات الخواص N لرقم محدد C من مجموعات التصنيف مع الوصول للحد الأدني لدالة الهدف J كما يلي:

$$J = \sum_{i=1}^{N} \sum_{j=1}^{C} u_{ij}^{p} D_{ij}^{2}$$ المعادلة رقم (٤.١٤)

حيث $P(1 \le P \le \infty)$هي أس وزني على كل عضوية ضبابية،التي تحدد كمية الضبابية في التصنيف الناتج، و u_{ij}هي درجة العضوية لمتجه الخاصية iفي الصنف j.مقياس التشابه بين المتجه $f_i(t)$ للخاصية i ومركز الصنف $\overline{f_{c_j}(t)}$ لمجموعة الصنف c_j رقم j يتم حسابها باستخدام المسافة الإكلودية:

$$D_{ij} = \left[\sum_{i=1}^{T} s(t) \left(f_i(t) - \overline{f_{c_j}}\right)^2\right]^{1/2}$$ المعادلة رقم (٤.١٥)

حيث s(t)هي معامل تحجيمي للنقطة الزمنية t يساوي الفترة الزمنية للإطار رقم i مقسومة على الزمن الكلي الديناميكي للاكتساب.هذا المعامل التحجيمي يعطي وزناً أكثر للإطارات المتأخرة التي لها أزمنة مسح أطول، والتي تحتوي على بيانات يُمكن الاعتماد عليها أكثر. الوصول للحد الأدنى لـJ يتم الوصول إليه عن طريق التجديد التكراري لـ u_{ij} كما يلي:

$$u_{ij} = \left[\sum_{k=1}^{C} \left[\frac{D_{ij}}{D_{ik}}\right]^{\frac{2}{p-1}}\right]^{-1}$$ المعادلة رقم (٤.١٦)

ومركز المجموعة أو الصنف $\overline{f_{.j}(t)}$ سيساوي:

$$\overline{f_{c_j}(t)} = \frac{\sum_{i=1}^{N} u_{ij}^{p} f_i(t)}{\sum_{i=1}^{N} u_{ij}^{p}}$$ المعادلة رقم (٤.١٧)

obeikandl.com

ولذلك، فقد تم تخصيص وزن احتمالي لكل فوكسيل i ليمثل احتمال أن تكون هذه الفوكسيل عضو في كل صنف j. لأي فوكسيل، يكون مجموع درجات العضوية المخصصة يساوي ١. يتم إنهاء الخطوات عندما تتحقق معادلة التفاوت التالية:

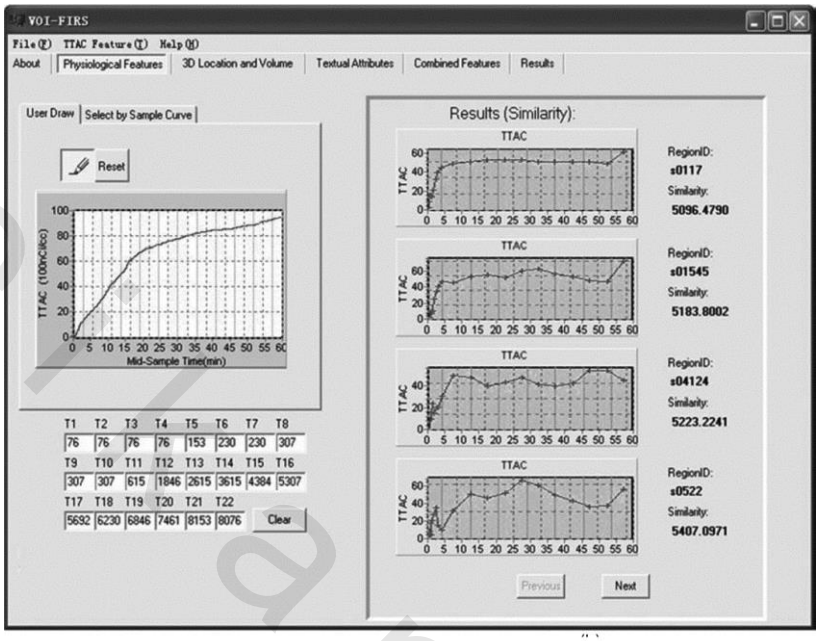
$$max_{ij}\{|u_{ij}^{m+1} - u_{ij}^{m}|\} > \varepsilon$$ المعادلة رقم (٤,١٨)

حيث mهي رقم الخطوة التكرارية وε>0 1>.بمجرد حدوث التقارب، يتم توليد خريطة للأصناف عن طريق تخصيص قيمة لكل فوكسيل تساوي رقم الصنف الذي أخذ معها أعلى درجة عضوية ضبابية. من هذه التصنيفات المستنتجة، يتم تطبيق خوارزيزم إنماء المنطقة [145] على الفوكسيلات في كل صنف لتشكيل الفوكسلات تحت الاهتمام VOIs لتجميع الفوكسيلات المتصلة مساحياً وفصل الهياكل المختلفة التي قد يكون تم تصنيفها في صنف معين نتيجة التشابه في السلوك الحركي لهذه البكسيلات. متجهات خواص الـ TTAC المستخلصة من الـ VOIs يتم فهرستها على أنها خواص وظيفية فسيولوجية وتستخدم على أنها طريقة استعلام أساسية في الـ VOI-IRS المفترض [161].

الشكل رقم (٤,٦) يوضح الـ GUI لمكونات الاستعلام "الاستعلام عن طريق الخواص الفسيولوجية والوظيفية query by functional and physiological features" في الـ VOI-FIRS. يسمح للمستخدم أن يرسم يدويا منحنى خواص الـ TTAC مع الشبكة أو أن يختار من قائمة تحتوي عينات سابقة التحديد من الـ TTAC إذا احتاج الأمر لذلك. بمجرد أن يتم الاختيار، يُمكن ضبط منحنى الـ TTAC يدوياً لكل نقطة من نقاط عينات الـ TTAC. كلما تركز منحنى الـ TTAC في الإطارات المبكرة زمنياً، فإنه يُمكن تكبيره حتى يُمكن فحصه بدقة أكثر.

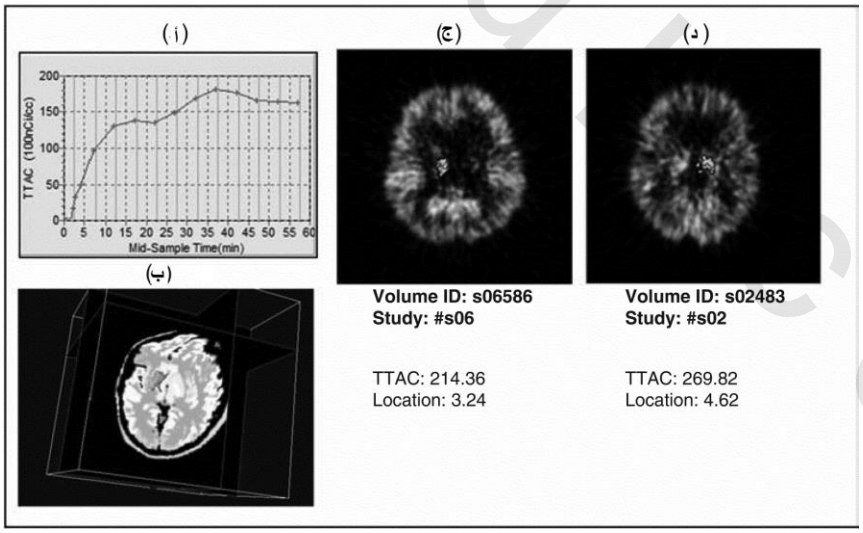
الشكل رقم (٤,٧) يوضح مثالا على الاسترجاع الديناميكي للصور المعتمد على الخواص الوظيفية الفسيولوجية. العينة TTAC، التي تقارب النموذج الموجود في المادة الرمادية لصور الـ FDG-PET للمخ الديناميكي (كما في الشكل رقم (٤,٧أ))، والموضع الثلاثي الأبعاد للمهاد الأيمن right thalamusالذي يتم اختياره من الهياكل المعلمة في لوحة شبح Zubalكمافي الشكل رقم (٤,٧ب)، سيتم وضعها كخواص استعلام.لقد تم وضع الوزن يساوي ٥٠٪ للخواص الوظيفية و ٥٠٪ لخواص الوضع الحجمي (انظر الجزء ٤,٣,٢). أعلى درجة للـ VOI المسترجع موضح في الشكل رقم (٤,٧ت)، حيث حدد الاستعلام الـ VOI الممثلة للمهاد الأيمن. الشكل رقم (٤,٧ث) يبين أعلى ترتيب للنتائج من تغيير موضع الخواص إلى المهاد الأيسر. توضح هذه النتائج أنه بالاسترجاع المعتمد على دمج الخواص الوظيفية والخواص المساحية لصور الـ PET الديناميكية في موضع الخواص الحجمي، فإن

الـ VOIsالتي لها خواص حركية TTAC محددة بالمستخدم يُمكن تحديدها بنجاح، والتي قد لا تكون ممكنة من الخواص الوظيفية وحدها [145, 196].



(أ) (ب)

الشكل رقم (٤،٦) الـ GUI للاستعلام عن طريق الخواص الفسيولوجية يوضح منحنى ال TTAC عن طريق المستخدم (أ) وال VOIs مع منحنيات ال TTAC وفهارس التشابه (ب) [161].



الشكل رقم (٤،٧) (أ) عينة لمنحنى الـ TTAC، (ب) اختيار الموضع (المهاد الأيمن) في لوحة الأطلس المثالى (Zubal)، (ج) نتائج الإسترجاع مع خواص الاستعلام المجمعة ل (أ) و (ب)، (د) النتائج المسترجعة مع (أ) مع خواص من موضع آخر (المهاد الأيسر) كخواص استعلام [161].

(٤،٦) ملخص

لقد تم في هذا الفصل تقديم الـ CBMIR ومكوناته الأساسية بما في ذلك استخلاص خواص الصور، ومقارنة التشابهات، وطرق الفهرسة، والمواجهة الفعالة مع الاستعلامات. لقد شرح الحاجة إلى الـ CBIRفي المجال الطبي (CBMIR) والتحديات المتعلقة به، وأعقبت ذلك مراجعة تفصيلية لطرق الـ CBMIR الأساسية في أربعة أصناف مختلفة:الاسترجاع المعتمد على الخواص المرئية الطبيعية (اللون والنسيج)، والاسترجاع المعتمد على الخواص الهندسية المساحية (الشكل، والخواص الحجمية الثلاثية الأبعاد، والعلاقات المساحية)، والاسترجاع المعتمد على الدمج بين الخواص الدلالية والمرئية (التفسير الدلالي المرضى والنماذج العامة)، وأخيراً، الاسترجاع المعتمد على الخواص الوظيفية الفسيولوجية.يُمكن لنجاح الـ CBMIR أن يفتح العديد من وجهات النظر الجديدة في مجال الخدمات الطبية والأبحاث، مثل التتبع المرضى، والتشخيص التفريقي، والتخطيط الجراحي الغير تدخلي، والتدريب الإكلينيكي، والنتائج البحثية من ذلك.

(٤،٧) تمارين

١ -اشرح آلية الـ CBIR.

٢ -ماهي العوامل الأساسية في التفريق بين الـ CBIR والـ CBMIR ؟

٣ -لقد تم تطبيق النسيج بنجاح كخاصية مرئية في العديد من أنظمة الـ CBMIR (مثل مسح الرأس بالـ MIR، وصور الـ HRCT للرئة). ما هو نسيج الصورة، وما هي خواصة التي تمكن أو تعين الاسترجاع المعتمد على المحتوى؟

٤ -ماذا يُمكن استخدام الخواص الحجمية الثلاثية الأبعاد في الـ CBMIR ؟ وما هي عيوب ومميزات الخواص الحجمية الثلاثية الأبعاد في مقابل الخواص الشكلية الثنائية البعد ؟

٥ -أعط مثال على تطبيقات الـ CBMIRفي دعم القرار الإكلينيكي.

٦ -ما هي مميزات وعيوب دمج الخواص الدلالية والمرئية فيالـ CBMIR؟ وكيف يُمكن لهذا الدمج لهاتين المكونتين أن يزيدا في النتائج المتوقعة عن استخدام أي واحدة منهما منفردة ؟

obeikandi.com

(٤،٨) المراجع

1. I. Bankman (Ed.). Handbook of Medical Imaging Processingand Analysis.Academic Press, 2000.
2. H. K. Huang. PACS and Imaging Informatics: Basic Principlesand Applications, 2nd ed. Wiley-Liss, 2004.
3. J. Duncan and N. Ayache. Medical image analysis: Progressover two decades and the challenges ahead. IEEE Trans.PAMI. 22(1):85–106, 2000.
4. H. D. Tagare, C. JaVe, and J. Duncan. Medical imagedatabases: A content-based retrieval approach. J. Am.Med. Inform. Assoc. 4(3):184–198, 1997.
5. L. H. Y. Tang, R. Hanka, and H. H. S. Ip.A review ofintelligent content-based indexing and browsing of medicalimages. Health Informatics J. 5:40–49, 1999.
6. H. Mueller et al. A review of content-based image retrievalsystems in medical applications—Clinical benefits andfuture directions. Int. J. Med. Info. 73:1–23, 2004.
7. J. Boissel et al. Getting evidence to pre-scribers andpatients or how to make EBM a reality. Proc. Med. Info.Europe Conf. France, 2003.
8. Y. Rui, T. S. Huang, and S.-F.Chang. Image retrieval: Past,present, and future. Proc. Int. Symp. Multimedia Inform.Proc. Taipei, Taiwan, 1997.
9. A. W. M. Smeulders et al. Content-based image retrieval atthe end of the early years. IEEE Trans. PAMI. 22(12):1349–1380, 2000.
10. A. D. Bimbo. Visual Information Retrieval.Morgan KaufmanPublishers, 1999.
11. V. Castelli and L. D. Bergman (Eds.). Image Databases:Search and Retrieval of Digital Imagery. John Wiley &Sons, 2002.
12. D. Feng, W. C. Siu, and H. J. Zhang (Eds.). MultimediaInformation Retrieval and Management: Technological Fundamentalsand Applications. Springer, 2003.
13. F. Long, H. Zhang, and D. Feng.Fundamental of contentbasedimage retrieval.In D. Feng, W. C. Siu, and H. Zhang(Eds). Multimedia Information Retrieval and Management:Technological Fundamentals and Applications. Springer,1–26, 2003.
14. Y. Rui, T. S. Huang, and S. F. Chang. Image retrieval:Current techniques, promising directions and open issues.J. Vis. Comm. Image Rep. 10:39–62, 1999.
15. R. M. Rangayyan. Biomedical Image Analysis.CRC Press,2005.
16. J. Vendrig, M. Worring, and A. Smeulders. Filter imagebrowsing: Exploiting interaction in retrieval. Proc. Vis. '99Information and Information Systems, 1999.
17. J. Robinson. The k–d–B–tree: A search structure for largemultidimensional dynamic indexes. Proc. SIGMOD Conf.Ann Arbor, 1981.
18. D. Lomet and B. Salzberg. A robust multimediaattributesearch structure. 5th Int. Conf. Data Eng.
296–304, 1989.
19. T. BrinkhoV, H. Kriegel, and B. Seeger.Efficient processingof spatial joins using R-trees. Proc. ACM SIGMOD.237–246, 1993.
20. A. Guttman. R-tree: A dynamic index structure for spatialsearching. Proc. ACM SIGMOD. 47–57, 1984.
21. T. Sellis, N. Roussopoulos, and C. Faloutsos. The R-tree:A dynamic index for multidimensional objects. Proc. 12thVLDB.507–518, 1987.
22. N. Beckmann et al. The R_-tree: An efficient and robustaccess method for points and rectangles. Proc. ACM SIGMOD.322–331, 1990.
23. S. Berchtold, D. A. Keim, and H.-P.Kriegel. The X-tree:An index structure for high-dimensional data. Prod. 22ndInt. Conf. Very Large Data Bases. 28–39, 1996.
24. K.-I. Lin, H. V. Jagadish, and C. Faloutsos. The TV tree: Anindex structure for high-dimensional data. VLDB J.3(4):517–549, 1994.
25. D. A. White and R. Jain. Algorithms and strategies forsimilarity retrieval.Technical Report VCL–96–01.VisualComputing Laboratory, University of California, SanDiego, 1996.
26. M. Flickner et al. Query by image and video content: TheQBIC system. IEEE Computer. 28(9):23–32, 1995.
27. D. White and R. Jain. Similarity indexing: Algorithms andperformance. Proc. SPIE Storage and Retrieval for Imageand Video Databases, 1996.
28. R. Ng and A. Sedighian. Evaluating multi-dimensionalindexing structures for images transformed by principalcomponent analysis. Proc. SPIE Storage and Retrieval forImage and Video Databases, 1996.

29. Y. A. Aslandogan and C. T. Yu.Techniques and systems forimage and video retrieval. IEEE Trans. KDE. 11(1):56–63,1999.
30. Y. Rui et al. Relevance feedback: A power tool for interactivecontent-based image retrieval. IEEE Trans. Circ. Sys.Video Tech. 8(5):644–655, 1998.
31. J. Huang, S. Kumar, and M. Metra. Combining supervisedlearning with color correlograms for content–basedimage retrieval. Proc. ACM Multimedia ’95.325–334,1997.
32. R. Torres and A. Falcao. Content-based image retrieval:Theory and applications. Revista de Informatica Teorica eAplicada. 13(2):161–185, 2006.
33. X. S. Zhou and T. S. Huang. Relevance feedback in imageretrieval: A comprehensive review. Multimedia Systems8:536–544, 2003.
34. C. Lopez-Pujalte, V. Bote, and F. Anegon. Order-basedWtness functions for genetic algorithms applied to relevancefeedback. J. Am. Soc. Info. Sci. and Tech.54(2):152–160, 2003.
35. Y. Rui et al. A power tool in interactive content-based imageretrieval. IEEE Trans. Cir. Sys. Video Tech. 8(5):644–655,1998.
36. I. Cox et al. The Bayesian image retrieval system, PicHunter:Theory, implementation, and psychophysical experiments.IEEE Trans. Image Processing. 9(1):20–37, 2000.
37. S. Tong and E. Chang. Support vector machine activelearning for image retrieval. Proc. 9th ACM Int. Conf.Multimedia.107–118, 2001.
38. J. Huang et al. Spatial color indexing and applications. Int.J. Computer Vision 35(3):245–268, 1999.
39. G. Pass and R. Zabith. Comparing images using jointhistograms.Multimedia Systems. 7:234–240, 1999.
40. W. Niblack et al. Querying images by content using color,texture, and shape. SPIE Conf. Storage and Retrieval forImage and Video Database. 1908:173–187, 1993.
41. G. Pass and R. Zabith. Histogram refinement for contentbasedimage retrieval. IEEE Workshop on Applications ofComputer Vision.96–102, 1996.
42. J. Huang et al. Image indexing using color correlogram.IEEE Int. Conf. Computer Vision and Pattern Recognition(Puerto Rico).762–768, 1997.
43. P. Howarth et al. Medical image retrieval using texturelocality and colour.CLEF2004–LNCS 3491.740–749, 2005.
44. B. S. Manjunath and J. R. Ohm.Color and texturedescriptors. IEEE Trans. Cir. Sys. Video Tech. 11:703–715,2001.
45. J. R. Smith and S.-F.Chang. Automated binary texturefeature sets for image retrieval. Proc. ICASSP (Atlanta),1996.
46. R. M. Haralick, K. Shanmugam, and I. Dinstein. Texturefeatures for image classification. IEEE Trans. Sys., Man.,and Cyb. SMC-3(6):610–621, 1973.
47. H. Tamura, S. Mori, and T. Yamawaki.Texture featurescorresponding to visual perception.IEEE Trans. Sys.,Man., and Cyb. SMC-8(6):460–473, 1978.
48. X. Tang. Texture information in run-length matrices. IEEETrans. Image Processing 7(11):1602–1609, 1998.
49. A. Laine and J. Fan.Texture classification by wavelet packetsignatures. IEEE Trans. PAMI. 15(11):1186–1191, 1993.
50. T. Chang and C. C. J. Kuo. Texture analysis and classificationwith tree-structured wavelet transform. IEEE Trans.Image Processing. 2(4):429–441, 1993.
51. J. G. Daugman. Complete discrete 2D Gabor transformsby neural networks for image analysis and compression.IEEE Trans. ASSP. 36:1169–1179, 1988.
52. B. S. Manjunath and W. Y. Ma. Texture features for browsingand retrieval of image data. IEEE Trans. PAMI.18(8):837–842, 1996.
53. J. Francos. Orthogonal decompositions of 2D randomWelds and their applications in 2D spectral estimation. InN. K. Bose and C. R. Rao (Eds.), Signal Processing and itsApplications. North Holland. 20–27, 1993.
54. F. Liu and R. W. Picard. Periodicity, directionality, andrandomness: Wold features for image modeling andretrieval. IEEE Trans. PAMI. 18(7):722–733, 1996.
55. P. P. Ohanian and R. C. Dubes. Performance evaluation forfour classes of texture features. Pattern Recognition.25(8):819–833, 1992.
56. C. Shyu et al. ASSERT: A physician-in-the-loop contentbasedretrieval system for HRCT image databases. Comput.Vis. Image Understand. 75(1–2):111–132, 1999.

57. J. Mao and A. K. Jain. Texture classification and segmentationusing multiresolution simultaneous autoregressivemodels.Pattern Recognition. 25(2):173–188, 1992.
58. J. Weszka, C. Dyer, and A. RosenWld. A comparative studyof texture measures for terrain classiWcation. IEEE Trans.Sys., Man., and Cyb. SMC–6(4):269–285, 1976.
59. A. P. Pentland. Fractal-based description of natural scenes.IEEE Trans. PAMI. 6(6):661–674, 1984.
60. C. ChatWeld and A. Collins.Introduction to multivariateanalysis.Chapman & Hall, 1983.
61. E. Persoon and K. Fu. Shape discrimination using Fourierdescriptors. IEEE Trans. Sys., Man., and Cyb. 7:170–179,1977.
62. H. Kauppinen, T. Seppnaen, and M. Pietikainen.Anexperimental comparison of autoregressive and Fourierbaseddescriptors in 2D shape classiWcation. IEEE Trans.PAMI. 17(2):201–207, 1995.
63. E. M. Arkin et al. An eYciently computable metric forcomparing polygonal shapes. IEEE Trans. PAMI. 13(3),1991.
64. A. Pentland, R. W. Picard, and S. SclaroV. Photobook:Content-based manipulation of image databases. Int. J.Computer Vision, 1996.
65. S. Abbasi, F. Mokhtarian, and J. Kittler.Enhancing CSSbasedshape retrieval for objects with shallow concavities.Image and Vision Computing. 18(3):199–211, 2000.
66. F. Mokhtarian and S. Abbasi. Shape similarity retrievalunder AYne transforms. Pattern Recognition 35(1):31–41,2002.
67. Z. You and A. K. Jain.Performance evaluation of shapematching via chord length distribution.Computer Vision,Graphics, Image Processing. 28:185–198, 1984.
68. A. K. Jain. Fundamentals of Digital Image Processing.PrenticeHall, 1986.
69. N. Arica and F. Vural. BAS: A perceptual shape descriptorbased on the beam angle statistics. Pattern RecognitionLetters. 24(9–10):1627–1639, 2003.
70. G. C.-H. Chuang and C.-C. J. Kuo. Wavelet descriptor ofplanar curves: Theory and applications. IEEE Trans. ImageProcessing. 5(1):56–70, 1996.
71. M. K. Hu. Visual pattern recognition by moment invariants,computer methods in image analysis.IRE Trans. Info.Theory 8, 1962.
72. L. Yang and F. Algregtsen. Fast computation of invariantgeometric moments: A new method giving correct results.Proc. IEEE Int. Conf. on Image Processing. Austin, Texas, 1994.
73. Y. S. Kim and W. Y. Kim. Content-based trademarkretrieval system by using visually salient feature.Proc.IEEE Conf. Computer Vision and Pattern Recognition.307–312, 1997.
74. L. Prasad. Morphological analysis of shapes.CNLS ResearchHighlights.Los Alamos National Laboratory, 1997.
75. D. H. Ballard and D. M. Brown. Computer Vision.PrenticeHall, 1982.
76. S.-K. Chang.Principles of Pictorial Information SystemsDesign.Prentice Hall Int'l Editions, 1989.
77. S. K. Chang, Q. Y. Shi, and C. Y. Yan. Iconic indexing by2D strings. IEEE Trans. PAMI. 9(3):413–428, 1987.
78. H. Samet. The quadtree and related hierarchical datastructures. ACM Computing Surveys. 16(2):187–260, 1984.
79. V. N. Gudivada and V. V. Raghavan.Design and evaluationof algorithms for image retrieval by spatial similarity.ACMTrans. Info.Sys. 13(2):115–144, 1995.
80. M. E. Mattie et al. PathMaster: Content-based cell imageretrieval using automated feature extraction. J. Am. Med.Informatics Assoc. 7(4):404–415, 2000.
81. Q.Wang, V. Megalooikonomou, and D. Kontos. A medicalimage retrieval framework.Proceedings of the IEEE Workshopon Machine Learning for Signal Processing (MLSP'05).233–238, 2005.
82. C. Brodley et al. Content-based retrieval from medicalimage databases: A synergy of human interaction, machinelearning and computer vision. Proc. the 10th NationalConf. on Artificial Intelligence.760–767, 1999.
83. A. Marchiori et al. CBIR for medical images—An evaluationtrial. Proc. IEEE Workshop on Content-Based Access ofImage and Video Libraries.89–93, 2001.
84. I. el-Naqa et al. A similarity learning approach to contentbasedimage retrieval: Application to digital mammography.IEEE Tran. Med. Imaging. 23(10):1233–1244, 2004.
85. S. T. C. Wong. CBIR in medicine: Still a long way to go.Proc. IEEE Workshop on Content-Based Access of Image andVideo Libraries.114, 1998.

86. S. T. C. Wong and H. K. Huang. Design methods andarchitectural issues of integrated medical image data basesystems. Computerized Medical Imaging and Graphics.20(4):285–299, 1996.
87. T. Glatard, J. Montagnat, and I. E. Magnin. Texture basedmedical image indexing and retrieval: Application to cardiacimaging. Proc. 6th ACM SIGMM Int. Workshop onMultimedia Info.Retrieval.135–142, 2004.
88. M. M. Rahman, P. Bhattacharya, and B. C. Desai.Aframework for medical image retrieval using machinelearning and statistical similarity matching techniqueswith relevance feedback. IEEE Trans. Info. Tech. Biomed.11(1):58–69, 2007.
89. C. H. Li and P. C. Yuen. Regularized color clustering inmedical image database. IEEE Trans. Med. Imag.19(11):1150–1155, 2000.
90. S. Tamai. The color of digital imaging in pathology andcytology. Digital Color Imaging in Biomedicine, no.2:61–66, 2001.
91. H. K. Choi et al. Design of the breast carcinoma cell banksystem. Proc. 6th Int. Workshop on Enterprise Networkingand Computing in Healthcare Industry (HEALTHCOM'04).88–91, 2004.
92. F. Schnorrenberg et al. Content-based retrieval of breastcancer biopsy slides. Tech. and Health Care. 8:291–297,2000.
93. L. Zheng et al. Design and analysis of a content-basedpathology image retrieval system. IEEE Trans. Info. Tech.Biomed. 7(4):249–255, 2003.
94. H. L. Tang, R. Hanka, and H. S. Ip. Histological imageretrieval based on semantic content analysis. IEEE Trans.Info. Tech. Biomed. 7(1):26–36, 2003.
95. R. W. K. Lam et al. An iconic and semantic content basedretrieval system for histological images. VISUAL2000–LNCS. 1929:384–395, 2000.
96. L. H. Tang et al. Automatic semantic labelling of medicalimages for content-based retrieval. Proc. Int. Conf. ArtificialIntelligence, Expert Systems and Applications(EXPERSYS 1998).77–82, 1998.
97. L. H. Tang et al. Extraction of semantic features of histologicalimages for content–based retrieval of images. Proc.IEEE Symp.Computer-Based Medical Systems (CBMS2000). Houston, Texas, 2000.
98. M. Nischik and C. Forster.Analysis of skin erythemausing true-color images. IEEE Trans. Med. Imaging.16(6):711–716, 1997.
99. G. L. Hansen et al. Wound status evaluation using colorimage processing. IEEE Trans. Med. Imaging.16(1):78–86, 1997.
100. M. M. Rahman, B. C. Desai, and P. Bhattacharya.Imageretrieval–based decision support system for dermatoscopicimages.Proc. 19th IEEE Symp.on Computer-Based Medical Systems. 285–290, 2006.
101. M. Nishibori. Problems and solutions in medical colorimaging. Proc. Sec. Int. Symp. Multispectral Imaging andHigh Accurate Color Reproduction.9–17, 10–11, 2000.
102. B. V. Dhandra et al. Analysis of abnormality in endoscopicimages using combined HIS color space and watershedsegmentation. 18th Int. Conf. Pattern Recognition, 2006.
103. S. Xia et al. An endoscopic image retrieval system basedon color clustering method. Third Int. Symp.MultispectralImage Processing and Pattern Recognition, Proc. SPIE.5286:410–413, 2003.
104. K. B. Kim, S. Kim, and G. H. Kim. Analysis system ofendoscopic image of early gastric cancer.IEEE Trans.Fundamentals of Electronics, Communications ComputerSciences. E89-A(10):2662–2669, 2006.
105. U. Honmyo et al. Mechanisms producing color changein flat early gastric cancers. Endoscopy. 29:366–371, 1997.
106. T. Ogihara et al. Display of mucosal blood flow functionand color enhancement based on blood flow index (IHbcolor enhancement). Clinical Gastroenterology. 12:109–117, 1997.
107. S. Tsuji et al. Functional imaging for the analysis of themucosal blood hemoglobin distribution using electronicendoscopy.Gastrointest.Endosc. 34:332–336, 1988.
108. M. P. Tjoa and S. M. Krishnan. Feature extraction for theanalysis of colon status from the endoscopic images.BioMedical Engineering Online. 2(9):1–17, 2003.
109. Z. L. Chen. Research on Tongue Diagnosis. Shanghai Scienceand Technology Publishing House, 1982.
110. G. Maciocia. Tongue Diagnosis in Chinese Medicine. EastlandPress, 1995.
111. L. S. Shen et al. Image analysis for tongue characterization.Chinese J. Electronics. 12(3):317–323, 2003.
112. N. M. Li et al. The contemporary investigations of computerizedtongue diagnosis.InHandbook of Chinese TongueDiagnosis.Shed-Yuan Publishing.1315–1317, 1994.
113. B. G. Wei et al. Recent progresses in analysis of tonguemanifestation for traditional Chinese medicine. ChineseJ. Biomed. Eng. 14(2): 55–64, 2005.

114. B. Pang, D. Zhang, and K. Wang. Tongue image analysisfor appendicitis diagnosis. Info. Sci. 175:160–176, 2005.
115. C. H. Li and P. C. Yuen. Tongue image matchingusing color content. Pattern Recognition. 35:407–419,2002.
116. Y. G. Wang et al. An image analysis system for tonguediagnosis in traditional Chinese medicine.CIS 2004,LNCS 3314.1181–1186, 2004.
117. C. C. Chiu. A novel approach based on computerizedimage analysis for traditional Chinese medical diagnosisof the tongue. Computer Methods and Programs inBiomedicine. 61:77–89, 2000.
118. J. H. Jang et al. Development of the digital tongue inspectionsystem with image analysis. Proc.Second JointEMBS/BMES Conf. 1033–1034, 2002.
119. A. M. Wang. Research on Image Analysis for Tongue Characterization.Ph.D dissertation, Beijing PolytechnicUniversity, 2001.
120. X. F. Zhang. The Primary Study of Classification andRecognition on Tongue Manifestation in Traditional ChineseMedicine.Ph.D dissertation, Beijing University ofTechnology, 2006.
121. B. G. Wei. Research on Color Reproduction and Analysis ofTexture, Shape and State of Tongue for Traditional ChineseMedicine.Ph.D dissertation, Beijing University of Technology,2005.
122. H. Muller et al. Integrating content-based visual accessmethods into a medical case database. Proc. MedicalInformatics Europe Conf. 480–485, 2003.
123. A. Rosset et al. Casimage project—A digital teaching Wlesauthoring environment. J. Thoracic Imaging. 19(2):1–6,2004.
124. P. Clough, H. Muller, and M. Sanderson.The CLEF2004 cross-language image retrieval track.Proc. 5thWorkshop Cross-Language Evaluation Forum, CLEF 2004.3491:597–613, 2004.
125. D. Xu et al. Run-length encoding for volumetric texture.Proc. VIIP, 2004.
126. T. M. Lehmann et al. Similarity of medical images computedfrom global feature vectors for content-basedretrieval. Proc. KES2004-LNAI. 3214:989–995, 2004.
127. D. S. Raicu et al. A texture dictionary for human organstissuesclassification. Proc. 8th World Multiconf.on Sys.Cyb.and Info.(SCI2004). 2004.
128. W. Tsang et al. Texture-based image retrieval for computerizedtomography databases.Proc. 18th IEEE Symp.Computer-Based Medical Systems (CBMS'05). 593–598,2005.
129. S. Orphanoudakis, C. Chronaki, and D. Vamvaka.I2Cnet: Content-based similarity search in geographicallydistributed repositories of medical images. ComputerizedMedical Imaging and Graphics. 20(4):193–207,1996.
130. P. A. Freeborough and N. C. Fox. MR image textureanalysis applied to the diagnosis and tracking of Alzheimer'sdisease. IEEE Trans. Med. Imag. 17(3):475–479, 1998.
131. J. C. Felipe, A. J. M. Traina, and C. Traina.Retrieval bycontent of medical images using texture for tissue identification.Proc. 16th IEEE Symposiu.on Computer-BasedMedical Systems (CBMS'03). 175–180, 2003.
132. D. M. Kwak et al. Content-based ultrasound image retrievalusing a coarse to fine approach. Ann. N.Y. Acad.Sci. 980:212–224, 2002.
133. M. A. Sheppard and L. Shih.Efficient image textureanalysis and classification for prostate ultrasound diagnosis.Proc. IEEE Conf. Computational Systems Bioinformatics.7–8, 2005.
134. H. Alto, R. M. Rangayyan, and J. E. Leo Desautels.Content-based retrieval and analysis of mammographicmasses. J. Electronic Imaging. 14(2):023016–1–17, 2005.
135. S. Xia et al. A content-based retrieval system for endoscopicimages.Proc. 27th Annual Conf. IEEE EMBS.1720–1723, 2005.
136. A. K. Jain and F. Farroknia. Unsupervised texture segmentationusing Gabor filters. Pattern Recognition.24(12):1167–1186, 1991.
137. C. G. Zhao et al. Liver CT-image retrieval based on Gabortexture. Proc. 26th Annual Conf. IEEE EMBS.1491–1494,2004.
138. D. Zhao, Y. Chen, and H. Correa. Statistical categorizationof human histological images.Proc. IEEE Int. Conf.Image Processing (ICIP'05).628–631, 2005.
139. S. Antani et al. Evaluation of shape similarity measurementmethods for spine X-ray images. J. Vis. Commun.Image R. 15, 285–302, 2004.
140. D. Comaniciu, D. Foran, and P. Meer. Shape-basedimage indexing and retrieval for diagnostic pathology.Proc. 14th Int. Conf. Pattern Recognition.902–904,1998.

141. R. M. Rangayyan et al. Measures of acutance and shapefor classification of breast tumors. IEEE Trans. Med.mag. 16(6):799–810, 1997.
142. S. Ciatto, L. Cataliotti, and V. Distante. Nonpalpablelesions detected with mammography: Review of 512 consecutivecases. Radiol. 165(1):99–102, 1987.
143. R. M. Rangayyan and S. G. Elkadiki.Algorithm for thecomputation of region-based image edge profileacutance. J. Electron. Imag. 4(1):62–70, 1995.
144. M. K. Hu. Visual pattern recognition by moment invariants.In J. K. Aggarwal, R. O. Duda, and A. Rosenfeld.Computer Methods in Image Analysis.IEEE ComputerSociety, 1977.
145. R. C. Gonzalez and R. E.Woods.Digital Image Processing.Prentice Hall, 2002.
146. S. Zhu and G. Schaefer.Thermal medical image retrievalby moment invariants. Int. Symp. Biol. Med. Data Anal.LNCS 3337:182–187, 2004.
147. S.Maitra.Moment invariants. Proc. IEEE 67:697–699, 1979.148. G. Schaefer, S. Y. Zhu, and S. Ruszala.Visualisation ofmedical infrared image databases.Proc. 27th AnnualConf. IEEE EMBS.634–637, 2005.
149. G. P. Robinson et al. Medical image collection indexing:Shape-based retrieval using KD-trees. Comput.Vis.Graphics Image Proces. 20(4):209–217, 1996.
150. A. J. M. Traina et al. Content-based image retrieval usingapproximate shape of objects. Proc. 17th IEEE Symposiumon Computer-Based Medical Systems (CBMS'04). 91–96,2004.
151. W. Zhang et al. Shape-based indexing in a medical imagedatabase.Proc. IEEE Workshop Biomed.Image Analysis.221–230, 1998.
152. J. Felipe et al. Effective shape-based retrieval and classificationof mammograms.Proc. 2006 ACM Symp.Applied Computing.250–255, 2006.
153. P. Korn et al. Fast and effective retrieval of medical tumorshapes. IEEE Trans. KDE. 10(6), 1998.
154. J. Z. Wang. PathWnder: Multiresolution region-basedsearching of pathology images using IRM. J. Am. Med.Informatics Asso. (AMIA)–Proc. AMIA Annual Symp.,2000 Symposium Suppl. Los Angeles, CA. 883–887, 2000.
155. C. Ng and G. Martin. Content–description interfaces formedical imaging. Technical Report CS–RR–383. Coventry,U.K. 2001.
156. W. Liu and Q. Tong.Medical image retrieval using salientpoint detector.Proc. 2005 IEEE EMBS 27th Annual Conference.Shanghai, China. 6352–6355, 2005.
157. S. Chu, S. Narayanan, and C.-C.Kuo.Efficient rotationinvariant retrieval of shapes with applications in medicaldatabases.Proc. 19th IEEE Symp. Computer-BasedMedical Systems (CBMS'06). 673, 678, 2006:.
158. P. A. Mlsna and N. M. Sirakov. Intelligent shape featureextraction and indexing for efficient content-based medical image retrieval. Proc. 6th IEEE Southwest Symp.Image Analysis Interpretation.172–176, 2004.
159. B. Fischer et al. Content-based image retrieval by matchinghierarchical attributed region adjacency graphs. Proc.SPIE–Medical Imaging: Image Processing. 5370:598–606,2004.
160. J. K. Udupa and G. T. Herman.3D Imaging in Medicine.CRC Press, 2000.
161. J. Kim et al. A new way for multidimensional medicaldata management: Volume of interest (VOI)–basedretrieval of medical images with visual and functionalfeatures. IEEE Trans. Info. Tech. Biomed. 10(3):598–607,2006.
162. Y. Liu et al. Semantic-based biomedical image indexingand retrieval.In L. Shapiro, H. Kriegel, and R. Veltkamp(Eds.). Trends and Advances in Content-Based Image andVideo Retrieval. Springer, 2004.
163. Y. Liu, R. T. Collins, and W. E. Rothfus.Robust midsagittalplane extraction from normal and pathological 3Dneuroradiology images. IEEE Trans. Med. Imag.20(3):175–192, 2001.
164. Y. Liu, W. E. Rothfus, and T. Kanade. Content-based 3Dneuroradiologic image retrieval: Preliminary results.Proc. IEEE Workshop Content-based Access of Image andVideo Libraries, in Conjunction with Int. Conf. ComputerVision.91–100, 1998.
165. J. Declerck et al. Automatic retrieval of anatomicalstructures in 3D medical images. Technical Report 2485,INRIA. Sophia-Antipolis, France, 1995.
166. A. Guimond and G. Subsol.Automatic MRI databaseexploration and applications. Int. J. Pattern Recog. Artif.Intell. 11, 1997:1345–1365.
167. V. Megalooikonomou, H. Dutta, and D. Kontos.Fast andeffective characterization of 3D region data.Proc. IEEEInt. Conf. Image Processing (ICIP'02).421–424, 2002.

168. S. Minoshima et al. An automated method for rotationalcorrection and centering of three-dimensional functionalbrain images. J. Nucl. Med. 33:1579–1585, 1992.
169. S. Minoshima et al. Automated detection of the intercommissuralline for stereotactic localization of functionalbrain images. J. Nucl. Med. 34:322–329, 1993.
170. S. Minoshima et al. Anatomic standardization: Linearscaling and nonlinear warping of functional brain images.J. Nucl. Med. 35:1528–1537, 1994.
171. I. G. Zubal et al. Computerized three-dimensionalsegmented human anatomy. Med. Phys. 21:299–302,1994.
172. T. M. Lehmann et al. Extended query refinement forcontent-based access to large medical image databases.Proc. SPIE–Medical Imaging: PACS and Imaging Informatics.5371(15):90–98, 2004.
173. W. W. Chu, A. F. Cardenas, and R. K. Taira. KMED: Aknowledge-based multimedia medical distributed databasesystem. Info.Sys. 19(4):33–54, 1994.
174. S. Aksoy et al. Interactive classification and content-basedretrieval of tissue images.Proc. SPIE–Applications ofDigital Image Processing XXV. 4790:71–81, 2002.
175. R. Chbeir and F. Favetta.A global description of medicalimage with high precision.Proc. IEEE Int. Symp.Bio-Informatics and Biomedical Engineering (BIBE'2000).289–296, 2000.
176. R. Chbeir, Y. Amghar, and A. Flory. MIMS: A prototypefor medical image retrieval. Proc. 6th Int. Conf. ContentBased Multimedia Information Access, RIAO2000.846–861, 2000.
177. E. Petrakis. Content-based retrieval of medical images.Int. J. Comput. Res. 11(2):171–182, 2002.
178. W. W. Chu et al. Knowledge-based image retrieval withspatial and temporal constructs. IEEE Trans. KDE.10(6):872–888, 1998.
179. P. M. Willy and K. H. Ku¨fer. Content-based medicalimage retrieval (CBMIR): An intelligent retrieval systemfor handling multiple organs of interest. Proc. 17th IEEESymp. Computer-Based Medical Systems (CBMS'04).103–108, 2004.
180. C. R. Shyu et al. ASSERT: A physician-in-the-loop content-based retrieval system for HRCT image databases.Computer Vision and Image Understanding. 75(1/2):111–132, 1999.
181. C. R. Shyu et al. Using human perceptual categories forcontent-based retrieval from a medical image database.Computer Vision and Image Understanding. 88:119–151,2002.
182. A. S. Barb, C. R. Shyu, and Y. P. Sethi. Knowledge representationand sharing using visual semantic modeling fordiagnostic medical image databases. IEEE Trans. Info.Tech. Biomed. 9(4):538–553, 2005.
183. E. Stern and S. Swensen. High Resolution CT of the Chest:Comprehensive Atlas. 2nd ed. Lippincott, Williams &Wilkins, 2000.
184. W. Webb, N. Muller, and D. Naidich.High-Resolution CTof Lung.Lippincott-Raven, 1996.
185. K. K. T. Cheung et al. An object-oriented frameworkfor content-based image retrieval based on 5-tierarchitecture. Proc. Asia-PaciWc Software Eng. Conf. 99174–177, 1999.
186. R. W. K. Lam et al. A multi-window approach to classifyhistological features. Proc. Int. Conf. Pattern Recognition2:259–262, 2000.
187. K. K. T. Cheung et al. A software framework for combiningiconic and semantic content for retrieval of histologicalimages. VISUAL 2000–LNCS 1929:488–499, 2000.
188. L. H. Tang et al. An intelligent system for integratingsemantic and iconic features for image retrieval.Proc.Computer Graphics International.240–245, 2001.
189. L. Tan et al. Integration of intelligent engines for a largescale medical image database.Proc. 13th IEEE Symp.Computer-Based Medical Systems.235–240, 2000.
190. M. C. Jaulent et al. A property concept frame representationfor flexible image content retrieval in histopathologydatabases. Proc. Annual Symp. Am. Soc. Med.Informatics (AMIA). 379–383, 2000.
191. H. Shao, W. C. Cui, and L. Tang.Medical image descriptionin content-based image retrieval.Proc. 27thAnnual Conf. IEEE EMBS.6336–6339, 2005.
192. T. M. Lehmann et al. Content-based image retrievalin medical applications.Methods Inf.Med. 4:354–361, 2004.
193. D. Keysers et al. A statistical framework for model-basedimage retrieval in medical applications. J. Electronic Imaging.12(1):59–68, 2003.
194. C. Hsu, W. Chu, and R. Taira.A knowledge-based approachfor retrieving images by content. IEEE Trans.KDE., 1996.

195. R. Chbeir and F. Favetta.A global description of medicalimaging with high precision. IEEE Trans. Sys., Man,Cyb.–Part B: Cybernetics. 33(5):752–757, 2003.
196. R. Chbeir et al. A hyper-spaced data model for contentand semantic-based medical image retrieval.Proc. ACS/IEEE Int. Conf. Computer Systems and Applications.161–167, 2001.
197. International ClassiWcation of Diseases, 10th Revision.http://www.who.int/classiWcations/icd/en198. B. L. Humphreys (Ed.). UMLS Knowledge Sources–FirstExperimental Edition Documentation.National Library ofMedicine, 1990.
199. R. Chbeir, Y. Amghar, and A. Flory.System for medicalimage retrieval the MIMS model.Proc. 3rd Int. Conf.Visual (VISUAL'99), LNCS 1614.37–42, 1999.
200. S. Atnafu, R. Chbeir, and L. Brunie.Content-based andmetadata retrieval in medical image database.Proc. 15thIEEE Symp.Computer-Based Medical Systems (CBMS2002).327–332, 2002.
201. R. Chbeir, S. Atnafu, and L. Brunie. Image data model foran efficient multi-criteria query: A case in medical databases.Proc. 14th Int. Conf. Scientific Statistical DatabaseManagement (SSDBM'02). 165–174, 2002.
202. T. Lehmann et al. The IRMA code for unique classificationof medical images. Proc. SPIE. 5033:440–451, 2003.
203. S. C. Orphanoudakis, C. Chronaki, and S. Kostomanolakis.I2C: A system for the indexing, storage, and retrievalof medical images by content. Med. Informatics.19(2):109–122, 1994.
204. E. Ei-Kwae, H. Xu, and M. Kabuka.Content-based retrievalin picture archiving and communication systems. J. DigitalImaging. 13(2):70–81, 2000.
205. H. Lowe et al. Automated semantic indexing of imagingreports to support retrieval of medical images in themultimedia electronic medical record. Meth.Info.Med.38(303–7), 1999.
206. H. Muller, C. Lovis, and A. Geissbuhler.The medGIFTproject on medical image retrieval.Proc. 15th IEEE Symp.Computer-Based Medical Systems (CBMS2002).321–326,2002.
207. H. Muller et al. Comparing feature sets for content-basedimage retrieval in a medical case database. Proc. SPIE2004, 2004.
208. http://ww.gnu.org/software/gift
209. http://www.mrml.net
210. D. Feng. Information technology applications in biomedicalfunctional imaging. IEEE Trans. Info. Tech. Biomed.3(3):221–230, 1999.
211. D. Feng et al. Techniques for functional imaging. InC. T. Leondes (Ed.).Medical Imaging Techniques andApplications.Gordon and Breach International Series inEngineering, Technology and Applied Science.Gordonand Breach Science Publishers.85–145, 1997.
212. W. Cai, D. Feng, and R. Fulton. Content-Based Retrievalof Dynamic PET Functional Images. IEEE Trans. Info.Tech. Biomed. 4(2):152–158, 2000.
213. S. C. Huang et al. Non-invasive determination of localcerebral metabolic rate of glucose in man. Amer. J. Physiol.238: E69–E82, 1980.
214. D. Feng et al. An evaluation of the algorithms for determininglocal cerebral metabolic rates of glucose usingpositron emission tomography dynamic data. IEEETrans. Med. Imag. 14:697–710, 1995.
215. J. Bezdek. Pattern Recognition with Fuzzy Objective FunctionAlgorithm.Kluwer, 1981.
216. J. Kim et al. An objective evaluation framework for segmentationtechniques of functional positron emissiontomography studies. IEEE NSS-MIC Conf. 5:3217–3221,2004.
217. X. Li, D. Feng, and K. Chen. Optimal image samplingschedule: A new effective way to reduce dynamic imagestorage and functional image processing time. IEEETrans. Med. Imag. 15(5):710–719, 1996.
218. D. Feng, W. Cai, and R. Fulton. An optimal image samplingschedule design for cerebral blood volume andpartial volume correction in neurologic FDG-PET studies.Aust. N.Z. J. Med. 28:361, 1998.

obeikandl.com

الفصل الخامس

نمذجة البيانات ومحاكاتها

Data modeling and simulation

د.أليزانرا بيرتولدو — Dr. Alessanra Bertoldo

بروفسير كلوديا كوبيلي — Prof Claudio Cobelli

جامعة بادوفا — Padova University

(٥،١) مقدمة **٢١٦**

(٥،٢) النماذج الحجيرية **٢١٧**

(٥،٢،١) نموذج الأثر

(٥،٢،٢) نموذج الكشاف

(٥،٢،٣) ربط نموذجي الأثر وعنصر الأثر

(٥،٣) تحديد النموذج **٢٢٤**

(٥،٣،١) التحديدية المبدئية

(٥،٣،٢) تخمين المعاملات

(٥،٤) التحقق من صحة النموذج **٢٤٥**

(٥،٥) المحاكاة **٢٤٦**

(٥،٦) حالة دراسية **٢٤٧**

(٥،٧) تكميم الصور الطبية **٢٥٠**

(٥،٧،١) التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني.

(٥،٧،٢) تعليم أو توسيم الدوران الشرياني– التصوير بالرنين المغناطيسي

obeikandi.com

(٥،٧،٣) تاثيرية التباين الديناميكية – التصوير بالرنين المغناطيسي
(٥،٨) تمارين **٢٦٤**
(٥،٩) المراجع **٢٦٤**

(٥،١) مقدمة

إن تقنيات التصوير من داخل الجسم مثل التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني PET والتصوير بالرنين المغناطيسي MRI تحقق معلومات وظيفية غاية في الأهمية على مستوى أنسجة أعضاء الجسم البشري. على الرغم من ذلك، فإن هذه المعلومات الوظيفية لا تكون متاحة بصورة مباشرة وبدلالة كمية بمجرد النظر إلى هذه الصور. إن هذا يتطلب تفسير أو ترجمة هذه الصور عن طريق نموذج حسابي للعملية الفسيولوجية الأساسية. لقد تم اقتراح أصنافا عديدة من النماذج (مثل نماذج البيانات أو الإدخال والإخراج، ونماذج النظام، والنماذج المصورة أو الرسومية) لتفسير بيانات الـPET والـMRI. سيكون التركيز هنا على نوع معين من نماذج النظام، نمذجة الحجيرات، والذي يعتبر أكثر النماذج استخداماً.

تستخدم النماذج الحجيرية لحل طيف عريض من المشاكل العلاجية والفسيولوجية المتعلقة بتوزيع المواد في الأنظمة الحية. إن القانون الحاكم في هذه النماذج هو قانون حفظ الكتلة، وتصف هذه النماذج هذه الأحداث في النظام عن طريق عدد محدد من المتغيرات، بمعنى، أنها موصوفة عن طريق المعادلات التفاضلية العادية. إن هذه الخواص تجعل هذه النماذج جذابة جدا للمستخدمين لأنها تضع البديهيات الطبيعية في صورة رسمية وبطريقة بسيطة ومنطقية. فائدة هذه النماذج في البحث العلمي، وبالذات المتصل بتجارب الأثر الإشعاعي، قد ثبتت فائدتها على مستوى الجسم الكلي، وعلى مستوى الأعضاء وكذلك على المستوى الخلوي. العديد من الأمثلة والمراجع لذلك [1-5]؛ يمكن الحصول عليها من العديد من الكتب. إن الأغراض التي تم من أجلها تطوير أو تقديم النماذج الحجيرية عديدة، ولكن أهمها هى الأغراض ذات الصلة التالية:

١ – تحديد هيكل النموذج. مثل هذه الأنظمة تفحص النظريات أو الفرضيات المتعلقة بطبيعة آليات فسيولوجية معينة.

٢ – تقدير أو تخمين الكميات غير القابلة للقياس. مثل هذه الكميات قد تشتمل على تقدير المعاملات الداخلية والمتغيرات الفسيولوجية ذات الأهمية.

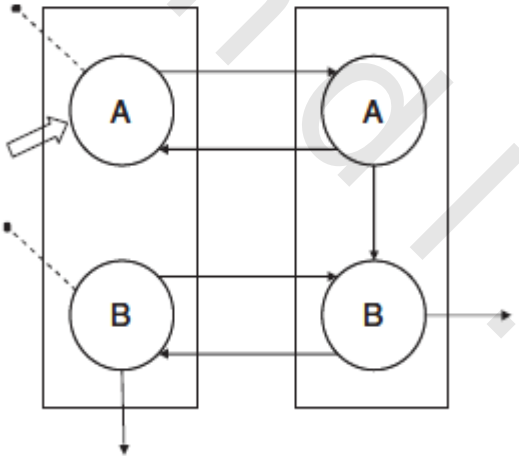
٣ – محاكاة سلوك الأنظمة السليمة التي لا تسمح الأسباب الأخلاقية والتقنية بالتجارب أو القياسات المباشرة عليها نفسها.

obeikandl.com

في هذا الفصل، سنراجع أولا بعض الأساسيات عن نماذج الحجيرات مع التركيز على الأثر وحركيات الأثر. يلي ذلك، سنقوم بشرح بعض الجوانب لتحديد النموذج وتخمين المعاملات.في النهاية، سنوضح قوة طرق النمذجة الحجيرية في تفسير أو ترجمة بيانات الصور الوظيفية الـPET والرنين المغناطيسي النووي NMR.

(٥،٢) النماذج الحجيرية

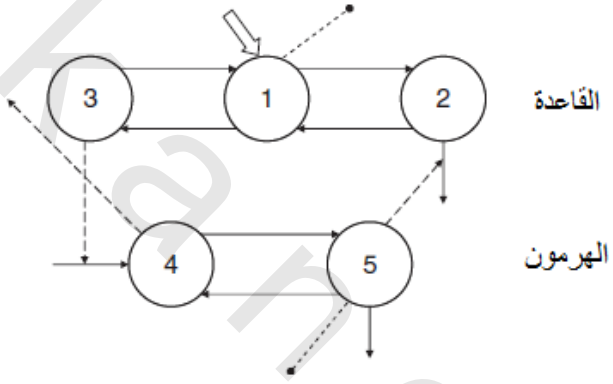
قبل شرح نظرية النماذج الحجيرية، سنحتاج إلى وضع بعض التعريفات. الحجيرة هى كمية من مادة تؤثر كما لو كانت جيدة الخلط ومتجانسة الحركية. يتكون نموذج الحجيرة من عدد محدد من الحجيرات مع بعض التوصيلات المحددة بينها. تمثل هذه الوصلات فيضاً من المواد، والتي تمثل هنا انتقال هذه المادة من موضع لآخر أو تحولاً كيميائياً أو كليهما، والشكل رقم (٥،١) يوضح مثالا على ذلك. يمكن أيضا بهذه النماذج وصف أو شرح إشارات التحكم الخارجة من أنظمة الغدد الصماء.في هذه الحالة، يمكن أن يوجد اثنان من النماذج الحجيرية: أحدها يكون للهرمون والآخر للقاعدة أو الركيزة، وكلاهما يتفاعل عن طريق إشارات التحكم، كما في المثال الموضح في الشكل رقم (٥،٢).



الشكل رقم (٥،١) نظام نموذج الحجيرات موضحا الاتصال بين هذه الحجيرات. إن إدارة هذه المواد أو العينة من التجمعات التى يمكن الاتصال بها تم توضيحها عن طريق السهم الداخل ورموز القياس (الخط المنقط) على التوالى.الأسهم المتصلة تمثل فيض المادة من حجيرة لأخرى.

بمعلومية التعريفات التقديمية السابقة، فقد يكون من المفيد أن نشرح بعض الترشيحات الممكنة لهذه الحجيرات قبل أن نشرح ما هو المقصود من الخلط الجيد والحركية المتجانسة للحجيرات. سنفترض هنا فكرة أن الحجيرة هى فراغ طبيعي أو فيزيائي. تعتبر البلازما مرشحا لتكون حجيرة. القاعدة مثل سكر أو جلوكوز البلازما

يمكن اعتبارها حجيرة، وأيضا الزنك في العظام يمكن اعتباره كحجيرة، وكذلك الإنسولين في خلايا البيتا β.في بعض التجارب، يمكن اعتبار العديد من المواد الأخرى في البلازما مثل، الجلوكوز، واللاكتات lactate، والألانين alanine. ولذلك؛ فإنه من الممكن أن يكون هناك أكثر من حجيرة للبلازما في نفس التجربة، حيث تكون هناك حجيرة لكل مادة تتم دراستها، وهذه الفكرة تمتد أيضا لما بعد البلازما إن الجلوكوز، وجلوكوز ٦ فوسفات قد تحتاج لتوضيحها إلى حجيرتين مختلفتين،اعتماداً على ما إذا كانت موجودة في الكبد أو في الأنسجة العضلية. ولذلك؛ فإنه يمكن التعبير عن حقيقة عن الفراغ الطبيعي أو المادة بأكثر من حجيرة واحدة، اعتماداً على المكونات المقاسة أو موضع كل منها.



الشكل رقم (٢،٥) مثال على نموذج متعدد الحجيرات لنظام تحكم الغدد الصماء للتمثيل الغذائى. نماذج الحجيرات العلوية والسفلية تصف التمثيل الغذائى للقاعدة والهرمون ، على التوالى. الأسهم المنقطة تمثل إشارات تحكم. فمثلا ، السهم المنقط من الحجيرة ٣ إلى السهم الداخل إلى الحجيرة ٤ يبين أن كمية المادة في الحجيرة ٣ تتحكم في الدخل من المادة إلى الحجيرة ٤.

بالإضافة لذلك؛ فإنه يجب أن تكون هناك قدرة على التمييز بين الحجيرات التي يمكن الاتصال بها والتي لا يمكن الاتصال بها، بغرض القياس.في العادة، يحاول الباحثون تخصيص فراغات طبيعية لكل حجيرة غير قابلة للاتصال، وهذه تمثل مشكلة صعبة جداً يمكن الاقتراب منها بمعرفة أن الحجيرة عبارة عن هيكل نظري، والذي في الحقيقة يتكون من مادة من العديد من الفراغات الطبيعية المختلفة إن مساواة الحجيرة بالفراغ الطبيعي يعتمد على النظام الذي تتم دراسته والافتراضات الموضوعة عن هذا النموذج المعين.

مع وضع هذه المفاهيم التي قد تشكل الحجيرة في العقل، فإنه يكون من السهل تحديد المعنى المقصود بالخلط الجيد والتجانس الحركي. الخلط الجيد يعني أن أى عينتين مأخوذتين من حجيرة عند نفس الوقت سيكون لهما نفس

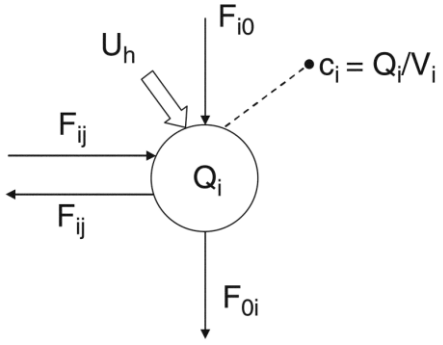
التركيز من المادة التي تتم دراستها ؛ ولذلك ؛ فإن كل منهما يكون ممثلا بالتساوي للحجيرة.لذلك ؛ ؛ فإن مفهوم الخلط الجيد يتعلق بانتظام المعلومات المحتواة في حجيرة واحدة معينة.

التجانس الحركي يعني أن كل جزيء في أى حجيرة يكون له نفس الاحتمال في اتخاذ أى طريق أو أى اتجاه لكي يترك الحجيرة أو يخرج منها. عندما يخرج الجزيء من أى حجيرة، فإنه يفعل ذلك نتيجة أحداث تمثيل غذائي تتعلق بهذا الانتقال أو الاستخدام، وكل الجزيئات في هذه الحجيرة يكون لها نفس الاحتمال الانتقالي نتيجة واحد من هذه الأحداث.

إن عملية تشكيل المواد ذات الخواص المتشابهة في تجمعات تكون متجانسة وتسلك نفس المسلك هو ما يسمح لأى شخص أن يحول كل نظام فسيولوجي معقد إلى عدد محدد من الحجيرات والاتجاهات. هذا العدد من الحجيرات يعتمد على النظام الذي تتم دراسته ؛ ومدى ثراء هذا التشكيل التجريبي من الواضح أن نموذج الحجيرة يكون فريدا ومحدداً لكل نظام تتم دراسته لأنه يدمج كل من النظريات الفسيولوجية والكيميائية الحيوية النظرية لهذا النظام المحدد. إن ذلك يوفر للدارس المفاهيم المطلوبة عن هيكل النظام، والتي تكون بنفس جودة الافتراضات المستخدمة في هذا الهيكل.

(٥،٢،١) نموذج الأثر

سنشرح في هذا الجزء تعريف نموذج الأثر باستخدام الشكل رقم (٥.٣).الحجيرة في هذا الشكل هى حجيرة مثالية وهى الحجيرة، رقم i. يمكن تشكيل نموذج الأثر عن طريق التحديد الدقيق لتدفق مادة الأثر لداخل وخارج الحجيرة، ويمكن إجراء القياس لهذه المعادلة إذا كانت هذه الحجيرة يمكن الاتصال بها وأخذ عيناتها. بمجرد فهم ذلك، فإن عملية توصيل العديد من هذه الحجيرات معا في نموذج واحد متعدد الحجيرات وكتابة المعادلات المقابلة له تكون عملية سهلة.



الشكل رقم (٥،٣) الحجيرة رقم i في نموذج من n من الحجيرات يوضح التدفق أو الفيض إلى ومن هذه الحجيرة ، وكل من الدخل والقياسات.

سنفترض أن الشكل رقم (٥,٣) يمثل الحجيرة رقم iفي نموذج من n من الحجيرات لنظام الأثر حيث تمثل Qi كتلة الحجيرة. تمثل الأسهم التدفقات الداخلة والخارجة من الحجيرة. التدفق أو الفيض الداخل إلى الحجيرة من خارج النظام، وهو تخليق الدينوفوde novoللمادة، يتم تمثيله ب F_{io}، بينما الفيض أو التدفق الخارج من النظام إلى الوسط الخارجي فيمثل ب F_{oi}، الفيض المنتقل من أو إلى الحجيرة j فيمثل بالرمز F_{ji} و F_{if} على التوالي، وفي النهاية فإن $U_h(h=1, \dots ,r)$ تمثل الدخل الخارجي. جميع التدفقات F_{ij} (i=0,1, …, n; j=0,1,… ,n; i≠j) والكتل Qi(i=1,2,… ,n) كلها تكون أكبر من أو تساوي الصفر. السهم المتقطع ونقطة في آخره يبين أن الحجيرة يمكن الاتصال بها بغرض القياس. هذه القياسات يرمز لها بالرمز C_l(l=1, …, m)وتم اعتبارها تركيزا، C_l=Qi/Vi حيث Vi هى حجم الحجيرة i. كما هو ملاحظ، فإنه في العادة يكون عدد الحجيرات المتاحة لمداخل الاختبار والقياس يكون صغيرًا.

باستخدام قانون اتزان الكتلة يمكن أن نكتب المعادلة التالية لكل حجيرة:

$$\dot{Q}_i(t) = -\sum_{\substack{j=0 \\ j\neq i}}^{n} F_{ij}\big(Q_1(t) \dots, Q_n(t)\big) + \sum_{\substack{j=1 \\ j\neq i}}^{n} F_{ji}\big(Q_1(t), \dots, Q_n(t)\big) + F_{io}\big(Q_1(t), \dots, Q_n(t)\big) + U_h(t)$$

المعادلة رقم(٥,١)

$$C_1(t) = \frac{Q_1(t)}{V_i} Q_i(0) = Q_{io}$$

حيث $\dot{Q}_i(t) = \frac{dQ_i(t)}{dt}$ و t>0 هى الزمن الذي يمثل المتغير المستقل. جميع التدفقات F_{ij} و F_{io} و F_{oi} تم اعتبارها دوال في كتل الحجيرة Q_i.

إذا تمت كتابة التدفق العام Fij(j=0,1, …, n; i=1,2, …, n; j≠i) كما يلي:

$$F_{ij}\big(Q_1(t), \dots, Q_n(t)\big) = K_{ij}\big(Q_1(t), \dots . Q_n(t)\big)Q_i(t)$$ المعادلة رقم(٥,٢)

حيث K_{ji}(≥0) تمثل معامل الانتقال الجزئي بين الحجيرتين i و j، فإنه يمكن إعادة كتابة المعادلة (٥,١) كما يلي:

المعادلة رقم(٥,٣)

$$\dot{Q}_i(t) = -\sum_{\substack{j=0 \\ j\neq i}}^{n} K_{ij}\big(Q_1(t) \dots, Q_n(t)\big)Q_j(t) + \sum_{\substack{j=1 \\ j\neq i}}^{n} K_{ji}\big(Q_1(t), \dots, Q_n(t)\big)C_1(t) = \frac{Q_1(t)}{V_i} Q_i(0) = Q_{i0}Q_j(t) + F_{io}\big(Q_1(t), \dots, Q_n(t)\big) + U_h(t)$$

obeikandl.com

المعادلة رقم(٥,٣) تصف النموذج غير الخطي لحجيرة نظام الأثر. لجعل النظام يعمل، لابد للشخص من تحديد اعتمادية كل من K_{ij} و F_{io} على Q_i، وهذا من الواضح أنه يعتمد على النظام تحت الدراسة.في العادة، تكون K_{ij} و F_{io} دوال في واحد أو أكثر من الـQ_i. من الأمثلة الممكنة لذلك ما يلي:

- أن تكون K_{ij} ثوابت؛ وبالتالي لا تعتمد على Qi،

$$K_{ij}(Q_1(t), \dots, Q_n(t)) = K_{ij} = constant$$ المعادلة رقم(٥,٤)

- أن تكون K_{ij} موصوفة بعلاقة تشبعية مثل Michaelis-Menten

$$K_{ij}\left(Q_j(t)\right) = \frac{V_M}{K_m + Q_j(t)}$$ المعادلة رقم(٥,٥)

أو معادلة هيل Hill:

$$K_{ij}\left(Q_j(t)\right) = \frac{V_M Q_j^{m-1}(t)}{K_m + Q_j^m(t)}$$ المعادلة رقم(٥,٦)

لاحظ أنه عندما m=1، فإن المعادلة (٥,٦) تؤول إلى المعادلة (٥,٥).

- أن تكون K_{ij} محكومة بحجيرة الوصول مثل علاقة Langmuir.

$$K_{ij}\left(Q_j(t)\right) = \alpha\left(1 - \frac{Q_j(t)}{\beta}\right)$$ المعادلة رقم(٥,٧)

- أن تكون K_{ij} محكومة بحجيرة بعيدة مختلفة عن حجيرات المصدر (Q_j) أو الوصول إلى الحجيرات(Q_i). كمثال على ذلك باستخدام النموذج الموجود في الشكل رقم (٥,٢) يمكن كتابة:

$$K_{02}(Q_5(t)) = \gamma + Q_5(t)$$ المعادلة رقم(٥,٨)

أو وصف أكثر تعقيدا مثل:

$$k_{02}(Q_2(t), Q_5(t)) = \frac{V_m(Q_5(t))}{K_m(Q_5(t)) + Q_2(t)}$$ المعادلة رقم(٥,٩)

حيث الآن لابد لأى شخص من تحديد كيف تعتمد كل من V_m و K_m على الحجيرة الحاكمة أو المتحكمة Q_5.

obeikandl.com

يمكن أيضا التحكم في الدخل F_{i0} عن طريق حجيرة بعيدة. كمثال، في النموذج الموضح في الشكل رقم (٥,٢) يمكن كتابة :

$$F_{30}(Q_4(t)) = \frac{\delta}{\varepsilon + Q_4(t)}$$ المعادلة رقم(٥,١٠)

$$F_{40}(Q_3(t)) = \eta + \lambda Q_3(t) + \mu \dot{Q}_3(t)$$ المعادلة رقم(٥,١١)

النموذج غير الخطي للحجيرة المعطى بالمعادلة رقم (٥,٣) يسمح بوصف النظام الفسيولوجي في الحالة غير المستقرة في الظروف العامة جدا. بمجرد تحديد عدد الحجيرات واعتمادية الدوال، تصبح المشكلة الآن هى تعيين قيم عددية للمعاملات المجهولة التي تصفها. بعض من هذه المعاملات يمكن اعتبارها معروفة، ولكن البعض الآخر قد يحتاج للضبط البسيط على حسب موضوع الدراسة.وعلى الرغم من ذلك، فإنه عادة تكون البيانات غير كافية للوصول للمعاملات غير المعلومة في النموذج، وفي هذه الحالة يتم استخدام أثر لتدعيم المحتوي المعلوماتي للبيانات.

(٥،٢،٢) نموذج الكشاف

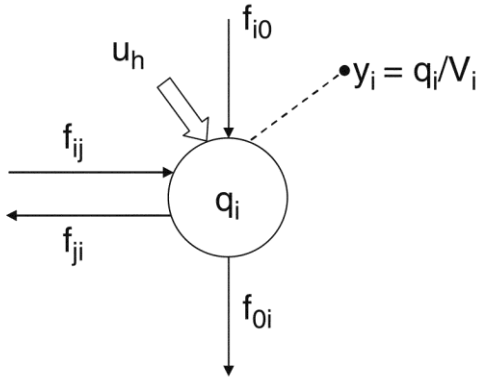
سنحدد في هذا الجزء تعريفا لنموذج الأثر باستخدام الشكل رقم (٥,٤). وهذا سيتوازي تماما مع المفاهيم المقدمة سابقا، فيما عدا أننا الآن سنتبع الأثر،الذي سيرمز له بالأحرف الصغيرة، بدلا من عنصر الأثر. حلقة الوصل بين نموذجي عنصر الأثر والأثر، سيعطي في الجزء التالي :

بفرض أنه تم حقن أثر من أحد النظائر المشعة (سيرمز له بالرمز u_h) في الحجيرة رقم i، وسنرمز لكتلة هذا الأثر عند الزمن t بالرمز q_i كما في الشكل رقم (٥,٤). بفرض أن الأثر يكون مثاليا، فإن قابلية عدم التفريق بين الأثر – وعنصر الأثر تؤكد أن معدل ثوابت عنصر الأثر K_{ij} يمكن أيضا تطبيقها على الأثر. مرة أخرى مع عنصر الأثر، تكون القياسات عادة هى التركيز، $y_1(t)=q_i(t)/V_i$.

سيكون نموذج الأثر، بمعلومية نموذج عنصر الأثر المعطى بالمعادلة (٥,٣) كما يلي :

$$\dot{q}_i(t) = -\sum_{\substack{j=0 \\ j\neq i}}^{n} K_{ji}(Q_1(t), \dots, Q_n(t))q_j(t) + \sum_{\substack{j=0 \\ j\neq i}}^{n} K_{ji}(Q_1(t), \dots, Q_n(t))q_j(t) + u_h(t) \quad q_i(0) = 0 \quad y_i(t) = \frac{q_i(t)}{V_i}$$

المعادلة رقم(٥,١٢)



الشكل رقم (٥،٤) الحجيرة رقم i في نموذج الأثر المكون من n من الحجيرات مبينا التدفق الداخل والخارج من الحجيرة ، والمداخل ، والقياسات.

لاحظ أن الكمية الذاتية الإنتاج F_{ij}في المعادلة رقم (٥،٣) لا تظهر في المعادلة رقم (٥،١٢)؛وذلك لأن هذه الكمية تطبق فقط على عنصر الأثر.

(٥،٢،٣) ربط نموذجي الأثر وعنصر الأثر

النموذج الضروري للوصول إلى خواص النظام غير القابل للوصول يتم الحصول عليها عن طريق توصيل نموذجي الأثر وعنصر الأثر لتكوين نموذج الأثر -عنصر الأثر، وهذا النظام تم وصفه بالمعادلتين رقمي (٥،٣) و(٥،١٢).المشكلة المراد حلها هى كيفية استخدام بيانات عنصر الأثر $C_1(t)$ وبيانات الأثر $y_1(t)$ للحصول على المعاملات غير المعلومة للنظام.في الوضع العام، مع وجود نظام عنصر الأثر في الوضع غير المستقر، فإن المشكلة تكون معقدة. إن الصعوبة تقل بدرجة كبيرة عندما يكون نظام عنصر الأثر في حالة الاستقرار. بما أن هذا الموقف هو أيضا النظام التجريبي المتبع في دراسات التصوير الوظيفي في الـPET والـNMR، فإننا سنفترض فيما يلي هذه الحالة الخاصة المهمة.

إذا كان عنصر الأثر في حالة استقرار ثابتة، فإن الدخل الذاتيU_h سيكون صفرًا، وكل التدفقات F_{ij} والكتل $Q_i(t)$في نموذج عنصر الأثر (المعادلة (٥،١)) ستكون ثابتة، والتفاضلات $Q_i(t)$ ستكون صفرًا كنتيجة لذلك ؛ ستكون كل معاملات النقل الجزيئية K_{ij} ثوابت.

وعلى ذلك ستصبح نماذج الأثر وعنصر الأثر المعطاة في المعادلة رقم (٥،٣) والمعادلة رقم (٥،١٢) على التوالي كما يلي:

$$0 = -\sum_{\substack{j=0 \\ j\neq i}}^{n} K_{ji} Q_i(t) + \sum_{\substack{j=1 \\ j\neq i}}^{n} K_{ij}\, Q_i + F_{i0} Q_i(0) = Q_{i0} C_1 = \frac{Q_i}{V_i}$$ المعادلة رقم (٥,١٣)

$$\dot{q}_i(t) = -\sum_{\substack{j=0 \\ j\neq i}}^{n} K_{ji} q_i(t) + \sum_{\substack{j=1 \\ j\neq i}}^{n} K_{ij}\, q_i + u_h(t) \quad q_i(0) = 0$$ المعادلة رقم (٥,١٤)

وهذه نتيجة مهمة: إن نموذج حجيرة الأثر يكون خطياً وغير متغير زمنياً إذا كان الأثر في حالة مستقرة ثابتة، بدون النظر إذا كان عنصر الأثر خطيا أو غير خطي. إن آلية النمذجة للمعادلاتين رقمي (٥,١٣) و (٥,١٤) تكون أكثر تبسيطا بالنسبة للنماذج غير الخطية الموضحة في المعادلتين رقمي (٥,٣) و (٥,١٢) إن الخطة هى أن نستخدم بيانات الأثر للوصول إلى الـK_{ij} ومجموعة الأحجام القابلة للاتصال V_iفي المعادلة رقم (٥,١٤)؛ وبالتالي استخدام نموذج عنصر الأثر المستقر الحالة في المعادلة رقم (٥,١٣) لحل المعاملات غير المعلومة F_{i0} والـQ_i المتبقية.

(٥،٣) تحديد النموذج

مع نموذج الأثر –عنصر الأثر الموصوف في المعادلتين رقمي (٥,١٣) و (٥,١٤)، يمكننا الآن أن نتقدم للأمام إلى تحديد النموذج، وهى العملية التي يمكن عن طريقها أن نصل إلى قيمة عددية لمعاملات النموذج غير المعلومة من قياسات الأثر (وعنصر الأثر) الحقيقية. دعنا نفترض أن الخطأ في القياس يكون تراكميا، وبالتالي فإن القياسات الحقيقية (بفرض الحالة القياسية) يمكن وصفها عند عينة الزمن t_i كما يلي:

$$z(t_i) = y(t_i) + v(t_i) \quad i=1, \ldots, N$$ المعادلة رقم (٥,١٥)

حيث v(ti) هى الخطأ في قياس الأثر.في العادة يتم وصف الخطأ بطريقة احتمالية مستقلة وتكون غالبا جاوسية Gaussian. باستخدام المعادلة رقم (٥,١٥) والنموذج المعطى بالمعادلتين رقمى (٥,١٣) و (٥,١٤)، فإن مشكلة تحديد نموذج الحجيرة يمكن تحديدها الآن. يمكننا أن نبدأ بتخمين معاملات النموذج الغير معلومة من بيانات الـ $z(t_i)$ الضوضائية المحتواة.

قبل أن نحل هذه المشكلة، يجب علينا أن نتعامل مع متطلب سابق للوصول للوضع الأفضل لتخمين هذه المعاملات. هذا المتطلب هو التحديدية المبدئية أو البديهية، وكما سنرى بعد قليل فإن ذلك يتطلب أسبابا لاستخدام بيانات مثالية خالية من الضوضاء (بمعنى المعادلتين رقمي ٥,١٣ و ٥,١٤).

(٥،٣،١) التحديدية المبدئية

التحديدية المبدئية تعتبر خطوة مفتاحية أو رئيسية في تشكيل النموذج الهيكلي الذي سيتم فيه تخمين المعاملات من مجموعة بيانات إن السؤال الذي تتعامل معه التحديدية المبدئية هو السؤال التالي: هل تحتوي البيانات على معلومات كافية لتخمين كل المعاملات المجهولة لهيكل النظام المفترض ؟ دائما يشار لهذا السؤال على أنه مشكلة التحديدية المبدئية. يتم وضع هذا السؤال في السياق المثالي لهيكل نظام خالٍ من الخطأ وخالٍ من الضوضاء، وقياسات زمنية مستمرة ويكون متطلب سابق بديهي للوضع الجيد لتخمين المعاملات من البيانات الحقيقية.على الخصوص، إذا ثبت أنه في مثل هذا السياق المثالي أن هيكل النموذج الافتراضي غاية في التعقيد بالنسبة لهذه المجموعة من البيانات (بمعنى، أن بعض معاملات النموذج غير قابلة للتحديد من هذه البيانات)، فإنه ليست هناك وسيلة في أى موقف حقيقي، حيث يكون هناك خطأ في هيكل النموذج والضوضاء في البيانات، يمكن معها تحديد هذه المعاملات.يشار أيضا لمشكلة التحديدية المبدئية على أنها مشكلة التحديدية الهيكلية؛ لأنها توضع دون الاعتماد على أى مجموعة من القيم لهذه المعاملات. من أجل تبسيط الأمور، فإنه في الأجزاء التالية، فإن المصطلح مبدئي سيتم استخدامه للتعبير عن المشكلة.

إنه فقط إذا كان النموذج قابل للتحديد مبدئيا فإن ذلك يعني أنه من المفهوم استخدام الطرق لتخمين القيم العددية من البيانات التي سيتم شرحها مؤخرًا. إذا كان النموذج غير قابل للتحديد المبدئي، فإنه يمكن في هذه الحالة فرض بعض أو عدد من الاستراتيجيات الأخرى. واحدة من هذه الإستراتيجيات قد تكون تدعيم المحتوى المعلوماتي للتجربة عن طريق إضافة، عندما يكون ممكنا، مداخل و/أو قياسات. إمكانية أخرى قد تكون تقليل درجة التعقيد للنموذج عن طريق تبسيط هيكل نموذجه (مثلا، عن طريق تخفيض درجة النموذج) أو عن طريق تجميع أو إجمال بعض المعاملات.هذه العبارات البسيطة تسمح للشخص أن يتنبأ أو يتوقع أهمية التحديدية المبدئية مع العلاقة مع التصميم النوعي للتجربة (مثلا، التحديد لأى تجربة)، والذي يسمح للشخص بالحصول على نموذج قابل للتحديدية المبدئية باستخدام أقل عدد من المداخل والقياسات.

قبل الشرح العميق للمشكلة والطرق المتاحة لحلها، فإنه من المفيد أن نوضح هذه الأساسيات من خلال بعض الأمثلة. بعد ذلك سنعطي بعض التعريفات الرسمية باستخدام هذه الأمثلة البسيطة حيث يمكن الوصول إلى موضوع التحديدية بسهولة.

(٥،٣،١،١) أمثلة

(٥،٣،١،١،١) مثال ١

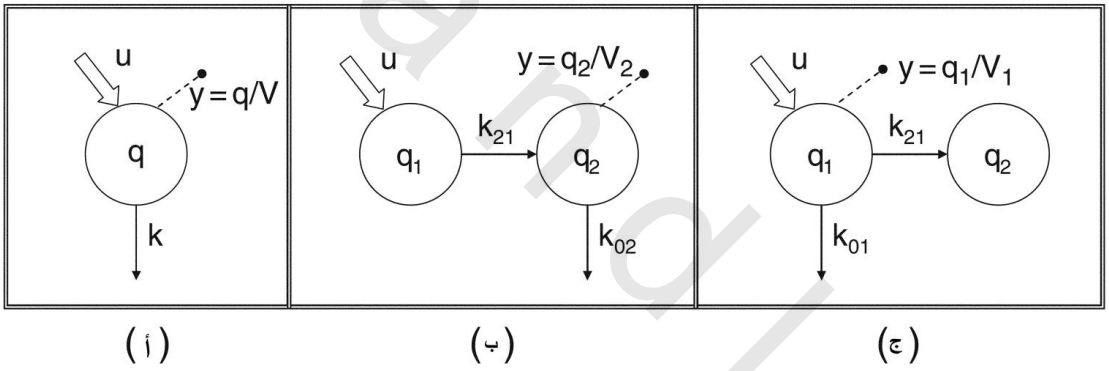
افترض نموذج الحجيرة الواحدة الموضح في الجانب الأيسر من الشكل رقم (٥.٥)، حيث يكون الدخل حقنة من أثر تعطى عند الزمن صفراً والمتغير المقاس سيكون تركيز هذا الأثر معادلات النموذج والقياسات ستكون:

$$\dot{q}(t) = -k.q(t) + u(t) q(0) = 0$$ المعادلة رقم (٥,١٦)

$$y(t) = \frac{q(t)}{V}$$ المعادلة رقم (٥,١٧)

حيث u(t)=d.δ(t)، بمعنى، أن d ستكون هى مقدار الجرعة.المعاملات المجهولة للنموذج هى ثابت المعدل k والحجم V. المعادلة (٥,١٧) تحدد الملاحظة على النظام في سياق مثالي من القياسات المستمرة الخالية من الضوضاء بمعنى آخر، أن خرج النظام يصف ما تم قياسه بطريقة مستمرة وبدون أخطاء، وأنها لا تمثل الأزمنة المتقطعة الضوضائية. لكى نرى كيف أن التجربة يمكن استخدامها للحصول على تخمينات لهذه المعاملات، لاحظ أن الحل للمعادلة رقم (٥,١٦) يكون أحادي الأسية:

$$q(t) = de^{-kt} \quad (٥,١٨)$$ المعادلة رقم (٥,١٨)



الشكل رقم (٥،٥) نموذج الحجيرة الواحدة (أ) ، والحجيرتين (ب) ونموذج الحجيرتين الذي تكون فيه الخسارة غير القابلة للعكس من الحجيرة ١ (ج). لكل هذه النماذج ، يكون الدخل u(t) عبارة عن جرعة الحقنة d المعطاة عند الزمن صفر. هذه الحجيرات موصوفة بالحجم V و y هى تركيز الأثر المقاس.

وعلى ذلك، فإن خرج النموذج y(t) سيعطى بالمعادلة التالية:

$$y(t) = \frac{d}{V} e^{-kt} \equiv Ae^{-\lambda t}$$ المعادلة رقم (٥,١٩)

لذلك فإن خرج النموذج أو البيانات المثالية يتم وصفها عن طريق دالة على الشكل $Ae^{-\lambda t}$، حيث تكون المعاملات التي يتم تحديدها عن طريق التجربة هى A و λ. هذه المعاملات تسمى معاملات الملاحظة. ما هى العلاقة بين

obeikandi.com

معاملات النموذج المجهولة K و V ، ومعاملات الملاحظة A و λ ؟ من المعادلة (٥,١٩) يمكن للشخص أن يرى فوراً أن :

$$A = y(0) = \frac{d}{V}$$ المعادلة رقم (٥,٢٠)

$$\lambda = K$$ المعادلة رقم (٥,٢١)

في المثال السابق، المعاملات المجهولة K و V للنموذج تكون فريدة مبدئياً أو قابلة للتحديد على الصعيد العام من التجربة التي تم تصميمها ؛ لأنها يمكن تقييمها بطريقة فريدة من معاملات الملاحظة A و λ. بما أن كل معاملات النموذج يمكن تحديدها بطريقة واحدة، فإن النموذج يطلق عليه أنه نموذج فريد مبدئياً أو يمكن تحديده على الصعيد العام من التجربة المصممة.

فيما سبق حتى الآن، قمنا بتحليل خواص التحديدية للنموذج عن طريق فحص تعبير خرج النموذج واستنتاج العلاقة بين معاملات الملاحظة ومعاملات النموذج المجهولة هذه الطريقة سهلة الفهم ؛ لأنها تتطلب فقط بعض أساسيات الحساب التفاضلي وعلى الرغم من ذلك، فإن هذه الطريقة ليست عملية بوجه عام لأنها تعمل بسهولة فقط مع النماذج الخطية البسيطة من الدرجة الأولى أو الثانية بالنسبة للنماذج الخطية من الدرجات الأعلى، تصبح هذه الطريقة صعبة ومملة ويكون تطبيقها مستحيلا عملياً.

هناك طريقة أبسط لاستنتاج العلاقات المطلوبة بين معاملات الملاحظة ومعاملات النموذج المجهولة، وهذه الطريقة تتكون من كتابة تحويل لابلاس لخرج النموذج وتعرف بأنها طريقة دالة العبور. باختصار، فإن مميزات طريقة تحويل لابلاس أنه لا تكون هناك حاجة لاستخدام الحل التحليلي لنظام من المعادلات التفاضلية الخطية. عن طريقة كتابة تحويل لابلاس لمتغيرات الحالة state variables مثل الكتلة وبعد ذلك لمخارج النموذج مثل التركيز، سنحصل على تعبير يحدد معاملات الملاحظة كدالة لمعاملات النموذج المجهولة، وهذا يعطي مجموعة من المعادلات الجبرية غير الخطية في المعاملات الأصلية.

بالنسبة للنموذج في الشكل رقم (٥,٥)، فإن تحويل لابلاس للمعادلتين رقمي (٥,١٦) و (٥,١٧) تكون على التوالي كما يلي :

$$s.Q(s) = -k.Q(s) + d$$ المعادلة رقم (٥,٢٢)

$$Y(s) = \frac{Q(s)}{V}$$ المعادلة رقم (٥,٢٣)

obeikandi.com

حيث s هى متغير لابلاس، والحروف الكبيرة تشير إلى تحويل لابلاس للحروف الصغيرة المقابلة للمتغيرات.
دالة العبور ستكون على الصورة:

$$H(s) \equiv \frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{Q(s)/V}{d} = \frac{\left[\frac{d}{s}+k\right]/V}{d} = \frac{1/V}{s+k} \equiv \frac{\beta}{s+\alpha}$$ المعادلة رقم (٥,٢٤)

المعاملات α و β يمكن تحديدها من التجربة، بمعنى، أنهما من معاملات الملاحظة؛ ولذلك؛ يمكن كتابة:

$$\beta = \frac{1}{V}$$ المعادلة رقم (٥,٢٥)

$$\alpha = k$$ المعادلة رقم (٥,٢٦)

ولذلك؛ فإن النموذج يكون قابلاً للتحديد المبدئي الفريد.
لهذا النموذج البسيط، يكون تحويل لابلاس غير ظاهر، ولكن قوة هذه الطريقة ستظهر عند التعامل مع المثال التالي:

مثال ٢ (٥،٣،١،١،٢)

افترض نموذج الحجيرتين الموضح في الجزء (ب) من الشكل رقم (٥,٥)، حيث يتم إعطاء حقن دفعة من أثر في الحجيرة ١. الحجيرة التي يمكن الاتصال بها هى الحجيرة ٢ افترض المتغير المقاس هو تركيز هذا الأثر:

$$y(t) = q_2(t)/V_2$$

المعادلات التي تصف هذا النموذج بفرض دخل دفعي ستكون كما يلي:

$$\dot{q}_1(t) = -k_{21}q_1(t) + u(t)q_1(0) = 0$$ المعادلة رقم (٥,٢٧)

$$\dot{q}_2(t) = k_{21}q_1 - k_{02}q_2(t)q_2(0) = 0$$ المعادلة رقم (٥,٢٨)

$$y(t) = \frac{q_2(t)}{V_2}$$ المعادلة رقم (٥,٢٩)

حيث $u(t)=d.\delta(t)$. معاملات النموذج المجهولة هى k_{21} و k_{02} و V_2. لكى نرى كيفية استخدام التجربة للحصول على تخمين لهذه المعاملات، فإنه يمكن استخدام إما الحل في النطاق الزمني للمعادلة رقم (٥,٢٨) (مجموع أسين) وإما طريقة دالة العبور، والتي تكون أكثر سهولة. دالة العبور ستكون على الصورة:

opeikanal.com

$$H(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{k_{21}/V_2}{(s+k_{21})(s+k_{02})} = \frac{\beta_1}{s^2+\alpha_s s+\alpha_1}$$ المعادلة رقم (٥,٣٠)

حيث المعاملات α_1 و α_2 و β_1 تكون هى معاملات الملاحظة (معلومة من التجربة) موصلة على معاملات نموذج غير معلومة أو مجهولة عن طريق :

$$\beta_1 = k_{21}/V_2$$ المعادلة رقم (٥,٣١)

$$\alpha_2 = k_{21} + k_{02}$$ المعادلة رقم (٥,٣٢)

$$\alpha_1 = k_{21}k_{02}$$ المعادلة رقم (٥,٣٣)

المعادلات رقم (٥,٣١) و (٥,٣٢) و (٥,٣٣) كلها غير خطية، ومن السهل إثبات أنه لا يمكن الحصول على حل وحيد للمعاملات المجهولة.في الحقيقة، من المعادليتين رقمي (٥,٣٢) و (٥,٣٣) فإن المجهولين k_{21} و k_{02} يمكن استبدالهما ؛ ولذلك ؛ فإن كل منهما سيكون له حلان، سنفترضهما k_{21}^I, k_{21}^{II} و k_{02}^I, k_{02}^{II}. كنتيجة أيضا، فإنه من المعادلة رقم (٥,٣١)، فإن V2 سيكون لها حلان أيضا V_2^I, V_2^{II}. كل من الحلين سيوفر نفس التعبير لخرج النموذج y(t). عندما يكون هناك عدد محدد من الحلول (أكثر من واحد، اثنين في هذه الحالة)، فإن المعاملات المجهولة يقال عنها إنها غير فريدة مبدئياً أو محددة محليا من التجربة المصممة عندما تكون كل معاملات النموذج قابلة للتحديد (سواء تحديد فريد أو غير فريد)، فإن النموذج يقال عنه إنه غير فريد مبدئيا أو غير محدد محلياً أو إقليمياً.

من الجدير بالملاحظة أيضا أنه في هذه الحالة لدينا المعاملات التي تكون محددة مبدئيا وفريدة أو وحيدة، ولكنها ليست المعاملات الأصلية ذات الاهتمام. إنها عبارة عن تركيبة من المعاملات الأصلية $k_{21}k_{02}$ و $k_{21}+k_{02}$ وK_{21}/V_2. لتحقيق قابلية للتحديد وفريدة من هذه النماذج غير الوحيدة التوحيد، فإنه يمكن تصميم تجربة أكثر تعقيدا، إذا كان من الممكن، استخدام معلومات إضافية وغير معتمدة على النظام.في هذه الحالة، فإن معرفة V_2، أو علاقة بين k_{21} و k_{02} سيسمح بتحقيق مقدرة تحديدية فريدة أو وحيدة لكل معاملات النموذج.

(٥،٣،١،١،٣) مثال ٣

افترض نموذجٍ الحجيرتين الموضح في الجزء (ج) من الشكل رقم (٥,٥) حيث تم حقن دفعة من أثر عند الزمن صفراً، وحيث يكون المتغير المقاس هو تركيز الدواء في البلازما. المعادلات التي تصف هذا النموذج ستكون :

$$\dot{q}_1(t) = -(k_{01} + k_{21})q_1(t) + u(t)q_1(0) = 0$$ المعادلة رقم (٥,٣٤)

$$\dot{q}_2(t) = k_{21}q_1(t) \qquad q_2(0) = 0$$ المعادلة رقم (٥,٣٥)

$$y(t) = \frac{q_1(t)}{V_1}$$ المعادلة رقم (٥,٣٦)

معاملات النموذج المجهولة هى k_{21} و k_{01} و V_1. لكى نرى كيف يمكن استخدام التجربة للحصول على تخمينات لهذه المعاملات، فإنه يجب ملاحظة أن دالة العبور ستكون على الصورة:

$$H(s) = \frac{Y(s)}{U(s)} = \frac{1/V_1}{s+k_{21}+k_{01}} \equiv \frac{\beta}{S+\alpha}$$ المعادلة رقم (٥,٣٧)

ولذلك؛ فإن:

$$\beta = 1/V_1$$ المعادلة رقم (٥,٣٨)

$$\alpha = k_{21} + k_{01}$$ المعادلة رقم (٥,٣٩)

إنه من السهل أن نلاحظ أنه بينما يكون V_1 وحيد التوحيد، فإن k_{21} و k_{01} سيكون لها عدد لا نهائي من الحلول التي تقع على الخط المستقيم $\alpha=k_{21}+k_{01}$.

عندما يكون هناك عدد لانهائي من الحلول لأحد المعاملات، فإننا نقول إن المعامل غير محدد مبدئيا من التجربة المصممة. عندما يكون من معاملات النموذج على الأقل غير قابل للتحديد (في هذه الحالة هناك اثنان) فإن النموذج يقال عنه أنه غير قابل للتحديد مبدئيا.

كما هو الحال في المثال السابق، فإنه يمكن إيجاد معاملات وحيدة قابلة للتحديد، بمعنى، مجموعة من المعاملات التي يمكن تقييمها بطريقة وحيدة أو فريدة.في هذه الحالة تكون المعامل مساويا لمجموع $k_{01}+k_{12}$ (لقد رأينا أن V_1 قابلة للتحديد الوحيد). مرة ثانية لتحقيق قابلية تحديد وحيدة أو فريدة لكل من k_{01} و k_{21}، إما أن يكون هناك تجارب أكثر مقدرة تحديدية (كمثال، تم القياس أيضا في الحجيرة ٢)، أو يكون مطلوبا معلومات أكثر عن النظام، مثل العلاقة بين k_{01} و k_{21} ستكون مطلوبة.

(٥،٣،١،٢) تعريفات

هذه الأمثلة البسيطة قد سمحت لنا بفهم أهمية مشكلة القابلية للتحديد المبدئي وحققت وسيلة لتقديم بعض التعريفات الأساسية.فيما يلي سنعرض بعض التعريفات العامة التي تكون محققة أيضا للنماذج الأكثر عمومية مثل نماذج الحجيرات غير الخطية (المعادلات رقم ٥,٣ و ٥,١٢). افترض النموذج الموجود في المعادلة رقم (٥,١٤). سنحدد باستخدام $p=[p_1, p_2, \ldots, p_M]^T$ المجموعة M من معاملات النموذج (بمعنى الـk_{ij} و V_i). وعلى ذلك فإن نموذج

المعادلة رقم (٥,١٤) يمكن كتابته على الصورة $y_1=g_1(t,p)$. سنحدد الآن متجه معاملات الملاحظة $\Phi=[\varphi_1, \varphi_2, \ldots, \varphi_R]^T$ بمعلومية معاملات الملاحظة $\varphi_j, j=1, 2,\ldots, R$ كمداخل.كل تجربة معينة من دخل -خرج ستحقق قيمة معينة Φ من متجه المعاملات Φ، بمعنى، أن المركبات Φ يمكن تخمينها بطريقة وحيدة من البيانات عن طريق التعريف. وفوق ذلك، فإن معاملات الملاحظة تكون دوال في المعاملات الأساسية للنموذج p_i، والتي قد تكون قابلة أو غير قابلة للتحديدية:

$$\Phi=\Phi(p)$$ المعادلة رقم (٥,٤٠)

لذلك؛ فإنه لفحص قابلية التحديدية المبدئية لمعاملات النموذج p_i، فإنه من الضروري حل معادلات النظام غير الخطية في المجهول piالذي تم الحصول عليه عن طريق وضع كثيرات الحدود $\Phi(p)$ تساوي متجه معاملات الملاحظة Φ:

$$\Phi(p)=\Phi$$ المعادلة رقم (٥,٤١)

هذه المعادلات يطلق عليها الملخص الشامل.

أمثلة على ذلك تم تحقيقها في تنفيذ الأمثلة ١ و ٢ و ٣ في المعادلات رقم (٥,٢٠) و (٥,٢١)، والمعادلات رقم (٥,٢٥) و (٥,٢٦)، و المعادلات رقم (٥,٣١) و (٥,٣٢)، و المعادلات رقم (٥,٣٨) و (٥,٣٩) على التوالي.

يمكننا الآن تعميم هذه التعريفات. دعنا نفترضها أولا لمعامل واحد من معاملات النموذج، وبعد ذلك سنفترضها للنموذج بالكامل.

المعامل الوحيد p_i يكون قابل للتحديد المبدئي (العالمي) إذا كانت وإذا كانت فقط المعادلة رقم (٥,٤١) لها واحد وواحد فقط من الحلول:

- قابلية للتحديد غير الوحيد والمحلي إذا كان وإذا كان فقط نظام المعادلة رقم (٥,٤١) لها أكثر من واحد ولكن عدداً محدداً من الحلول ل p_i.
- عدم قابلية للتحديد إذا كان وإذا كان فقط نظام المعادلة رقم (٥,٤١) له عدد غير محدد من الحلول ل p_i.
- النموذج يكون مبدئياً.
- قابل للتحديد بطريقة وحيدة وعالمية إذا كانت كل معاملاتها قابلة للتحديد بطريقة وحيدة.
- قابل للتحديد بطريقة غير وحيدة ومحلية إذا كانت كل معاملاتها قابلة للتحديد إما بطريقة وحيدة وإما غير وحيدة وعلى الأقل واحد منها يكون قابلاً للتحديد بطريقة غير وحيدة.

openkanal.com

(٥،٣،١،٣) طريقة دالة العبور

المشكلة الآن هى فقط تقييم المعارف الأساسية للنموذج تحت الافتراض وللتجربة المختارة وتشكيلها، سواء إذا كان النموذج غير قابل للتحديد المبدئي أو قابل للتحديد بطريقة غير وحيدة، أو قابل للتحديد بطريقة وحيدة. الطريقة الأكثر شهرة لاختبار التحديدية المبدئية للنماذج الخطية الديناميكية هى طريقة دالة العبور. بفرض أنه لدينا عدد r من المداخل وعدد m من المخارج، فإن هذه الطريقة تعتمد على تحليل مصفوفة دالة العبور r x m:

$$H(s,p) = [H_{ij}(s,p)] = \frac{Y_i(s,p)}{U_j(s)}$$ المعادلة رقم (٥،٤٢)

حيث يكون كل عنصر H_{ij} من H هو تحويل لابلاس للاستجابة في المتغير المقاس عند المخرج i، و $y_i(t,p)$ هى وحدة الصدمة عند المخرج j، و $u_j(t)=\delta(t)$. إن طريقة دالة العبور ترجع إلى معاملات كثيرات الحدود في البسط والمقام لكل من عناصر الـ m x r وهى Hij(s,p) في مصفوفة دالة العبور على التوالي، $\alpha_1^{ij}(p), \dots, \alpha_n^{ij}(p)$ و $\beta_1^{ij}(p), \dots, \beta_n^{ij}(p)$. هذه المعاملات تكون 2n x r x m من معاملات الملاحظة φ_l^{ij}. لذلك؛ فإنه يمكن كتابة الملخص الشامل لذلك؛ كما يلي:

$$\beta_1^{11}(p) = \varphi_1^{11}$$

$$\alpha_n^{11}(p) = \varphi_{2n}^{11}$$ المعادلة رقم (٥،٤٣)

$$\beta_1^{rm}(p) = \varphi_1^{rm}$$

$$\alpha_n^{rm}(p) = \varphi_{2n}^{rm}$$

هذا النظام من المعادلات الجبرية غير الخطية يحتاج للحل للحصول على المعاملات المجهولة p لمعرفة الخواص التحديدية لهذا النموذج.

لقد شرحنا فيما سبق طريقة تحويل لابلاس للحصول على الملخص الشامل للنماذج. هذه الطريقة سهلة الاستخدام، حتى مع أنظمة النماذج ذات الدرجات الأعلى من اثنين. إن ما أصبح الأصعب في هذه الطريقة يكون هو الحل، بمعنى، تحديد أى واحد من هذه المعاملات الأصلية للنموذج يتم تحديدها بطريقة وحيدة أو فريدة عن طريق نظام المعادلات الجبرية غير الخطية. في الحقيقة، لابد من حل نظام من المعادلات الجبرية غير الخطية والتي تزيد في عدد حدودها وفي درجة غير الخطية مع درجة النموذج. بمعنى آخر، فإن هذه الطريقة تعمل جيدا مع النماذج المنخفضة الأبعاد (مثل الدرجة الثانية أو الثالثة)، ولكنها تفشل عند تطبيقها على النماذج الكبيرة نسبيا لأن نظام المعادلات الجبرية غير الخطية تصبح صعبة الحل.

لكى نتعامل مع المشكلة بصورة عامة، تكون هناك حاجة للجوء إلى طرق الحساب الجبرية. على وجه الخصوص، هناك حاجة لوسيلة لاختبار التحديدية المبدئية لنماذج الحجيرات الخطية ذات الشكل العام، والتي تربط بين طريقة دالة العبور مع طريقة من طرق الحاسب ؛ ولذلك ؛ فقد تم تطوير خوارزيزم قواعد جروبنر Grobner basis [6].في النهاية، فإنه من الجدير بالملاحظة أنه لبعض الأصناف أو الفصائل من نماذج الحجيرات الخطية (بمعنى، الثدية والسلسالية) وللنماذج الحجيرية العامة الثنائية والثلاثية، فإن نتائج التحديدية تكون متاحة[4].

من الاعتبارات السابقة، نستطيع إن نقول أن التحديدية الوحيدة أو الفريدة تكون متطلبا سابقا للوضع الجيد لتخمين المعاملات ولإعادة التشكيلية للمتغيرات المذكورة في الحجيرات غير الممكن الاتصال بها. من الخطوات الضرورية، ونتيجة السياق المثاليفي وضعها، فإنها لا تضمن التخمين الناجح لمعاملات النموذج من بيانات الإدخال والإخراج.

(٥،٣،٢) تخمين المعاملات

في هذه المرحلة، تم تشكيل نموذج، وتم وضع تخمين جيد لهذه المعاملات.في هذا الجزء، سنصف كيف نحصل على تخمينات عددية للمعاملات المجهولة من البيانات التجريبية المحاطة بالضوضاء وكيف سنحكم على جودة هذه المعاملات، بمعنى، هل النموذج قادر على وصف تخمين المعاملات، وما هى الدقة التي تم بها تخمين هذه المعاملات؟ سنعرض هنا لطريقة فيشر Fisher للتخمين، وبالذات طريقة المربعات الصغري الموزونة weighted least squares, WLS. لمزيد عن العلاقة مع الاحتمالية العظميmaximum likelihood للتخمين وكذلك طريق باى للتخمين Bayesian estimation على القاريء أن يرجع إلى المرجع رقم خمسة.

(٥،٣،٢،١) المربعات الصغري الموزونة

لقد تم حتى الآن تشكيل نموذج للنظام. هذا النموذج يحتوي على مجموعة من المعاملات المجهولة التي يجب أن نحدد لها قيما عددية من بيانات أى تجربة. وسنفترض أننا قد اختبرنا تحديديتها المبدئية. كذلك سنفترض أن البيانات التجريبية تكون متاحة.في صورة حسابية، فإن المكونات التي لدينا هى خرج النموذج الذي يمكن كتابته كما يلى :

$$y(t) = g(t,p)$$ المعادلة رقم (٥،٤٤)

حيث g(t,p) تكون متعلقة بنموذج النظام وقياسات الخرج الضوضائية في الزمن المتقطع، z_i :

$$z(ti\ ) = z_i = y(t_i) + v(t_i) = g(t,p) + v_i i = 1, \dots, N$$ المعادلة رقم (٥،٤٥)

حيث v_i هى الخطأ في القياس رقم i.

المشكلة هى تخصيص قيمة عددية p من البيانات z_i.طريقة التحليل التراجعي هى أشهر طريقة مستخدمة لضبط هذه المعاملات، وتمييز نموذج للحصول على أحسن مطابقة لمجموعة من البيانات. إن طريقة مجموع المربعات المتبقية الموزونة weighted residual sum of squares, WRSS تعتبر طريقة جيدة وشائعة الاستخدام لقياس مدى التطابق مع البيانات. يمكن كتابة ذلك كما يلي:

$$WRSS = \sum_{i=1}^{N} w_i(w_i - y_i)^2$$ المعادلة رقم (٥,٤٦)

حيث N هى عدد الملاحظات و (z_i-y_i) هو الخطأ بين القيمة الملاحظة والقيمة التخمينية لكل عينة زمن t_i، وw_i هى الوزن المخصص لكل وحدة بيانات. يمكن اعتبار الـWRSS كدالة في معاملات النموذج: WRSS=WRSS(p). الفكرة هنا هى تقليل قيمة الـWRSS بالنسبة لقيم المعاملات المميزة للنموذج بحيث تنطبق على البيانات. من الطبيعي أن نوصل اختيار الأوزان إلى ما هو معروف عن دقة كل واحدة من هذه البيانات. بمعني آخر، إننا نسعي لإعطاء مصداقية، أو أوزانا لهذه البيانات التي تكون دقتها عالية، ومصداقية أو أوزانا أقل لهذه البيانات ذات الدقة الأقل.

خطأ القياس هو v_iفي المعادلة رقم (٥,٤٥)، وهو متغير عشوائي، ويجب وضع بعض الافتراضات حول خواص هذا المتغير.الافتراض الأكثر شيوعا هو أن تتابع الـv_i يكون عملية عشوائية بعينات مستقلة متوسطها هو القيمة صفر (بمعنى، أن الخطأ ليس منتظما) وتفاوتها variance يكون معروفا. إن ما يعنيه ذلك هو إمكانية التشكيل في الوضع الإحصائي باستخدام الرموز E و Var و Cov لكى تمثل المتوسط والتفاوت والتغاير على الترتيب. وعلى ذلك فإن:

$$E(v_i)=0$$ المعادلة رقم (٥,٤٧)

$$Cov(v_i, v_j)=0 \quad \text{for } t_i \neq t_j$$ المعادلة رقم (٥,٤٨)

$$Var(v_i)=\sigma_i^2$$ المعادلة رقم (٥,٤٩)

المعادلة رقم (٥,٤٧) تعنى أن الخطأ v_i متوسطه يساوي صفر، والمعادلة (٥,٤٨) تعني أنها غير معتمدة، والمعادلة رقم (٥,٤٩) تعني أن التغاير يكون معلوما. إن القياس النموذجي للخطأ يتم تحقيقه عن طريق الانحراف القياسي الجزئيfractional standard deviation, FSD أو معامل التغير coefficient of variation, CV:

$$FSD(v_i) = CV(v_i) = \frac{SD(v_i)}{z_i}$$ المعادلة رقم (٥,٥٠)

obeikandi.com

حيث SD هو الانحراف القياسي للخطأ:

$$SD(v_i) = \sqrt{Var(v_i)}$$ المعادلة رقم (٥.٥١)

الـFSD أو الـCV يتم التعبير عنهما عادة كنسبة مئوية، بمعنى، النسبة المئوية للانحراف القياسي أو النسبة المئوية للتغير، عن طريق ضرب الكمية$SD(v_i)/z_i$في المعادلة (٥.٥٠) في ١٠٠.

لقد افترضنا الحالة التي يكون فيها التفاوت معلوما (المعادلة رقم ٥.٤٩). على الرغم من ذلك، فإنه يمكن بسهولة التعامل مع الحالة التي يكون فيها التفاوت معلوما حتى ثابت تناسب معين، $Var(v_i)=b_i\sigma^2$حيث b_i معلومة و σ^2 مجهولة. إننا لن نفترض هذه الحالة صراحة في الأجزاء التالية حتى لا نجعل الأمور أكثر صعوبة. من يريد المزيد عن ذلك يرجع إلى Cobelli et al[4].

بمعرفة شكل الخطأ في البيانات، سنحدد كيفية اختيار الأوزان w_i. الاختيار الطبيعي هو أن نقوم بوزن كل وحدة بيانات على حسب معكوس التفاوت:

$$w_i = \frac{1}{\sigma_i^2}$$ المعادلة رقم (٥.٥٢)

من الممكن توضيح أن هذا الاختيار للأوزان يكون اختيارا مثاليا في حالة التراجع الخطي. ولذلك ؛ ، فإنه من المهم جدا أن يكون لدينا معرفة صحيحة بخطأ البيانات ونقوم بوزن هذه البيانات على حسب هذا الخطأ.

المشكلة الآن هى كيفية تقدير تفاوت هذا الخطأ مثاليا، من المفروض أن يكون لدينا تقدير مباشر للتفاوت في كل مصادر الخطأ، وهذه مشكلة صعبة. على سبيل المثال، فإن خطأ القياس يكون عبارة عن مجرد مركبة واحدة للخطأ، ويمكن استخدامه كتخمين للخطأ فقط إذا كان منفذ التجربة أو الباحث يعتقد أن مصدر الخطأ الأساسي يظهر بعد أخذ العينة. لكى نحصل على تخمين أكثر دقة للخطأ، فإن الباحث يجب أن يكون لديه العديد من الصور أو النسخ التي لا تعتمد على بعضها للقياس z_i عند كل زمن لأخذ العينة t_i والذي منه يمكن تخمين التفاوت σ^2 عند الزمن t_i. إذا كانت هناك مركبة أساسية للخطأ قبل عملية القياس، مثلا خطأ متعلق بسحب عينة البلازما أو تجهيز عينة البلازما للقياس، فإنه في هذه الحالة لن يكون كافيا أن نكرر نفس القياس على نفس العينة عدد من المرات. نظرياً، في هذه الحالة قد يكون من الضروري أن نكرر التجربة عدة مرات، وهذا التكرار في الغالب يكون من الصعب إجراؤه عمليا.في النهاية، هناك إمكانية أن يكون النظام نفسه قابلاً للتعيير أثناء التجارب المختلفة.

على أية حال، حيث إن الطريقة السالفة الذكر تقوم بتخمين التفاوت عند كل عينة زمن t_i، فإنها تتطلب العديد من النسخ أو الصور غير المعتمدة لكل واحدة من هذه القياسات. طريقة أخرى بديلة وعملية تتكون من افتراض نموذج لتفاوت الخطأ وتخمين معاملاته المجهولة من البيانات التجريبية.

نموذج أكثر مرونة يمكن استخدامه لتفاوت الخطأ هو:

$$\sigma_i^2 = \alpha + \beta(y_i)^\gamma$$ المعادلة رقم (٥,٥٣)

والتي يمكن تقريبها عمليا بالمعادلة التالية:

$$\sigma_i^2 = \alpha + \beta(z_i)^\gamma$$ المعادلة رقم (٥,٥٤)

حيث σ و β و γ كلها معاملات للنموذج موجبة تضع العلاقة بين التفاوت المصاحب مع أى ملاحظة وقيمة الملاحظة نفسها.في العادة يمكن تخصيص قيم لهذه المعاملات، أو يمكن أيضا تخمينها من البيانات نفسها.

(٥،٣،٢،٢) التراجع الخطي

دعنا نفترض نموذجاً خطياً مع عدد M من المعاملات ونضع مشكلة التراجع في صورة متجه مصفوفة مدمجة. يمكن كتابة معادلة القياس كما يلي:

$$z=y+v=G.p+v$$ المعادلة رقم (٥,٥٥)

$$\begin{bmatrix} Z_1 \\ Z_2 \\ \vdots \\ Z_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \vdots \\ Y_N \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ \vdots \\ V_N \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ \vdots \\ P_M \end{bmatrix} \begin{bmatrix} g_{11} & g_{11} & \cdots & g_{1M} \\ g_{21} & g_{22} & \cdots & g_{2M} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ g_{N1} & g_{N2} & \cdots & g_{NM} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} V_1 \\ V_2 \\ \vdots \\ V_N \end{bmatrix}$$ المعادلة رقم (٥,٥٦)

مع:

$$p = [p_1, p_2, \dots, p_M]^T$$ المعادلة رقم (٥,٥٧)

$$G = \begin{bmatrix} g_{11} g_{12} \cdots g_{1M} \\ g_{21} g_{22} \cdots g_{22} \\ \cdots \cdots \cdots \cdots \\ g_{N1} g_{N2} \cdots g_{NM} \end{bmatrix}$$ المعادلة رقم (٥,٥٨)

سيكون خطأ القياس v، بفرض وصف من الدرجة الثانية (مصفوفة المتوسط والتغاير [NxN]) كالتالي:

obeikandl.com

$E[v]=0$ المعادلة رقم (٥,٥٩)

$E[vv^T] = \sum_v$ المعادلة رقم (٥,٦٠)

وحيث أننا افترضنا عدم الاعتماد، فإن $\sum_v$ تكون قطرية كما يلي:

$\sum_v = diag(\sigma_1^2, \sigma_2^2, \ldots., \sigma_N^2)$ المعادلة رقم (٥,٦١)

الآن، إذا افترضنا أن متجه المتبقيr هو:

$r=z-G.p$ المعادلة رقم (٥,٦٢)

فإن مجموع مربعات المتبقي الموزون سيكون كما يلي:

$WRSS(p) = \sum_{i=1}^{N} \frac{r_i^2}{\sigma_i^2} = r^T \sum_v^{-1} r = (z - G.p)^T \sum_v^{-1} (z - G.p)$ المعادلة رقم (٥,٦٣)

إن تخمين الـWLSفيالـp هو الذي يقلل الـ WRSS(p):

$\hat{p} = arg\ \min_p WRSS(p) = arg\ \min_p (z - G.p)^T \sum_v^{-1} (z - G.p)$ المعادلة رقم (٥,٦٤)

بإجراء بعض الحسابات نصل إلى:

$\hat{p} = (G^T \sum_v^{-1} G)^{-1} G^T \sum_v^{-1} z$ المعادلة رقم (٥,٦٥)

من الممكن أيضا أن نحصل على تعبير لدقة الـ$\hat{p}$. نتيجة أن البيانات z تتأثر بخطا القياس v، فإن $\hat{p}$ ستتأثر أيضا بخطأ سنطلق عليه خطأ التخمين. يمكن تحديد هذا الخطأ كما يلي:

$\check{p} = p - \hat{p}$ المعادلة رقم (٥,٦٦)

$\check{p}$ ستكون متغيراً عشوائياً حيث إن $\hat{p}$ تكون متغيراً عشوائياً. مصفوفة التغاير للمتغير $\check{p}$ ستكون:

$\sum_{\check{p}} = cov(\check{p}) = E[\check{p}.\check{p}^T] = \sum_{\hat{p}}$ المعادلة رقم (٥,٦٧)

obeikandl.com

ويمكن توضيح التالي :

$$\sum_{\hat{p}} = (G^T \sum_v^{-1} G)^{-1}$$ المعادلة رقم (٥,٦٨)

إن دقة التخمين $\hat{p}_i$في الـp يتم دائما التعبير عنها في الانحراف المعياري ، وهو الجذر التربيعي للتفاوت $Var(\hat{p})$:

$$SD(\hat{p}_i) = \sqrt{Var(\hat{p}_i)}$$ المعادلة رقم (٥,٦٩)

يمكن إعطاؤها بدلالة الـFSD أو الـCV ، التي تقيس الدقة النسبية للتخمين كما يلي :

$$FSD(\hat{p}_i) = CV(\hat{p}_i) = \frac{SD(\hat{p}_i)}{\hat{p}_i}$$ المعادلة رقم (٥,٧٠)

كما لاحظنا مسبقا ، فإن الـFSD والـCV يمكن التعبير عنها كنسبة مئوية بالضرب في ١٠٠ .

من المعادلات رقم (٥,٦٥) و (٥,٦٨) يمكن رؤية أن كل من $\hat{p}$ و $\sum_{\hat{p}}$ تعتمد على σ_i^2. وهذا يوضح كيف أنه من الضروري أن يقدر الباحث طبيعة الخطأ في البيانات.

حتى هذه النقطة ، قد تم افتراض أن النموذج يكون صحيحا.في هذه الحالة ، ومن المقارنة بين المعادلة التي تصف البيانات z=G.p+v وتعريف المتبقي r=z-G.$\hat{p}$ ، يمكن لنا أن نلخص أن المتبقيات r يجب أن تعكس أخطاء القياس v. لكى يكون ذلك حقيقيا ، يجب توافر شرطين : اختيار النموذج الصحيح أو الوصف الوظيفي للبيانات ، وأن خطوات تخمين البيانات قد تقاربت إلى قيم أقرب ما يكون من القيم الحقيقية. لذلك ؛ فإنه يمكن رؤية تتابع المتبقيات كتقريب لتتابع أخطاء القياس.

يمكن التأكد عما إذا كان الشرطان السابقان متحققين أم لا عن طريق اختبار الافتراضات المقدمة الخاصة بخطأ القياس في تتابع المتبقيات.في العادة يتم افتراض أن خطأ القياس يكون له متوسط يساوي صفراً ، والعمليات العشوائية غير المعتمدة يكون لها تفاوت معلوم ، وهذه الافتراضات يمكن التأكد منها في حالة المتبقيات عن طريق الاختبارات الإحصائية.

عدم اعتمادية المتبقيات يمكن اختبارها بصريا باستخدام رسم المتبقيات مع الزمن. من المتوقع أن هذه المتبقيات ستتأرجح حول متوسطها ،الذي يجب أن يكون قريبا من الصفر ، بطريقة غير متوقعة. المتبقيات النظامية ، بمعنى ، عدد كبير من تتابع المتبقيات فوق أو تحت الصفر تقترح أن النموذج عبارة عن وصف غير ملائم لهذا النظام لأنها غير قادرة على وصف المركبة غير العشوائية للبيانات.

obeikandl.com

إن الاختبار الرسمي لعدم العشوائية في المتبقيات يكون في الاختبار المنفذ. يعرف التنفيذ على أنه تتابع جانبي من المتبقيات التي يكون لها نفس الإشارة (بفرض أن المتبقيات يكون لها متوسط صفري)، ومن البديهي أن العدد الصغير أو العدد الكبير من التنفيذات في تتابع المتبقيات يكون مؤشراً على عدم العشوائية، بمعنى، الأخطاء النظامية فيما سبق وفي الدورية في الحالة الأخيرة. للحصول على تفاصيل أكثر وأمثلة نحيل القراء إلى المرجع Cobelli et al[4].

في حالة تقدير الـWLS، قد تم اقتراح فرض محدد على التفاوت في أخطاء القياس. إذا كان النموذج صحيحا، فإن المتبقيات يجب أن تعكس هذا الافتراض، لأن:

$$Var\left(\frac{v_i}{\sigma_i}\right) = \frac{1}{\sigma_i^2} Var(v_i) = 1$$ المعادلة رقم (٥,٧١)

إذا حددنا المتبقيات الموزونة كما يلي:

$$wres_i = \frac{res_i}{\sigma_i}$$ المعادلة رقم (٥,٧٢)

فإنها يجب أن تكون تحقيقا لعملية عشوائية ذات تباين يساوي الوحدة. عن طريق رسم المتبقيات الموزونة في مقابل الزمن، فإنه يمكن اختبار هذا الفرض بصريا على تباين خطأ القياس: حيث المتبقيات الموزونة يجب أن تقع في مجال عرضه 1- و 1+. الشكل رقم (٥,٦) يوضح شكلا للمتبقيات الموزونة.

أى نموذج للمتبقيات يختلف عن النموذج الذي كان متوقعا يوضح إما وجود أخطاء في الوصف الوظيفي للبيانات، وإما أن النموذج صح ولكن نموذج خطأ القياس يكون غير مناسبا.في هذه الحالة، يكون من الضروري تعديل الافتراضات على هيكل أخطاء القياس، وبعض الافتراضات يمكن استنتاجها عن طريق فحص الرسم.كمثال على ذلك افترض الحالة التي يكون فيها التباين في خطأ القياس من المفترض أن يكون ثابتا. من المتوقع أن تكون المتبقيات في حدود عرض المنطقة 1- و 1+. إذا كان مقدار هذه المتبقيات يميل للزيادة في قيمته المطلقة بالنسبة للقيمة الملاحظة، فإن التوضيح الممكن لذلك؛ هو أن التباين في خطأ القياس لا يكون ثابتا، ولذلك؛ يتم اقتراح تعديل على الافتراض الموقع على تباين خطأ القياس.

(٥،٣،٢،٣) التراجع غير الخطي

دعنا نتوجه الآن إلى معادلات النموذج غير الخطية:

$$y(t)=g(t,p)$$ المعادلة رقم (٥,٧٣)

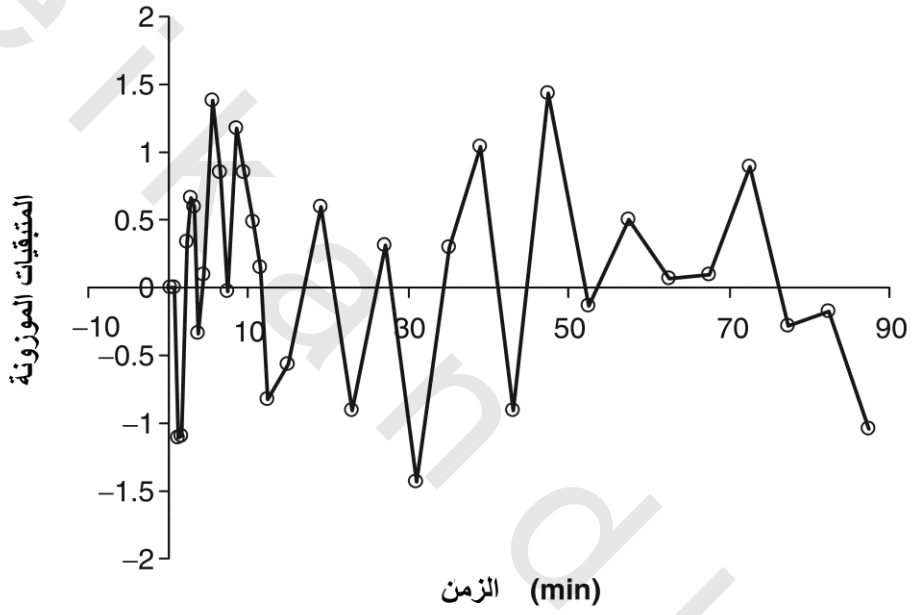
$$z_i = y_i + v_i = g(t_i, p) + v_i i = 1,2, \ldots, N$$ المعادلة رقم (٥,٧٤)

obeikandl.com

دعنا نضع النموذج في صورة متجه المصفوفة المدمج كما فعلنا مع النموذج الخطي، كما يلي:

$$y=G(p)$$ المعادلة رقم (٥,٧٥)

$$z=y+v=G(p)+v$$ المعادلة رقم (٥,٧٦)



الشكل رقم (٥،٦) رسم المتبقيات الموزونة في مقابل الزمن.

حيث

$$z = [z_1, z_2, \dots, z_N]^T$$ المعادلة رقم (٥,٧٧)

$$y = [y_1, y_2, \dots, y_N]^T$$ المعادلة رقم (٥,٧٨)

$$p = [p_1, p_2, \dots, p_M]^T$$ المعادلة رقم (٥,٧٩)

$$G[p] = [g(t_1, p), g(t_2, p), \dots, g(t_N, p)]^T$$ المعادلة رقم (٥,٨٠)

obeikandl.com

$$v = [v_1, v_2, \dots, v_N]^T with \sum_v = cov(v)$$ المعادلة رقم (٥,٨١)

القيمة المتوقعة لل WLS لل p تكون هى القيمة التي تقلل :

$$WRSS(p) = [z - G(p)]^T \sum_v^{-1} [z - G(p)]$$ المعادلة رقم (٥,٨٢)

يمكن بسهولة باستخدام النموذج غير الخطي البسيط $y(t) = Ae^{-\alpha t}$ أن نوضح أن الحل التحليلي الصريح ل p والماثل للمعادلة رقم (٥,٦٥) يكون غير ممكنا.

للوصول إلى قيمة متوقعة لل p، فإن إحدى هذه الوسائل التي تعتمد على الخطية التكرارية للنموذج، هى طريقة جاوس –نيوتن Gauss-Newton. دعنا نرجع للخلف لنموذج المعادلة رقم (٥,٧٣) مع فرض التعبير y(t)الذي يتم الحصول عليه من خلال مفكوك تتابع تيلر الخاص به حول قيمة معينة فيp ولتكن :

$$\mathrm{p^0} = [\mathrm{p_1^0},\ \mathrm{p_2^0}, \dots, \mathrm{p_M^0}]^{\mathrm{T}}$$ المعادلة رقم (٥,٨٣)

عن طريق إهمال الأجزاء التي تحتوي تفاضلات الدرجة الثانية أو الأعلى نحصل على ما يلي :

$$y_i = g(t_i, p) \cong g(t_i, p^0) + \left[\frac{\partial g(t_i,p^0)}{\partial p_1} \frac{\partial g(t_i,p^0)}{\partial p_2} \dots \frac{\partial g(t_i,p^0)}{\partial p_M}\right] \begin{bmatrix} p_1 - p_1^0 \\ p_2 - p_2^0 \\ \dots \\ p_M - p_M^0 \end{bmatrix}$$ المعادلة رقم (٥,٨٤)

حيث تم تحقيق هذه التفاضلات عند $p=p^0$. لاحظ أن هذه المعادلة أصبحت الآن خطية فيp. إن البيانات تتعلق ب y_i كما في المعادلة رقم (٥,٧٥).ولذلك ؛ ؛ فإنه باستخدام المعادلة رقم (٥,٨٤) والانتقال إلى رموز المتجهات يمكن كتابة ما يلى :

$$\begin{bmatrix} \mathbf{Z_1 - g(t_1, P^0)} \\ \mathbf{Z_2 - g(t_2, P^0)} \\ \mathbf{Z_N - g(t_N, P^0)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial \mathbf{g}(t_1,\mathbf{P^0})}{\partial P_1} & \frac{\partial \mathbf{g}(t_1,\mathbf{P^0})}{\partial P_2} & \dots & \frac{\partial \mathbf{g}(t_1,\mathbf{P^0})}{\partial P_M} \\ \frac{\partial \mathbf{g}(t_2,\mathbf{P^0})}{\partial P_1} & \frac{\partial \mathbf{g}(t_2,\mathbf{P^0})}{\partial P_2} & \dots & \frac{\partial \mathbf{g}(t_2,\mathbf{P^0})}{\partial P_M} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ \frac{\partial \mathbf{g}(t_N,\mathbf{P^0})}{\partial P_1} & \frac{\partial \mathbf{g}(t_N,\mathbf{P^0})}{\partial P_2} & \dots & \frac{\partial \mathbf{g}(t_N,\mathbf{P^0})}{\partial P_M} \end{bmatrix}$$

obeikandi.com

$$\begin{bmatrix} \mathbf{P_1} - \mathbf{P_1^0} \\ \mathbf{P_2} - \mathbf{P_2^0} \\ \cdots \\ \mathbf{P_M} - \mathbf{P_M^0} \end{bmatrix} + , \quad \begin{bmatrix} \mathbf{V_1} \\ \mathbf{V_2} \\ \vdots \\ \mathbf{V_N} \end{bmatrix}$$

المعادلة رقم (٥,٨٥)

ولذلك ؛ فإن :

$$\Delta z = S.\Delta p + v$$

المعادلة رقم (٥,٨٦)

وذلك باستخدام التحديد الواضح لكل من Δz و S و Δp من المعادلة (٥,٨٥). الآن، وحيث ان Δz معلومة (p^0 معطاة، و z مقاسة) و S يمكن حسابها، فإنه يمكن استخدام الـWLS لتخمين Δp بالآلية الخطية عن طريق استخدام المعادلة رقم (٥,٦٥) مع التقابل $z \leftrightarrow \Delta z$ و $p \leftrightarrow \Delta p$ و $g \leftrightarrow S$:

$$\Delta\hat{p} = \left(S^T \sum_v^{-1} S\right)^{-1} S^T \sum_v^{-1} \Delta z$$

المعادلة رقم (٥,٨٦)

وعلى ذلك فيمكن الحصول على تخمين جديد ل p كما يلي :

$$p^1 = p^0 + \Delta\hat{p}$$

المعادلة رقم (٥,٨٨)

الآن، ومع p^1التي تعتبر بالتحديد تخمينا أفضل من p^0 لأن $WRSS(p^1)<WRSS(p^0)$، فإنه يمكن إعادة بدء العملية من جديد. هذا النموذج يتم فرضه خطيا حول p^1، حيث يمكن الحصول على تخمين جديد p2، وهكذا تستمر العملية حتى تتوقف دالة التكلفة عن النقصان الواضح، مثلا، عندما يكون هناك قيمتان متتابعتان من WRSS(p)في حدود السماح المطلوب.

بمجرد الحصول على $\hat{p}$، عن طريق التوازي مع الحالة الخطية، يمكن الحصول على تباين تخمين هذه المعاملات كما يلي :

$$\sum_{\hat{p}} \cong (S^T \sum_v^{-1} S)^{-1}$$

المعادلة رقم (٥,٨٩)

حيث :

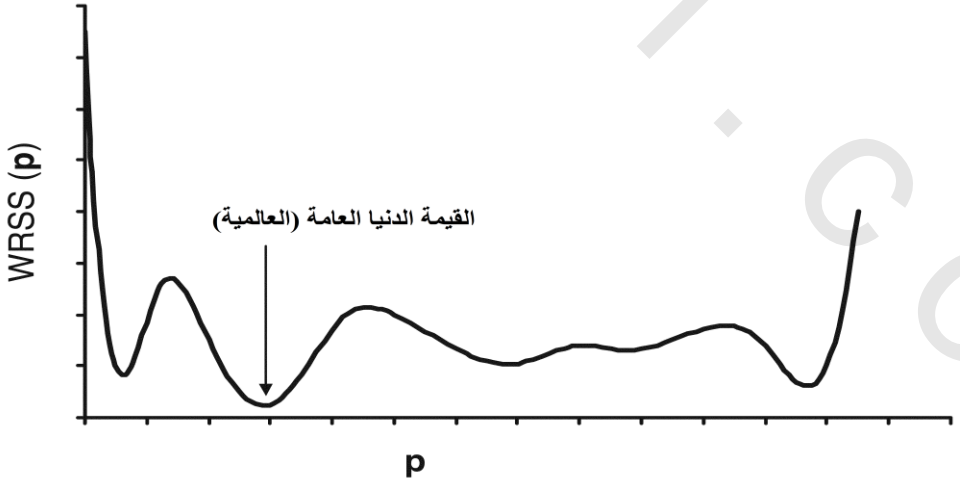
obeikandi.com

$$S = \begin{bmatrix} \frac{\partial g(t_1,\hat{P})}{\partial P_1} & \frac{\partial g(t_1,\hat{P})}{\partial P_2} & \cdots & \frac{\partial g(t_1,\hat{P})}{\partial P_M} \\ \frac{\partial g(t_2,\hat{P})}{\partial P_1} & \frac{\partial g(t_2,\hat{P})}{\partial P_2} & \cdots & \frac{\partial g(t_2,\hat{P})}{\partial P_M} \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ \frac{\partial g(t_N,\hat{P})}{\partial P_1} & \frac{\partial g(t_N,\hat{P})}{\partial P_2} & \cdots & \frac{\partial g(t_N,\hat{P})}{\partial P_M} \end{bmatrix}$$

المعادلة رقم (٥,٩٠)

المتبقيات والمتبقيات الموزونة يتم تحديدها مثل الحالة الخطية السابقة.

لقد تم استخدام الآليات الخطية لحل الحالة غير الخطية. وعلى الرغم من ذلك، فإنه من الجدير بالملاحظة أن الحالة غير الخطية تكون أكثر تعقيدا في التناول عن الحالة الخطية، وهذا يعتبر حقيقيا، ليس فقط من وجهة النظر الحسابية، ولكن من المفهوم كنتيجة لوجود القيم الدنيا المحلية لل WRSS(p) وضرورة تحديد تخمين ابتدائي لكل من p و p^0. لتوضيح هذا التعقيد الإضافي بشكل بياني، دعنا نفترض حالة القيمة العددية الصحيحة باستخدام WRSS(p) كدالة في p كما في الشكل رقم (٥,٧). هناك أكثر من قيمة دنيا لل WRSS، وهذا بالتأكيد مختلف عن الحالة الخطية، التي تكون فيها قيمة دنيا وحيدة القيم الدنيا الموضحة في الشكل رقم (٥,٧) تسمى القيم الدنيا المحلية.وعلى ذلك، فإن الفرق بين الحالة الخطية وغير الخطية يكون في التراجع الخطي، حيث تكون هناك قيمة دنيا وحيدة في الحالة الخطية لل WRSS بينما في الحالة غير الخطية فقد يكون هناك العديد من القيم الدنيا المحلية لل WRSS. من بين هذه القيم الدنيا المحلية، فإن القيمة الصغرى تسمى القيمة الدنيا العامة أو العالمية. إن هذا يستتبعه بعض الآثار الواضحة لاختيار p^0. للتأكد من أننا لن نصل أو ننتهي عند قيمة دنيا محلية، فإن العديد من القيم المؤقته أو المترددة ل p^0 يتم استخدامها كنقط بداية.



الشكل رقم (٥،٧) WRSS كدالة في p.

obeikandi.com

لقد تم توضيح الخطوات اللازمة لتخمين المربعات الصغرى غير الخطية باستخدام طريقة جاوس -نيوتن التكرارية. إن هذا يضع الخطوط العريضة لأساسيات هذا النوع من الخوارزميات التي تتطلب حساب التفاضلات الموجودة في المصفوفة S. إن هذا يتم عادة بالطرق الرقمية باستخدام طريقة الفرق المركزي كمثال على الرغم من وجود الطرق الأخرى مثل طريقة نظام الحساسية. هذا النوع يعرف بأنه خوارزميات طرق التدرج (التفاضل).هناك أيضا الخوارزميات المعدلة رقميا وذات الكفاءة مثل طريقة ليفنبيرج -ماركادت Levenberg-Marquardtالتي تعتمد على أساسيات طريقة جاوس -نيوتن وهذه الطرق قد تم تنفيذها بأكثر من أداة من أدوات البرمجة.

نوع آخر من خوارزميات تقليل الـWRSSالتي تم تطبيقها في تخمين معاملات النموذج الفسيولوجي هى الخوارزميات التي لا تتطلب حساب التفاضلات. هذه الخوارزميات تعرف بأنها طرق أو خوارزميات البحث المباشر، وكل من الخوارزميات المحددة والعشوائية من هذا النوع متاحة ومنفذة بأدوات برمجية. من خوارزميات البحث المباشر المحددة خوارزم الطريقة البسيطة. من الجدير التأكيد عليه هو أنه مع طريقة البحث المباشر، فإن حسابات التفاضل لا تكون مطلوبة. إن مقارنة طرق التدرج مع طرق البحث المباشر تكون صعبة وتعتمد على المشكلة التي يتم حلها، كما أن الخبرات الموجودة في تخمين معاملات النموذج الفسيولوجي تفضل طرق الانحدار.

(٥،٣،٢،٤) اختبار درجة النموذج

حتى هذه النقطة، تم فحص مشكلة اختبار إذا كان النموذج المعين عبارة عن وصف مناسب لمجموعة من البيانات أم لا.افترض الآن الحالة التي يكون فيها هناك نماذج مختلفة متاحة، والمشكلة هى اختيار النموذج الذي يحقق أحسن وصف لهذه البيانات. فمثلا، عند أداء النمذجة المتعددة الأسية لمنحنى الاضمحلال التالي:

$$y(t) = \sum_{i=1}^{n} A_1 e^{-\lambda_i t}$$ المعادلة رقم (٥,٩١)

فإن درجة النموذج، بمعنى، العدد n للمكونات الأسية، لا يكون معروفا مقدما. تتم عادة ملاءمة النماذج الأحادية، والثنائية، والثلاثية الأسية على البيانات، ونتائج تخمين المعاملات يتم تحقيقها لاختيار الدرجة المثلى أو القيمة الأفضل للمتغير n.

إن الاعتماد على WRSS وفحص المتبقيات الموزونة فقط لتحديد الدرجة المثلى للنموذج لا تكون مناسبة لأنه مع زيادة درجة النموذج فإن WRSS تقل. فمثلا، عند التعامل مع منحنى اضمحلال أثر بعد الحقن بجرعة معينة، فإن كل كمية أسية إضافية تضاف إلى مجموع الكميات الأسية ستتسبب في نقصان WRSS. وبنفس الطريقة، فإن نموذج المتبقيات سيصبح أكثر عشوائية. على الرغم من ذلك، فإنه في كل مرة تضاف كمية خطية، فإنه سيتم إضافة معاملين، وستقل درجة الحرية بمقدار اثنين. وعلى ذلك، فإنه من البديهي عند مقارنة هيكلى نموذج، فإن كل من

الـWRSS ودرجة الحرية يجب تقيمهما. إن ذلك يتم لاختبار إذا كان تقليل الـWRSS يعكس حقيقة تمثيل أكثر دقة للبيانات أم إذا كان ذلك مجرد نتيجة لزيادة عدد المعاملات ؛ وبالتالي فإن اختبارات إضافية تكون مطلوبة.

الاختباران اللذان يستخدمان دائما لمقارنة هياكل النموذج هما الاختبار F، F test، والاختبارات التي تعتمد على أساسيات البخل أو التقتير. سنشرح فيما يلي باختصار النوع الثاني وسنترك للقارى مراجعة الاختبار Fفي المرجع Cobelli et at.

الاختبارات الأكثر استخداما والتي تعتمد على أساسيات البخل، بمعنى، النموذج الذي يكون الأكثر قدرة على موائمة البيانات بأقل عدد من المعاملات، هى معيار أكاكي المعلوماتيAkaike information criterion, AIC، ومعيار شوارز Schwarz criterion, SC.يمكن مقارنة أكثر من نموذج، والنموذج الذي سيكون له أقل معيار يتم اختياره كأحسن نموذج.إذا افترضنا أن أخطاء البيانات تكون غير مترابطة وجاوسية، مع تغاير معلوم لأخطاء القياس، فإن المعايير يمكن كتابتها كالتالي :

$$AIC = WRSS + 2.M$$ المعادلة رقم (٥,٩٢)

$$SC = WRSS + M.\ln N$$ المعادلة رقم (٥,٩٣)

حيث M هى عدد المعاملات في النموذج، و N هى عدد البيانات. رغم أن الـAIC والـSC لها استنتاجات مختلفة، إلا أنهما متشابهان لأن كل منهما منفذ على أساس قياس جودة الملاءمة بالإضافة إلى دالة تكلفة تتناسب مع عدد المعاملات Mفي النموذج. لاحظ أنه في حالة الـ SC فإن M يتم وزنها بالكمية lnN، والذي يكون مهما عندما تكون N كبيرة.

(٥،٤) التحقق من صحة النموذج

إنه ليس من الصعب أن نبني نماذج للأنظمة، الصعوبة تكمن في جعل هذه النماذج دقيقة ويمكن الاعتماد عليها في إجابة الأسئلة المطروحة. لكي يكون النموذج مفيدا، فإنه يجب أن تكون لدينا الثقة في النتائج والتوقعات التي يتم استنتاجها منه، وهذه الثقة يمكن الحصول عليها من التحقق من صحة النموذج. تشتمل عملية التحقق على تقييم إذا كان نموذج الحجيرة مناسبا للغرض الذي وضع من أجله أم لا. إن هذه تكون مهمة صعبة وعالية الموضوعية عند نمذجة الأنظمة الفسيولوجية نتيجة أن البديهة وفهم النظام، بجانب بعض العوامل الأخرى، تلعب دورا مهما في هذا التقييم. إنه أيضا من الصعب وضع الصورة الرسمية على المواضيع المتعلقة مثل مصداقية النموذج أو استخدام النموذج خارج حدود الصحة الموضوع على أساسها. لقد بذلت بعض الجهود، على الرغم من ذلك،

لتحقيق المساعدات الرسمية لتقييم قيمة نماذج الأنظمة الفسيولوجية.(7) إن معايير الصحة وخطط التحقق من الصحة لنماذج الأنظمة الفسيولوجية التي تأخذ في الاعتبار تعقيدات هيكل النموذج والامتداد لبيانات التجربة المتاحة موجودة بشكل جيد.إن المقدرة على التحقق من النموذج اعتماداً على قياس معاملات النظام عن طريق طرق تجريبية غير معتمدة تكون على جانب كبير من الأهمية. إن النموذج المحقق لا يكون بالضرورة نموذجا حقيقيا ؛ لأن كل النماذج يكون لها نطاق تحقيق ، وإنه من الخطورة أو المجازفة أن نستخدم النموذج خارج حدود المساحة التي تم تحقيقه داخلها.

(٥،٥) المحاكاة

افترض أن أحدهم يريد أن يرى كيف سيتصرف النظام تحت أو كاستجابة لإثارة معينة، ولكنه من غير الممكن أو من غير المناسب أن ننفذ هذه التجربة المطلوبة. إذا كان هناك نموذج محقق للنظام متاحا ، فإنه يمكن أداء تجربة على النموذج عن طريق استخدام الحاسب لنرى رد فعل النظام، وهذا هو ما يسمى المحاكاة.لذلك ؛ فإن المحاكاة هى طريقة آمنة وغير مكلفة لإجراء التجارب على النظام. من الواضح أن قيمة نتائج المحاكاة ستعتمد تماما على جودة التحقق من صحة نموذج النظام.

بمجرد استنتاج نموذج كامل ، بما في ذلك تخمين أو توقع كل المعاملات المجهولة واختبار تحقيقة بالترابط مع نطاق التطبيق المطلوب ، فإنه من الممكن الآن استخدام ذلك كأداة للمحاكاة.تشتمل المحاكاة على الحاسب على حل النموذج (بمعنى ،المعادلات التي تمثل بناء النموذج) لفحص سلوك خرجه. إن هذا قد يكون تماما السياق الزمني لواحد أو أكثر من متغيرات النظام، بمعنى آخر،أننا نجري تجارب على الحاسب على النموذج.في الحقيقة يمكن استخدام المحاكاة إما في أثناء عملية بناء النموذج وإما بعد اكتمال النموذج.في أثناء بناء النموذج، يمكن استخدام المحاكاة لتوضيح بعض الأشياء في النظام أو جزء منه لتحديد إذا كان النموذج المفترض قد يكون مناسبا أم لا. يمكن عمل ذلك عن طريق مقارنة استجابة النموذج مع البيانات التجريبية من نفس الموقف. عند إجراء المحاكاة على نموذج كامل ومحقق ،فإنه يعطي استجابة خرج ينتج عنها معلومات خاصة بسلوك النظام. اعتماداً على الغرض من النمذجة ، فإن هذه المعلومات تساعد في وصف النظام ، أو توقع سلوكه ، أو تعطي مفاهيم أو شروحاً إضافية.

لماذا نقوم بإجراء المحاكاة على الحاسب ؟ قد تكون الإجابة عن هذا السؤال أنه من غير الممكن ، أو غير المناسب ، أو غير المريح ، أو غير المطلوب أداء تجارب محددة على النظام (مثلا قد لا يمكن إجراؤها على الإطلاق ، لأنها صعبة جدا ، أو أنها مكلفة جدا ، أو أنها خطيرة جدا ، أو أنها غير قانونية ، أو أنها قد تأخذ وقتا طويلا للحصول على النتائج)، لذلك ؛ فإننا نحتاج لطريقة بديلة لإجراء التجارب على النموذج. إن المحاكاة توفر هذه

الطريقة البديلة التي تتغلب على المعوقات السابقة. مثل هذه التجارب يمكنها أن توفر معلومات تكون مهمة بالترابط مع الغرض من النمذجة.

لأداء محاكاة على الحاسب، لابد سنحتاج إلى نموذج حسابي يكون كاملا من حيث معاملاته التي يتم تعيينها والتي يكون لها أحوال ابتدائية لجميع المتغيرات. إذا كان النموذج غير كامل بمعنى أنه هناك بعض المعاملات غير المحددة القيمة، فإنه يجب استخدام طريقة تخمين رسمية للحصول على مثل هذه القيم، وبعدها يمكن بناء النموذج على الحاسب إن هذا يتم افتراضه بناء على أن معادلات النموذج لم يمكن حلها تحليليا وأن الحل العددي للنظام لا مفر منه.

يتم حل النموذج على الحاسب، وعملية الحل هذه تعطي كل المدي الزمني لمتغيرات النظام. بالمعني التقني، إن التنفيذ على الحاسب يتم باستخدام لغة برمجة قياسية مثل الفورتران أو الـ Cأو استخدام برمجية محاكاة متخصصة مثل الـ MATLAB.

(٥،٦) حالة دراسية

لتوضيح الخطوات السابقة التي تم شرحها، سنفترض مجموعة البيانات التالية، والتي سيتم وصفها بمجموعة من الأسس.في شرحنا السابق، ركزنا على النماذج الحسابية، وعلى الرغم من ذلك فإنه عند البدء من البداية، فإنه يكون من الحكمة مواءمة البيانات مع مجموعة من الدوال الأسية لأن ذلك يعطي مفتاحا أو دليلا على عدد الحجيرات التي سيتم طلبها في النموذج.

افترض البيانات المعطاة في الجدول رقم (٥،١)، هذه البيانات تمثل أثر لتركيزجلوكوز إشعاعي يتم قياسه في البلازما بعد حقن هذا الأثر عند الزمن صفراً الزمن المقاس بالدقائق [8] ، وقياسات البلازما هى المكونات في الدقيقة لكل ميللي لتر. لقد تم إجراء التجربة على شخص عادي في الحالة القاعدية لاختيار درجة النموذج المتعدد الأسس الذي يعطي أفضل وصف لهذه البيانات، فإنه يمكن فرض نماذج من الدرجة الأولي والثانية والثالثة الأسية كما يلي:

$$y(t) = A_1 e^{-\lambda_1 t}$$ المعادلة رقم (٥،٩٤)

$$y(t) = A_1 e^{-\lambda_1 t} + A_2 e^{-\lambda_2 t}$$ المعادلة رقم (٥،٩٥)

$$y(t) = A_1 e^{-\lambda_1 t} + A_2 e^{-\lambda_2 t} + A_3 e^{-\lambda_3 t}$$ المعادلة رقم (٥،٩٦)

obeikandl.com

إن أخطاء القياس يفترض أن تكون تراكمية :

$$z_i = y_i + v_i$$ المعادلة رقم (٥,٩٧)

حيث الأخطاء v_i يفترض أنها مستقلة، وجاوسية ولها متوسط يساوي صفر، وقيمة محددة بالتجربة للانحراف المعياري كالتالي :

$$SD(v_i) = 0.02\, z_i + 20$$ المعادلة رقم (٥,٩٨)

الجدول رقم (٥،١) بيانات البلازما من تجربة الأثر الإشعاعى .

Time	Plasma		Time	Plasma	
2	3993.50	99.87	28	2252.00	65.04
4	3316.50	86.33	31	2169.50	63.39
5	3409.50	88.19	34	2128.50	62.57
6	3177.50	83.55	37	2085.00	61.70
7	3218.50	84.37	40	2004.00	60.08
8	3145.00	82.90	50	1879.00	57.58
9	3105.00	82.10	60	1670.00	53.40
10	3117.00	82.34	70	1416.50	48.33
11	2984.50	79.69	80	1333.50	46.67
13	2890.00	77.80	90	1152.00	43.04
14	2692.00	73.84	100	1080.50	41.61
15	2603.00	72.06	110	1043.00	40.86
17	2533.50	70.67	120	883.50	37.67
19	2536.00	70.72	130	832.50	36.65
21	2545.50	70.91	140	776.00	35.52
23	2374.00	67.48	150	707.00	34.14
25	2379.00	67.58			

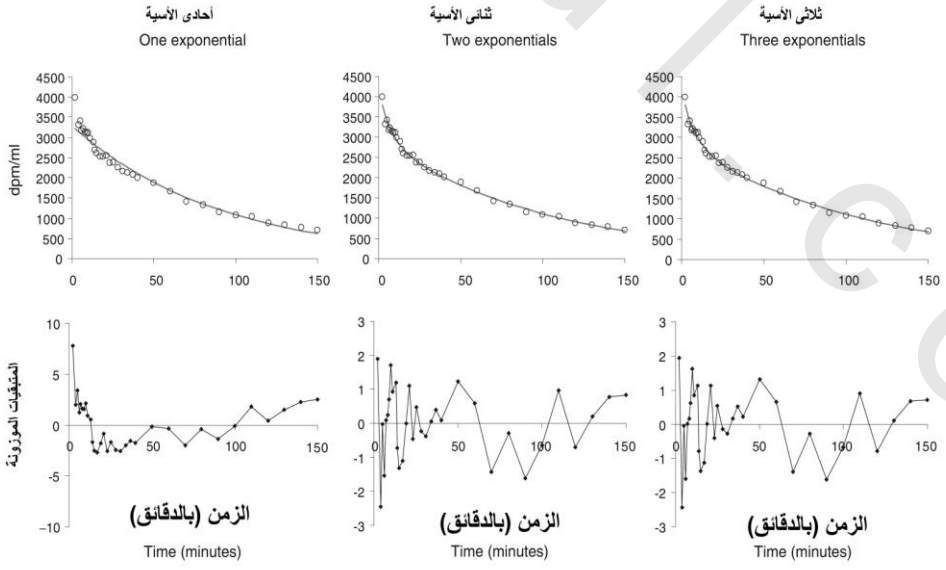
هذه القيم موضحة بمصاحبة كل وحدة بيانات في الجدول رقم (٥,١).مطلوب مواءمة النماذج الثلاثة مع البيانات عن طريق تطبيق التراجع غير الخطي الموزون مع اختيار الأوزان مساوية لمعكوس التباين.رسومات البيانات وتوقعات النموذج مع المتبقيات الموزونة المقابلة موضحة في الشكل رقم (٥,٨)، ومعاملات النموذج موضحة في الجدول رقم (٥,٢).

بفحص الجدول رقم (٥,٢) يمكن رؤية أن كل المعاملات يمكن تقديرها بدقة مقبولة في النماذج الأسية الأحادية والثنائية الدرجة، بينما معاملات نموذج الدرجة الثالثة تكون غير مؤكدة إن ذلك يعني أن نموذج الدرجة الثالثة لا يمكن حله بالدقة المطلوبة من البيانات.في الحقيقة، أن الأس من الدرجة الأولي يكون سريعا جداً، $\lambda_1=4.6\text{min}^{-1}$ ؛ مما يعني أنها تتلاشي عمليا بعد زمن أول وحدة بيانات بمقدار دقيقتان.الكميتان الأسيتان الأخريين لهما قيما مماثلة للقيم التي تم الحصول عليها من النموذجين الأسيين. بالإضافة لذلك ؛ ، فإن التخمينات

النهائية ل A_1 و λ_1 تعتمد أيضا على التخمينات الأولية، بمعني، أنه مع البدء من نقط بداية مختلفة في فراغ المعاملات، فإن خطوات التراجع غير الخطي ستعطي تخمينات نهائية مختلفة بينما تعطي قيما متشابهة لل WRSS. لذلك ؛ فإن النموذج الأسي الثلاثي لا يمكن تحديده عدديا ويمكن إهماله في هذه المرحلة.

يمكن الآن مقارنة مواءمة النماذج الأسية الأحادية والثنائية. إن العشوائية في المتبقيات للنموذج الأحادي تكون مؤكدة لأن الرسم يوضح فترات زمنية طويلة من المتبقيات المتعاقبة التي لها نفس الإشارة. إن مسار الاختبار يسمح باختبار عدم الخطية رسميا، ومن قيم Z، يمكن استنتاج أن المتبقيات للنموذج ثنائي الأسية تكون متوافقة مع افتراض الاستقلال لأن قيمة Z تقع في خلال مدى القبول 5% (1.96، 1096-)، أو في المقابل، فإن القيمة P عالية. وعلى العكس، فإن القيمة Z للنموذج أحادي الأسية يبين أن افتراض الاستقلالية يجب إهماله، مع P<0.5%.

معظم المتبقيات للنموذج ثنائي الأسية تقع بين1 و 1-، والذي يبين أنها تكون متوافقة مع الافتراضات عن التباين في خطأ القياس على الجانب الآخر، فإن القليل فقط من المتبقيات للنموذج أحادي الأسية تقع في هذا المدى لاختبار إذا كانت المتبقيات الموزونة لها وحدة تباين، كما هو متوقع إذا كان النموذج والافتراضات على التباين في خطأ القياس صحيحة، فإن اختبار الـ X2 يمكن تطبيقه.بالنسبة للنموذج أحادي الأسية، فإن درجة الحرية df=N-M=31، والمستوى المعنوي يساوي5%، ونطاق القبول يكون 16.8 و 47.0. بما أن الـ WRSS تكون أكبر من الحد الأعلى 47.0K، فإن افتراض أن تباين المتبقيات يجب إهماله مع P<0.5%. بالنسبة للنموذج ثنائي الأسية، فإن قيم الـP تكون أعلى وتقع الـ WRSSفي نطاق الـ 5% (45.72، 16.05) ؛ مما يبين أن المتبقيات تكون متطابقة مع فرض تباين الوحدة.الـ WRSS تتناقص كما هو متوقع، عندما يتزايد عدد المعاملات في النموذج.



الشكل رقم (٥،٨) أحسن موائمة للبيانات المعطاة في الجدول رقم (٥،١) للنماذج أحادية وثنائية وثلاثية الأسية مع رسم المتبقيات الموزونة في كل حالة. المعاملات الأسية والقيم المميزة لكل نموذج معطاة في الجدول رقم (٥،٢).

الجدول رقم (٥،٢) تخمين معاملات النماذج أحادية وثنائية وثلاثية الأسية (أنظر النص لمزيد من الشرح).

		أحادى الأسية	ثنائى الأسية	ثلاثى الأسية
A_1		3288 (1%)	1202 (10%)	724866 (535789%)
λ_1		0.0111 (1%)	0.1383 (17%)	4.5540 (7131%)
A_2			2950 (2%)	1195 (14%)
λ_2			0.0098 (3%)	0.1290 (14%)
A_3				2925 (2%)
λ_3				0.0097 (3%)
Run test:	Z value	−5.13	−1.51	
	5% region	[−1.96,1.96]	[−1.96,1.96]	
	P value	<0.5%	>6%	
χ^2 **test**	WRSS	167.1	32.98	
	5% region	[16.8,47.0]	[16.0,45.7]	
	P value	<0.5%	>20%	
F test	F ratio	2 vs 1: 29.59		
		5% region [0,3.33]		
		P value <0.5%		
AIC		171.10	40.98	
SC		174.09	46.97	

الاختبار F يوضح أن النموذج ثنائي القطبية يقلل الـWRSS بوضوح عند مقارنته بالنموذج أحادي الأسية لأن قيم الـF تكون أكبر من F_{max}=3.33 (محققة للمستوى 5% من التوزيع $F_{29.59}$). يمكن استنتاج خلاصة مشابهة من الـAIC والـSC والذي يفترض قيمها المنخفضة للنموذج الثنائي الأسية.

(٥،٧) تكميم الصور الطبية

بالوصول بطرق نمذجة الحجيرات إلى أرض صلبة، يمكننا الآن أن ننتقل إلى شرح تطبيقاتها فيتكميم الـPET الوظيفي للمخ وبيانات صور الـ MRI.

(٥،٧،١) التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني

سنشرح فيما يلي بعض الـPET الكلاسيكية لنماذج الحجيرات التي تتطلب دم شرياني أو دالة دخل بلازمية (بمعنى، أن تركيز النشاط الإشعاعي المقاس في الدم يتم استخدامه كدخل للنظام). بالنسبة لدراسات المستقبلات الارتباطية، هناك بدائل اجتياحية أقل، والتي يطلق عليها نماذج الأنسجة المرجعية مثل هذه التي تم شرحها عن طريق لاميرتسما Lammertsma et al(9، 10)، ولكن نظرا لضيق المساحة فلن نشرحها هنا.

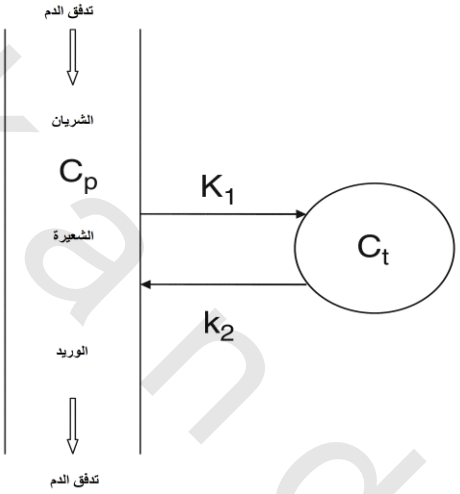
openkanal.com

(٥،٧،١،١) تدفق الدم

الشكل رقم (٥،٩) يوضح النموذج المستخدم. معادلة النموذج هى :

$$\frac{dC_t(t)}{dt} = K_1 C_p(t) - k_2 C_t(t) C_t(0) = 0$$ المعادلة رقم (٥،٩٩)

حيث C_t هى تركيز الأثر في النسيج، و C_p هى تركيز الأثر في البلازما الشريانية، و K_1 و k_2 هما ثوابت المعدل الحركي من الدرجة الأولي.في العادة يتم قياس تركيزات الأثر بالوحدات [nCi/ml] أو بالوحدات [kBq/ml]، وزمن الاكتساب بالدقائق. وبالتالي ؛ فإن K_1 تكون بالـ[$ml_{plasm}/ml_{tissue}/min$] أو باختصار [ml/ml/min]، و k_2 بالـ[min^{-1}].



الشكل رقم (٥،٩) نموذج حجيرة النسيج الوحيدة.

بعد هذه المقدمة عن أثر الـPET، فإن التركيز الكلي للنشاط الإشعاعي المقاس بماسح الـPET، C(t)، يكون هو مجموع النشاط النسيجي في منطقة الاهتمام، ROI، أو في الفوكسل، وجزء معين من تركيز الأثر الدموي يعطى بالعلاقة :

$$C(t) = (1-V_b).C_t(t) + V_b.C_b(t)$$ المعادلة رقم (٥،١٠٠)

حيث V_b هو جزء الحجم المقاس المشغول بالدم، و C_b هو تركيز الأثر في كل الدم. معاملات النموذج الثلاثة يمكن تحديدها بطريقة وحيدة مبدئيا ويمكن تقديرها عن طريق المربعات الصغرى الموزونة وغير الخطية.

في التصوير العصبي بالـPET(11)، نتيجة أن أحجام الدم في المخ البشري تكون قليلة، من ٢٪ حتى ٤٪ فإن تأثير حجم الدم يمكن إهماله.

يتم استخدام هيكل هذا النموذج لتكميم تدفق الدم باستخدام أثر الـPET لل $H_2O[^{15}O]$ الحر الانتشار وعن طريق الفرض التالي:

$$K_1 = F$$ المعادلة رقم (٥،١٠١)

$$k_2 = \frac{F}{\lambda}$$ المعادلة رقم (٥،١٠٢)

حيث F هى معدل تدفق الدم لكل وحدة كتلة للنسيج، و λ هى معامل تجزي النسيج: الدم. لقد تم تحديد معامل التجزىء أصلا على أنه نسبة تركيز الدم النسيجي للدم الوريدي.فيالـPET، يقصد بمعامل التجزىء أنه نسبة التركيز بين حجيرة النسيج والبلازما الشريانية عند الاتزان، $\lambda = \frac{C_t}{C_p|_{equilibrium}} = K_1/k_2$ ويطلق عليها بصحة أكثر حجم التوزيع، ويعطى لها الرمز V_d على العموم. وعلى الرغم من ذلك، فإنه عادة في تكميم الPETالـ$H_2O[^{15}O]$، فإن النسبة $\lambda=K_1/k_2$ يطلق عليها معامل التجزىء.

في تكميم صور الPETالـ$H_2O[^{15}O]$، فإن نشاط أثر البلازما يتم الحصول عليه عن طريق أخذ عينات أوتوماتيكيا أو آليا.في هذه الحالة، فإن التأخير والتفرق يؤثران على نشاط البلازما المقاس وبالتالي على تخمين المركبات. على الرغم من ذلك، فإن الانحياز المقدم بسبب التأخير والتشتت يمكن أخذها في الحسبان عن طريق الفرض التالي (12):

$$= \frac{1}{d}\int_0^t C_p(\tau + \Delta t)e^{-\frac{1}{d}(t-\tau)}d\tau$$ المعادلة رقم (٥،١٠٣)

حيث Δt هو التأخير بالدقيقة، و d هى قيمة التشتت بالدقيقة. بحل المعادلة (٥،١٠٣) باستخدام قيما معلومة لكل من d و Δt، فإنه يمكننا استنتاج منحنى مصحح $C_p(t)$ للنشاط مع الزمن غير متاثرا بالتأخير والتشتت ويمكن الحصول على قيم غير منحازة للمعاملات للتدفق الدموي ومعامل التجزىء. نتيجة التعارض بين C_p المقاس وC_pالذي يمكن إهماله بعد القليل من الدقائق، فإن تصحيح كل من التأخير والتشتت لن يؤثر على القيم المتوقعة للمعاملات في دراسات الـPETالتي يكون لها فترة مكوث مقدارها ٦٠ دقيقة أو أكثر. ولذلك؛ فإنه في هذه الحالة يتم إهمال التعارض بين C_p المقاسة و C_p.

(٥،٧،١،٢) التمثيل الغذائي للجلوكوز

نموذج الحجرتين النسيجي المقترح عن طريق سوكولوف Sokoloff في عام ١٩٧٧ [13] تم تطويره لغرض دراسات التصوير بالراديو الآلية autoradiographicفي المخ باستخدام 2-[^{14}C]- مع الجلوكوز المؤكسج؛ وبالتالي يستخدم لدراسات الـ PET في استخدام الجلوكوز مع [^{18}F]fluorodeoxyglucose، و [^{18}F]FDG.الـ[^{18}F]FDG هو

مكافى للجلوكوز الذي يعبر الدم – والحاجز المخي عن طريق حاملات قابلة للتشبع خلال عملية نقل التي تتسارع مع الجلوكوز لنفس الحامل. بمجرد وصوله للنسيج، فإن [^{18}F]FDG، مثل الجلوكوز، يمكن أن ينتقل مرة أخرى للبلازما أو تتم فسفرته phosphorylated. الشكل رقم (٥,١٠) يبين هيكل هذا النظام، حيث C_p هو [^{18}F]، و FDG هو تركيز البلازما الشريانية، C_e[^{18}F] FDG هو تركيز النسيج المخي، C_m[^{18}F]FDG-6-P هو التركيز المخيفي النسيج، و K_1[ml/100gr/min or ml/ml/min] و k_2[min^{-1}] هى ثوابت معدل انتقال [^{18}F]FDG عبر الغشاء الشعيري الأمامي والعكسي على التوالي، و k_3[min^{-1}] هى ثابت معدل فسفرة الـ[^{18}F]FDG. معادلات النموذج ستكون كما يلي:

$$\frac{dC_e(t)}{dt} = K_1 C_p(t) - (k_2 + k_3) C_e(t) C_e(0) = 0$$ المعادلة رقم (٥,١٠٤)

$$\frac{dC_m(t)}{dt} = k_3 C_m(t) C_m(0) = 0$$ المعادلة رقم (٥,١٠٥)

التركيز الكلي للنشاط الإشعاعي المقاس عن طريق ماسح الـPET، C(t)، يساوي مجموع النشاط النسيجي في منطقة الاهتمام ROI أو في الفوكسل، وجزء معين من تركيز الأثر الدموي:

$$C(t)=(1-V_b).(C_e(t)+C_m(t))+V_b.C_b(t)$$ المعادلة رقم (٥,١٠٦)

حيث Vb هو الجزء المقاس من الحجم المشغول بالدم، و C_b هو تركيز الأثر في الدم كله. كل الأربعة معاملات، [K_1,k_2,k_3,V_b] ممكن تحديدها بصورة فريدة مقدما. من الجدير بالملاحظة أن معاملات النموذج تعكس حركة [^{18}F]FDG وليس حركة الجلوكوز. وعلى الرغم من ذلك، فإنه من توقع معاملات الـ[^{18}F]FDG يمكن استنتاج معدل التمثيل الغذائي المخي لاستهلاك الجلوكوز، CMR_{glu} من المعادلة التالية:

$$CMR_{glu} = \frac{K_1 k_3}{k_2+k_3} \frac{C_p^{glu}}{LC}$$ المعادلة رقم (٥,١٠٧)

حيث C_p^{glu} هو تركيز الجلوكوز في البلازما الشريانية [mg/dl] و LC هو ثابت كتلة بدون وحدات (بمعنى، أنه المعامل الذي يصف العلاقة بين مكافى الجلوكوز [^{18}F]FDG والجلوكوز نفسه). الثابت LC يعطى بالعلاقة:

$$LC = \frac{E^{FDG}}{E^{GLU}}$$ المعادلة رقم (٥,١٠٨)

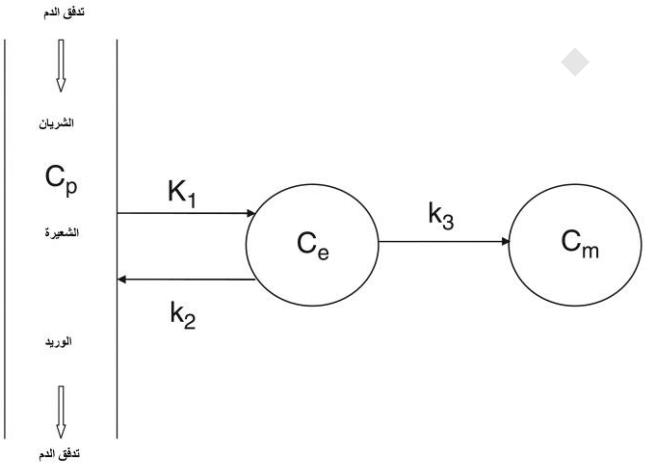
obeikandl.com

حيث E^{FDG} و E^{GLU}هما استخلاص كل من [^{18}F]FDG والجلوكوز على التوالي.الـLCفي المخ البشري وفي الظروف الفسيولوجية العادية يكون له قيمة في المدى 0.85. [14، 15] من تخمين معاملات النموذج، من الممكن أيضا أن نستنتج التوزيع الحجمي الحجيري C_e كما يلي:

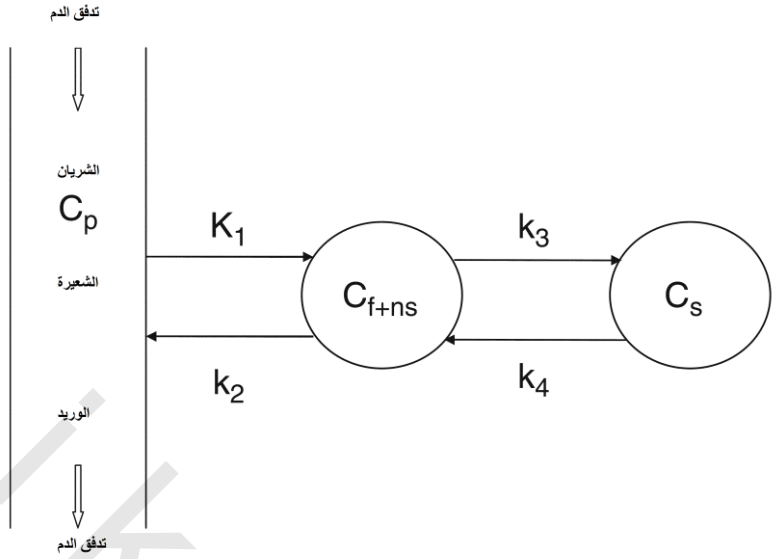
$$V_d = \frac{K_1}{k_2+k_3}\left[\frac{ml}{100gr}\right] or \left[\frac{ml}{ml}\right]$$ المعادلة رقم (٥.١٠٩)

(٥،٧،١،٣) تغليف المستقبلات

يسمح الـPET بدراسة كثافة واتحاد المستقبلات في المخ. تكميم نظام المستقبلات المتحدة يكون ذو أهمية أساسية ليس فقط لفهم كيفية عمل المخ (مثلا، كيفية أداء الأوامر المختلفة ورد الفعل على المؤثرات)، ولكن أيضا في فحص بعض الأمراض المهمة مثل أمراض الزهايمر وباركنسون.في السنوات الأخيرة، أصبح الـPET أداة متصاعدة الاستخدام لتكميم المعاملات المهمة مثل كثافة المستقبلات. من أشهر النماذج المستخدمة نموذج النسيج الثنائي الموضح في الشكل رقم (٥.١١)، حيث C_{f+ns} هو التركيز النسيجي الحر وغير المرتبط بالضرورة فيالـPET المتحد، و C_s هو تركيز النسيج لليجند مرتبط معين. المعاملات K_1[ml ml^{-1}min^{-1}] و k_2[min^{-1}] تمثل ثابت معدل انتقال الليجند من البلازما للنسيج والعكس، و k_3[min^{-1}] تمثل معدل انتقال الأثر إلى الحجيرة المرتبطة، و k_4[min^{-1}] هو العودة من الحجيرة المرتبطة إلى الحجيرة الحرة وغير المرتبطة.في الحقيقة، فإن نموذج الحجيرة المكثف لدراسات ليجند الـPET يتطلب ثلاث حجيرات كما هو موضح في الشكل رقم (٥.١٢) حيث C_p هو تركيز البلازما الشريانية المصححة للتمثيل الغذائي، و C_f هو تركيز الليجند الحر، و C_{ns} هو تركيز الليجند غير المحدد الارتباط، و C_s هو تركيز الليجند المحدد الارتباط. معادلات النموذج هى كما يلي:



الشكل رقم (٥،١٠) نموذج الحجيرة النسيجي الثنائي.



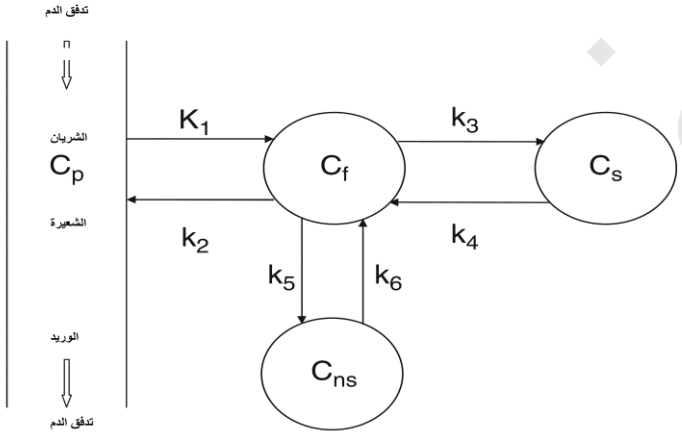
الشكل رقم (٥،١١) نموذج الحجيرة النسيجي الثنائي.

$$\frac{dC_f(t)}{dt} = K_1 C_p(t) - (k_2 + k_3 + k_5)C_f(t) + k_4 C_s(t) + k_6 C_{ns}(t)$$

المعادلة رقم (٥،١١٠)

$$\frac{dC_s(t)}{dt} = k_3 C_f(t) - k_4 C_s(t)$$

مع القيم الابتدائية $C_f(0)=C_s(0)=C_{ns}(0)=0$ و K1[ml/ml/min] هى ثابت معدل الانتقال من البلازما إلى حجيرة نسيج الليجند الحر، و k_2, k_3, k_4, k_5, k_6 [min^{-1}] هى ثوابت معدل انتقال الليجند من النسيج إلى البلازما وفي داخل النسيج.



الشكل رقم (٥،١٢) نموذج الحجيرة النسيجي الثلاثي.

obeikandi.com

من أجل الفهم الجيد للمعنى الفسيولوجي للمعاملات k_3 و k_4 دعنا نفترض أن ارتباط الليجند لمواقع المستقبلات يمكن وصفه على أنه تفاعل ثنائي الجزيء كما يلي:

$$LR \underset{k_{off}}{\overset{K_{on}}{\rightleftarrows}} L + R$$ المعادلة رقم (٥,١١١)

حيث L تمثل الليجند، و R هى موقع المستقبل، و LR هى ناتج الارتباط، وk_{on}هى معدل اتحاد الليجند مع مواقع المستقبلات، و k_{off} هو معدل انحلال ناتج التفاعل المحدد الارتباط. طبقا للرموز الموجودة في الشكل رقم (٥,١٢) نرى أن C_f و C_s تمثل L و LR على التوالي. لذلك:

$$\frac{dC_s(t)}{dt} = k_{on}C_f(t)C_r(t) - k_{off}C_s(t)$$ المعادلة رقم (٥,١١٢)

حيث C_r تمثل تركيز المستقبلات.إذا كانت B_{max} تمثل العدد الكلي لمواقع التفاعلات المتاحة، فإن:

$$B_{max}=C_s+C_r$$ المعادلة رقم (٥,١١٣)

وإذا كان الليجند موجوداً في تركيز الأثر، فإن التركيز C_s يكون مهملا ؛ وبالتالي فإن:

$$B_{max} \approx C_r$$ المعادلة رقم (٥,١١٤)

والمعادلة رقم (٥,١١٢) تصبح:

$$\frac{dC_s(t)}{dt} = k_{on}B_{max}C_f(t) - k_{off}C_s(t) = k_3C_f(t) - k_4C_s(t)$$ المعادلة رقم (٥,١١٥)

حيث $k_3=k_{on}B_{max}$ و $k_4=k_{off}$.

من المعاملات المهمة أيضا ثابت ارتباط الاتزان K_d، والتي يتم تحديدها بتفاعل الليجند مع المستقبل في حالة الاتزان كما يلي:

$$K_d = \frac{C_s}{C_rC_f} = \frac{k_{on}}{k_{off}}$$ المعادلة رقم (٥,١١٦)

openkandi.com

قياسات الـPET هى ناتج الأثر الموجود في النسيج والموجود في الدم في منطقة الاهتمام. بالتالي ؛ فإن معادلة القياس لنموذج الحجيرة النسيجي الثلاثي ستكون :

$$C(t)=(1-V_b)(C_f(t)+C_{ns}(t)+C_s(t))+V_bC_b(t)$$ المعادلة رقم (٥,١١٧)

حيث C_b هو تركيز الأثر في كل الدم ، و V_b هو الجزء من حجم القياس المشغول بالدم. على الرغم من ذلك فإن نموذج النسيج الثلاثي غير وحيد التحديد المبدئي ، وبالذات ، أنه يسمح بحلين لكل معامل. لكي نؤكد على التحديدية الوحيدة ، فإنه في العادة يتم افتراض أن معدلات الاستبدال بين النسيج الحر وتجمعات الارتباط غير المحدد تكون سريعة بما فيه الكفاية (بالمقارنة مع المعدلات الأخرى للنموذج) بحيث أن نموذج الحجيرة الثلاثي يؤول إلى نموذج النسيج الثنائي حيث $C_{f+ns}(t)=C_f(t)+C_{ns}(t)$ هو تركيز الأثر الحر وغير محدد الارتباط. لهذا السبب ، فإن نموذج النسيج الثنائي هو الأكثر استخداماً لتكميم دراسات ارتباط المستقبلات. معادلتا النموذج النسيجي الثنائي هما :

$$\frac{dC_{f+ns}(t)}{dt} = k_1C_p(t) - (k_2 + k_3)C_{f+ns}(t) + k_4C_s(t)$$ المعادلة رقم (٥,١١٨)

مع القيم الابتدائية $C_{f+ns}(0)=C_s(0)=0$ و :

$$k_3=k_{on}B_{max}f$$ المعادلة رقم (٥,١١٩)

حيث f تعطى بالمعادلة التالية :

$$F = \frac{C_f}{C_{f+ns}} = \frac{C_f}{C_f+C_{ns}} = \frac{C_f}{C_f(1+\frac{C_{ns}}{C_f})} = \frac{1}{1+\frac{K_5}{K_6}}$$ المعادلة رقم (٥,١٢٠)

$$C(t)=(1-V_b)(C_{f+ns}(t)+C_s(t))+V_bC_b(t)$$ المعادلة رقم (٥,١٢١)

الآن أصبح النموذج قابلاً للتحديد الفريد مبدئياً ، بالإضافة إلى k_1, k_2, k_3, k_4, V_b ، من الممكن أيضا تقدير إمكانية أو جهد الاتحاد binding potential, BP :

$$BP = f\frac{B_{max}}{K_d} = \frac{k_3}{k_4}$$ المعادلة رقم (٥,١٢٢)

وأحجام التوزيع ستكون كما يلي :

openkandil.com

$$V_{d-C_{f+ns}} = \frac{C_{f+ns}}{C_p}\Big|_{equilibrium} = \frac{K_1}{k_2}$$ المعادلة رقم (٥,١٢٣)

$$V_{d-C_{f+cs}} = \frac{C_s}{C_p}\Big|_{equilibrium} = \frac{K_1 k_3}{k_2 k_4}$$ المعادلة رقم (٥,١٢٤)

$$V_d = \frac{C_s + C_{f+ns}}{C_p}\Big|_{equilibrium} = \frac{K_1}{k_2} + \frac{K_1 k_3}{k_2 k_4} = \frac{K_1}{k_2}\left(1 + \frac{k_3}{k_4}\right)$$ المعادلة رقم (٥,١٢٥)

عندما تكون منطقة خالية من مستقبلات معينة، فإن نموذج الحجيرة المزدوج ينهار إلى نموذج أحادي نسيجي لأنه في هذه الحالة $k_3=k_4=0$ وحجمها التوزيعي الكلي V_d يعطى بالعلاقة $V_d^{void} = K_1/k_2$. في هذه الحالة، بمعنى، في وجود مناطق خالية من مستقبلات معينة BPفي منطقة أو فوكسيل بها مستقبلات معينة يمكن تخمينها من:

$$BP = \frac{V_d - V_d^{void}}{V_d^{void}} = \frac{\frac{K_1}{K_2}\left(1+\frac{K_3}{K_4}\right) - \frac{K_1^{void}}{K_2^{void}}}{\frac{K_1^{void}}{K_2^{void}}} = \left[\text{assuming } \frac{K_1}{K_2} = \frac{K_1^{void}}{K_2^{void}}\right] = \frac{K_3}{K_4}$$ المعادلة رقم (٥,١٢٦)

للحصول على معاملات نموذج غير منحازة، فإنه ليس مطلوبا فقط اختيار النموذج الأكثر مناسبة أو الأكثر كفاءة لليجند PET معين، ولكن يجب الحرص الخاص عند تناول المتمثلات الغذائية التي قد توجد في قياسات البلازما. بالاختلاف مع بيانات البلازما [^{18}F]FDG و [^{15}O]H2O]، فإن التمثيل الغذائي للآثار الأخرى، وبالذات المستخدمة في الدراسات الارتباطية، تؤدي دائما إلى متمثلات غذائية معلمة في البلازما.في هذه الحالة، وباستخدام نموذج المعادلة رقم (٥,١١٨) فإنه يجب فرض أن المتمثلات الغذائية لا تدخل إلى النسيج وأن هذه المتمثلات يجب إزالتها من قياسات الدم قبل تحديد معاملات النموذج.

(٥،٧،٢) تعليم أو توسيم الدوران الشرياني – التصوير بالرنين المغناطيسي

إن تكميم صور توسيم الدوران الشرياني arterial spin labeling, ASL يسمح بالحصول على تدفق الدم المخي cerebral blood flow, CBF.[16، 17] يعتمد الـASL على فكرة التوسيم أو وضع علامة مغناطيسية على الدم المتدفق في الشرائح تحت الاهتمام.[16، 17] نتيجة أن الدم يتبادل مع الماء الموجود في الأنسجة، مغيراً الخواص المغناطيسية للنسيج، فإنه يمكن توليد صورة موزونة الرذاذ عن طريق طرح صورة يكون فيها الدوار الداخل قد تم توسيمه من صورة أخرى لم يتم توسيم الدوارات فيها.في صورة هذه الشريحة، فإن نشوء المغنطة النسيجية يمكن وصفها عن طريق معادلة بلوش Bloch المعدلة التالية:

$$\frac{dM_t(t)}{dt} = \frac{M_t^0 - M_t(t)}{T_{1t}} + CBF[m_a(t) - m_v(t)]$$ المعادلة رقم (٥,١٢٧)

حيث M_t هى المغنطة الطولية للنسيج المخي لكل وحدة كتلة، وm_t^0 هى المغنطة للنسيج التام الاسترخاء لكل وحدة كتلة، وT_{1t} هو زمن الاسترخاء الطولي لماء النسيج المخي، و CBF هو التدفق الدموي (رذاذ) ($ml\ 100g^{-1}\ min^{-1}$)، وm_a هى مغنطة الماء في التدفق الشرياني الدموي الداخل لكل وحدة حجم للدم، و m_v هو الكمية المقابلة للتدفق الدموي الخارج من الوريد. عند الاتزان يمكن كتابة ما يلي:

$$m_v^0 = m_a^0 = m_a(t) = \frac{M_t^0}{\lambda}$$ المعادلة رقم (٥,١٢٨)

حيث λ هى معامل التجزىء للدم المخي، والتي تمثل الفرق بين تركيزات المياه في الدم وفي النسيج. بفرض التبادل التام بين الدم ومياه النسيج يمكن كتابة:

$$m_v(t) = \frac{M_t(t)}{\lambda}$$ المعادلة رقم (٥,١٢٩)

ومنها يمكن كتابة:

$$\frac{dM_t(t)}{dt} = \frac{M_t^0 - M_t(t)}{T_{1t}} + rCBF\left[\frac{M_t^0}{\lambda} - \frac{M_t(t)}{\lambda}\right] = \left(\frac{1}{T_{1t}} + \frac{rCBF}{\lambda}\right)M_t^0 - \left(\frac{1}{T_{1t}} + \frac{rCBF}{\lambda}\right)M_t(t)$$ المعادلة رقم (٥,١٣٠)

بكتابة:

$$T_{1tapp} = \left[\frac{1}{T_{1t}} + \frac{rCBF}{\lambda}\right]^{-1}$$ المعادلة رقم (٥,١٣١)

نحصل على:

$$\frac{dM_t(t)}{dt} = \frac{1}{T_{1app}}M_t^0 - \frac{1}{T_{1app}}M_t(t)$$ المعادلة رقم (٥,١٣٢)

بفرض أن نبضة اختيار الشريحة المنعكسة قد تم تطبيقها عند الزمن t=0 على المغنطة النسيجية، فإن المعادلة رقم (٥,١٣٢) تعطي الآتى:

$$M_t(t) = M_t^0\left[1 - 2e^{-t/T_{1app}}\right]$$ المعادلة رقم (٥,١٣٣)

obeikandl.com

بمجرد تخمين T_{1app} ، يمكن الحصول على CBF من المعادلة التالية :

$$CBF = \frac{\lambda}{T_{1app}}\left(1 - \frac{M_t^{lab}}{2M_t^0}\right)$$ المعادلة رقم (٥,١٣٤)

حيث M_t^{lab}/M_t^0 هى نسبة المغنطة مع وبدون تشبع الدوران الشرياني، وعلى الخصوص فإن M_t^{lab} هى المغنطة النسيجية بعد أن تصل إلى حالة الاستقرار.

(٥،٧،٣) تأثيرية التباين الديناميكية – التصوير بالرنين المغناطيسي

إن النموذج المستخدم لتكميم ديناميكية دم المخ من تأثيرية التباين الديناميكية dynamic susceptibility contrast, DSC-MRIفي صور الرنين المغناطيسي تتعتمد على أساسيات حركة الأثر للآثار غير القابلة للانتشار[18]. إنها تعتمد على أن معامل التباين يكون غير قابل للانتشار تماما، بمعنى أنه ليس هناك إعادة تدوير لمعامل التباين، وبمعنى آخر أن معامل التباين يكون مقتصراً على الفراغ داخل الأوعية فقط، وأن النظام يكون في حالة استقرار أثناء التجربة على الخصوص، في حالة الحاجز الدموي -المخيblood-brain barrier, BBB، فإن النموذج يتيح إمكانية إيجاد علاقة بين الـCBF مع منحنى زمن التركيز للأثر خلال الحجم تحت الاهتمام VOI، C_{VOL} عن طريق الضرب الالتفافي بين دالة المتبقيات R، (نسبة الأثر لا تزال موجودة داخل حجم الاهتمام عند الزمن t بعد الحقن بجرعة مثالية) ودالة الدخل الشريانية، C_{AIF} كما يلي :

$$C_{VOI}(t) = \frac{\rho}{k_H} CBF \int_0^t C_{AIF}(\tau) R(t-\tau) d\tau$$ المعادلة رقم (٥,١٣٥)

حيث R(t) مجهولة، وبدون أبعاد، وموجبة، وهى دالة تناقصية في الزمن قيمتها الابتدائية :

$$R(0)=1$$ المعادلة رقم (٥,١٣٦)

الكمية C_{VOI} في المعادلة رقم (٥,١٣٥) من المفترض أنها معلومة، ولكن مطلوب الحصول عليها من إشارة الـDSC-MRI.في الـDSC-MRI فإن كمية معامل التباين المتواجدة محليا داخل الفوكسل تشوش أو تعمل على اضطراب المجال المغناطيسي الكلي؛ ولذلك؛ فإنها تقلل من ثوابت زمن الاستقرار وتؤثر على قيم الإشارة الموزونة بالزمن*T2 المقاسة من الفوكسل، S(t)، كما يلى :

$$S(t) = S_0 e^{-\Delta R_2^*(t) T_E}$$ المعادلة رقم (٥,١٣٧)

obeikandl.com

حيث:

١ - $S_0=S(0)$ هى قيمة الإشارة من بروتومات الماء عند الزمن t=0، عندما لا يكون معامل التباين موجوداً.

٢ - $\Delta R_2^*(t) = R_2^*(t) - R_2^*(0)$ هى التغير في معدل الاستقرار المستعرض، بمعنى، الفرق بين معدل استقرار *T2 للماء، وهو R2*(t)=1/T2*(t)، وقيمته عند الزمن t=0.

٣ - T_Eهى زمن الصدى، بمعنى، معامل زمني مخصوص لتتابع الصدى الانحداري المعين الذي يتم استخدامه.

في خلال الجرعات المنخفضة التي يتم استخدامها باستمرار من معامل التباين عند شدة المجال المعتادة B_0، فإنه يمكن افتراض علاقة خطية بين التغير في معدل الاستقرار المستعرض وتركيز الأثر C_{VOI}داخل الفوكسل كما يلي:

$$C_{VOI}(t) = k_{VOI}\Delta R_2^*(t)$$ المعادلة رقم (٥,١٣٨)

حيث kVOI هو ثابت نسبي مجهول يعتمد على النسيج، ومعامل التباين، وشدة المجال، وتتابع النبضات. من المعادلتين رقمي (٥,١٣٧) و (٥,١٣٨) يمكن استنتاج ما يلي:

$$C_{VOI}(t) = -\frac{k_{VOI}}{T_E} ln\left(\frac{S(t)}{S_0}\right)$$ المعادلة رقم (٥,١٣٩)

وهى المعادلة الأساسية لل DSC-MRI، التي تربط شكل تركيز الأثر خلال الفوكسل مع الإشارة المقاسة الناتجة عن طريق بروتونات الماء المثارة بنظام spin-1/2. المعادلة رقم (٥,١٣٩) تستخدم لتحويل كل من إشاراتي الـDSC-MRI الشريانية والنسيجية نتيجة تعقيد آلية الاستقرار الأساسية في توليد إشارة الـ DSC-MRI والصعوبة المصاحبة في استرجاع قيمة الـk_{VOI} الصحيحة، حيث تكون هناك قيمة لكل فوكسل، فإن نفس ثابت التناسب $k=k_{VOI}$ يتم افتراضه عامة لكل من تركيز النسيج والشريان. وعلى الرغم من ذلك، فإن هذا الافتراض يمكن أن يؤثر على التكميم الصحيح للمعاملات المستنتجة التالية:

(٥،٧،٣،١) تدفق الدم المخي

للحصول على الـCBF، فإننا نحتاج إلى عكس المعادلة رقم (٥,١٣٥) (معكوس الضرب الالتفافي) للحصول على R'(t)=CBF.R(t) وبالتالي CBF من قيمة R'(t) عند الزمن t=0:

$$CBF=R'(0)$$ المعادلة رقم (٥,١٤٠)

openkandil.com

على العموم، فإن الحل التحليلي يكون غير ممكنا، ومن الممكن استخدام العديد من الطرق لحساب حل تقريبي. واحدة من الطرق البسيطة لحل المسألة العكسية هى استخدام نظرية الضرب الالتفافي لتحويل فورير، والتي تنص على أن تحويل دالتين بينهما ضرب التفافي يساوي حاصل ضرب تحويل كل دالة على حدة كما يلي:

$$F\{CBF.R(t)\otimes C_{AIF}(t)\} = F\{C_{VOI}(t)\}$$ المعادلة رقم (٥,١٤١)

ومن المعادلة رقم (٥,١٤١) يمكننا الحصول على ما يلي:

$$CBF.R(t) = F^{-1}\left\{\frac{F\{C_{VOI}(t)\}}{F\{C_{AIF}(t)\}}\right\}$$ المعادلة رقم (٥,١٤٢)

حيث F^{-1} هى رمز تحويل فورير العكسي. إن طريقة تحويل فورير لها جاذبية هنا حيث إنها سهلة التنفيذ وغير حساسة للتأخير بين دالة الدخل الشريانية والنسيج. وعلى الرغم من ذلك، فإن استخدامها لا يخلو من مشاكل، وتم الحصول منها على نتائج متضاربة في المطبوعات العلمية. فمثلا، أوسترجارد Ostergaard et al أوضح أن استخدام تحويل فورير يسبب انحيازاً لل CBF، وخاصة، أنه يخفض من قيمتها في حالة التدفق العالي [21، 22]. وعلى الطرف الآخر، فقد وجد باحثون آخرون توقعات مرضية لل CBF باستخدام تحويل فورير بالمقارنة بطرق أخرى لمعكوس الضرب الالتفافي الأكثر تطوراً [23].

طريقة أخرى لحل المعادلة رقم (٥,١٣٥) هى العودة إلى طريقة المعادلات الجبرية الخطية.بدقة أكثر، بافتراض أن التركيزات الشريانية والنسيجية قد تم قياسها عند أزمنة متساوية $t_i=t_{i-1}+\Delta t$

مع اختيار Δt بحيث تكون CBF.R(t) ممكن تقريبها إلى حد ما كدالة سلالم، فإنه يمكن كتابة صورة متقطعة للمعادلة رقم (٥,١٣٥) على صورة مصفوفة كما يلي:

$$C_{VOI}(t_j) \approx CBF.\Delta t.\sum_{i=0}^{j} C_{AIF}(t_i).R(t_j - t_i)$$ المعادلة رقم (٥,١٤٣)

ولذلك؛ يمكن كتابة:

$$\begin{Bmatrix} C_{voI}(t_1) \\ C_{voI}(t_2) \\ \cdots \\ C_{voI}(t_N) \end{Bmatrix} = CBF.\boldsymbol{\Delta t}.\begin{Bmatrix} R(t_1) \\ R(t_2) \\ \cdots \\ R(t_N) \end{Bmatrix}..\begin{Bmatrix} C_{AIF}(t_1) & 0 & \cdots & 0 \\ C_{AIF}(t_2) & C_{AIF}(t_1) & \cdots & 0 \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ C_{AIF}(t_N) & C_{AIF}(t_{N-1}) & \cdots & C_{AIF}(t_1) \end{Bmatrix}$$ المعادلة رقم (٥,١٤٤)

أو على الصورة المدمجة كما يلي:

obeikandl.com

$$C_{VOI} = CBF.\Delta t.C_{AIF}.R$$ المعادلة رقم (٥,١٤٥)

حيث $C_{VOI} \in \Re^{Nx1},\ C_{AIF} \in \Re^{NxN},\ R \in \Re^{Nx1}$ و Δt هى التزامن بين العينات. المعادلة رقم (٥,١٤٥) عبارة عن معادلة مصفوفة قياسية يمكن عكسها للحصول على CBF.R إذا كانت $\det(C_{AIF})\neq 0$ كما يلي :

$$CBF.\Delta t.R = C_{AIF}^{-1}.C_{VOI}$$ المعادلة رقم (٥,١٤٦)

لقد سميت هذه الطريقة في المطبوعات العلمية بالضرب الالتفافي العكسي الخام.[24] على الرغم من بساطتها، إلا أنه من المعروف أن أداءها يكون فقيرا أو سيئا نتيجة حساسيتها العالية جدا للضوضاء.

من الطرق الكثيرة الاستخدام لحل المعادلة رقم (٥,١٤٥) والتي تتجنب القصور في طريقة الضرب الالتفافي العكسي الخام هى طريقة تحليل القيمة الأحادية singular value decomposition, SVD.لقد تم تقديم طريقة الـSVDكطريقة لتوقع R(t) عن طريق أوسترجارد Ostergaard et al [21، 22]. طريقة الـSVD تكون المصفوفات V, W و U^T بحيث يمكن كتابة معكوس الـ C_{AIF} كما يلي :

$$C_{AIF}^{-1} = V.W.U^T$$ المعادلة رقم (٥,١٤٧)

حيث W عبارة عن مصفوفة قطرية، و V و U^T عبارة عن مصفوفة متعامدة، ومتعامدة مبدلة الصفوف والأعمدة على التوالي. بمعلومية هذه المصفوفة المعكوسة فإن CBF.R يمكن حسابها كما يلي :

$$CBF.R = \frac{V.W.U^T.C_{VOI}}{\Delta t}$$ المعادلة رقم (٥,١٤٨)

لقد تم توضيح أن طريقة الـSVD طريقة يعتمد عليها للضرب الالتفافي المعكوس ؛ لأنها تقلل تأثير الضوضاء على تقدير الـR(t). يتم ذلك عن طريق وضع أصفار في عناصر المصفوفة القطرية W التي يتم الحصول عليها عن طريق الـSVD عندما تكون أقل من قيمة تشبعية معطاة.

إن طريقة الـSVD تعتبر أكثر الطرق استخداما لتكميم تتبع جرعة في بيانات الـMRI، على الرغم من أنها لها بعض القيود كما ورد في بعض المراجع (25-27).

(٥،٧،٣،٢) حجم الدم المخي

في حالة الـBBB السليم أو الصحيح، يمكن أيضا قياس حجم الدم المخيcerebral blood volume, CBV عن طريق صور الـDSC-MRI،باستخدام نسبة المساحات تحت منحني التركيز الزمن للأثر في حجم الاهتمام VOI، C_{VOI}، والتركيز الشريانيC_{AIF} وتطبيعها على كثافة نسيج المخ ρ كما يلي :

$$CBV = \frac{k_H \int_0^\infty C_{VOI}(\tau)d\tau}{\rho \int_0^\infty C_{AIF}(\tau)d\tau}$$ المعادلة رقم (٥,١٤٩)

حيث k_H تأخذ في الاعتبار الفرق في الهيماتوكريت بين الأوعية الكبيرة LV والأوعية الصغيرة SV لأن حجم البلازما فقط هو المتصل بالأثر، $k_H=(1-H_{LV})/(1-H_{SV})$.

(٥،٧،٣،٣) متوسط زمن العبور

معامل إضافي يمكن استنتاجه هو متوسط زمن العبور mean transit time, MTT. يمكن حساب الـMTT باستخدام نظرية الحجم المركزي في نظرية مؤشر التخفيف (28) والتي يكون فيها الـMTT هو نسبة الـCBV إلى الـCBFفي حجم الاهتمام VOI.

$$MTT = \frac{CBV}{CBF}$$ المعادلة رقم (٥,١٥٠)

(٥،٨) تمارين

١ - حلل التحديدية المبدئية للنماذج التالية :

$$\dot{C}_e(t) = K_1 C_p(t) - (k_2 + k_3)C_e(t) \quad C_e(0) = 0$$
$$\dot{C}_m(t) = k_3 C_m(t) C_m(0) = 0$$
$$y(t) = (1 - V_b)\big(C_e(t) + C_m(t)\big) + V_b C_b(t)$$

حيث $C_p(t)$ و $C_b(t)$ عبارة عن دوال معلومة.

٢ - اشرح لماذا تكون نمذجة الحجرات هى الأكثر استخداما في تكميم التصوير الطبي .

٣ - اشرح لماذا يكون من المهم وزن البيانات المقاسة لتخمين معاملات النموذج بطريقة صحيحة.

٤ - اشرح تحت أى افتراضات يمكن استخدام نموذج حجيرات النسيج الثنائي بدلا من نموذج حجيرات النسيج الثلاثي لتخمين جهد الارتباط مع صور مستقبلات الـPET.

٥ - كيف يمكن توقع تدفق الدم المخي عندما يكون حاجز المخ -الدم غير سليم ؟

٦ - اشرح لماذا نحتاج إلى الضرب الالتفافي العكسي لتكميم صور الـDSC-MRI ؟

(٥،٩) المراجع

1. E. R. Carson, C. Cobelli, and L. Finkelstein.The Mathematical Modeling of Metabolic and Endocrine Systems.John Wiley, 1983.
2. K. R. Godfrey. Compartmental Models and Their Application.Academic Press, 1983.
3. J. A. Jacquez. Compartmental Analysis in Biology and Medicine.3rd ed. Biomedware, 1996. 4. C. Cobelli, D. M. Foster, and G. ToVolo. Tracer Kinetics in Biomedical Research: From Data to Model. Kluwer Academic/Plenum Publishers, 2002.
5. C. Carson and C. Cobelli.Modeling Methodology for Physiology and Medicine.Academic Press, 2001.

obeikandl.com

6. S. Audoly et al. Global identiWability of linear compartmental models—A computer algebra algorithm.IEEE Trans. Biomed. Eng. 45:36–47, 1998.
7. C. Cobelli et al. Validation of simple and complex models in physiology and medicine. Am. J. Physiol. 246:R259–R266, 1984.
8. C. Cobelli and G. ToVolo. Compartmental vs. noncompartmental modeling for two accessible pools. Am. J. Physiol. 247:R488–R496, 1984.
9. A. A. Lammertsma et al. Comparison of methods for analysis of clinical [11C]raclopride studies. J. Cereb.Blood Flow Metab. 16:42–52, 1996.
10. A. A. Lammertsma and S. P. Hume.SimpliWed referencetissue model for PET receptor studies.Neuroimage.4:153–158, 1996.
11. D. E. Kuhl et al. Local cerebral blood volume determinedby 3-dimensional reconstruction of radionuclide scandata. Circ. Res. 36:610–619, 1975.
12. H. Iida et al. Error analysis of a quantitative cerebral bloodXow measurement using H215O autoradiography andpositron emission tomography, with respect to the dispersionof the input function. J. Cereb. Blood Flow Metab.
6:536–545, 1986.
13. L. SokoloV et al. The [14C]deoxyglucose method for themeasurement of local cerebral glucose utilization: theory,procedure, and normal values in the conscious andanesthetized albino rat. J. Neurochem. 28:897–916, 1977.
14. M. M. Graham et al. The FDG lumped constant in normalhuman brain. J. Nucl. Med. 43:1157–1166, 2002.
15. S. G. Hasselbalch et al. The (18)F-Xuorodeoxyglucoselumped constant determined in human brain from extractionfractions of (18)F-Xuorodeoxyglucose and glucose.J. Cereb.Blood Flow Metab. 21:995–1002, 2001.
16. L. M. Parkes. QuantiWcation of cerebral perfusion usingarterial spin labeling: Two-compartment models. J. Magn.Reson.Imaging. 22:732–736, 2005.
17. E. L. Barbier, L. Lamalle, and M. Decorps. Methodology ofbrain perfusion imaging. J. Magn. Reson.Imaging.13:496–520, 2001.
18. K. L. Zierler. Theoretical basis of indicator-dilutionmethods for measuring Xow and volume. Circ. Res.10:393–407, 1962.
19. B. R. Rosen et al. Contrast agents and cerebral hemodynamics.Magn.Reson. Med. 19:285:292, 1991.
20. V. G. Kiselev. On the theoretical basis of perfusion measurements
by dynamic susceptibility contrast MRI. Magn.
Reson. Med. 46:1113–1122, 2001.
21. L. Ostergaard et al. High resolution measurement of cerebralblood Xow using intravascular tracer bolus passages.Part I: Mathematical approach and statistical analysis.Magn.Reson. Med. 36:715–725, 1996a.
22. L. Ostergaard et al. High resolution measurement of cerebralblood Xow using intravascular tracer bolus passages.Part II: Experimental comparison and preliminary results.Magn.Reson. Med. 36:726–736, 1996b.
23. A. M. Smith et al. Whole brain quantitative CBF and CBVmeasurements using MRI bolus tracking: comparison ofmethodologies. Magn.Reson. Med. 43:559–564, 2000.
24. G. De Nicolao, G. Sparacino, and C. Cobelli. Nonparametricinput estimation in physiological systems:Problems, methods, and case study, Automatica.33:851–870, 1997.
25. K. Murase, M. Shinohara, and Y. Yamazaki. Accuracy ofdeconvolution analysis based on singular value decompositionfor quantiWcation of cerebral blood Xow usingdynamic susceptibility contrast-enhanced magneticresonance imaging. Phys. Med. Biol. 46:3147–3159, 2001.
26. R. Wirestam et al. Assessment of regional cerebral bloodXow by dynamic susceptibility contrast MRI usingdiVerent deconvolution techniques. Magn.Reson. Med.43:691–700, 2000.
27. M. R. Smith et al. Removing the eVect of SVD algorithmicartifacts present in quantitative MR perfusion studies.Magn.Reson. Med. 51:631–634, 2004.
28. P. Meier and K. L. Zierler.On the theory of the indicatordilutionmethod for measurement of blood flow andvolume. J. Appl. Physiol. 6:731–744, 1954.

Obeikandl.com

obeikandl.com

الفصل السادس

تقنيات التصوير البارامتري

Techniaues For Parametric Imaging

برفسورديفيد داجن فنج — Prof. David Dagan Feng

دكتور لينجفينج وين — Dr. Lingfeng Wen

دكتور ستيفين إبرل — Dr. Stefan Eberl

(٦،١) مقدمة **٢٦٨**

(٦،١،١) التصوير الهيكلي والوظيفي

(٦،١،٢) النمذجة الحركية والصور البارامترية

(٦،١،٣) تخمين معاملات نموذج الحجيرة

(٦،٢) طرق التخمين في الصور البارامترية. **٢٧٧**

(٦،٢،١) طريقة التخطيط الإشعاعي الآلية

(٦،٢،٢) طريقة قيمة الامتصاص الموحد

(٦،٢،٣) طريقة الإسقاط المتكامل

(٦،٢،٤) طريقة التكامل الموزونة

(٦،٢،٥) التحليل الطيفي

(٦،٢،٦) طريق التحليل التصويرية

(٦،٢،٧) طريقة المربعات الصغرى الخطية

(٦،٢،٨) طريقة إعادة تشكيل الصور البارامترية

(٦،٣) الطرق غير التدخلية **٢٩٤**

(٦،٣،١) دالة الدخل المستمرة من الصورة

(٦،٣،٢) نموذج النسيج المرجعي

obeikandl.com

(٦،٣،٣) دالة الدخل المعتمدة على التجمع وطرق النمذجة التتابعية
(٦،٤) التطبيقات الإكلينيكية للصور البارامترية ٣٠١
(٦،٤،١) الصور البارامترية لتدفق الدم
(٦،٤،٢) الصور البارامترية لاستهلاك الأكسجين
(٦،٤،٣) الصور البارامترية لتمثيل الجلوكوز
(٦،٤،٤) الصور البارامترية لارتباط المستقبلات العصبية
(٦،٥) الملخص ٣١٢
(٦،٦) تمارين. ٣١٢
(٦،٧) المراجع. ٣١٣

(٦،١) مقدمة

(٦،١،١) التصوير الهيكلي والوظيفي

لقد أصبح التصوير الطبي مركبة مهمة في الطب الحديث وفي العديد من المجالات التخصصية، مثل اكتشاف الأشياء الغير طبيعية، والتقدم المرحلي للأمراض، وقيادة الجراحات، من خلال الرؤية غير التدخلية للهياكل الداخلية أو التغيرات الوظيفية في الجسم الآدمي. يمكن تصنيف التصوير الطبي إلى صنفين أساسيين كبيرين: التصوير الهيكلي والتصوير الوظيفي. أشعة إكس المقطعية باستخدام الحاسب CT والتصوير بالرنين المغناطيسيMRI ينظر إليهما على أنهما من صنف التصوير الهيكلي لأنهما يعطيان رؤية تفصيلية للحدود الطبية والتغيرات الشكلية. على العكس من ذلك، التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني PET والتصوير المقطعي بالحاسب لانبعاث الفوتون الأحاديSPECT، كل منهما يعطي رؤية فسيولوجية داخلية أو عملية كيميائية حيوية تتم داخل الجسم ولذلك؛ ينظر إليهما على أنهما من صنف التصوير الوظيفي. هذا الصنف قادر على اكتشاف التغيرات الدقيقة في الوظائف الكيميائية الحيوية والفسيولوجية مثل التمثيل الغذائي للجلوكوز والتدفق الدموي عند أى مرحلة مبكرة من المرض، وقبل أن تظهر هذه التغيرات وتصبح واضحة على التصوير الهيكلي.

في العادة يشار إلى الدواء النشط إشعاعيا على أنه "الأثرالإشعاعي" tracer لأنه يقتفي أثر عملية وظيفية معينة. بعد تعاطي الدواء، فإن خواصة الكيميائية والدوائية تؤدي إلى فرق في التخلص منه بين الأنسجة الطبيعية والمريضة؛ مما يعطي خواص توزيعية في النطاق المساحي والزمني في الجسم البشري. تعتمد صور الـ PETعلى الكشف عن اثنين من الفوتونات المتعاكسة ذات القدرة 511kev الناتجة من إبطال بوزيترون لتحديد توزيع الأثر في المريض. يتكون ماسح الـ PET المثالي من مئات من الكشافات التي تكون حلقة كشف، وهذه الحلقة تكشف عن عدد كبير من هذه الأزواج من الفوتونات المتعاكسة حيث يعقب ذلك مرحلة إعادة تشكيل الصور ذات الأبعاد

الثلاثية لتوزيع هذا الأثر.هذه الخواص الفريدة لل PET تسهل عمليات القياس الكمية للوظائف الداخلية والتمثيل الغذائي في الجسم.في الفترة الأخيرة تم ربط الـ PET مع ماسحات الـ CTفي جهاز واحد (1) يمكن لمثل هذا الجهاز، الـ PET المرتبط مع الـ CT، أن يقيس صور الـ CT المشتركة التسجيل؛ مما يعطي تصحيحا أكثر دقة للاضمحلال وإطارا تشريحيا مرجعيا لتفسير بيانات الـ PET ذات التحديدية المنخفضة. الفرض الأخير لزمن الطيران في الـ PET-CT قد أدى إلى تحسين أكثر في جودة الصورة عن طريق القياس الدقيق واستخدام الفرق الزمني للاثنين فوتون المنتهين اللذين يصلان إلى الكاشفين المتعاكسين(2). إن الخاصية الأكثر جاذبية لل PET هى عموم الآثار المستخدمة معها، والتي لا تعرض فقط التغيرات الوظيفية، ولكنها تحقق أيضا التشخيص المبكر لبعض الأمراض باستخدام الأثر المناسب لكل مرض. الجدول رقم (٦.١) يبين بعض ماسحات الـ PET الإكلينيكية.

الجدول رقم (٦،١) بعض الآثار المستخدمة مع ال PET وتطبيقاتها.

Isotope name	Tracer name	Purpose
Fluorine-18	^{18}F-FDG	التمثيل الغذائى للجلكوز
Fluorine-18	^{18}F-Fluoride	التمثيل الغذائى للعظم
Carbon-11	^{11}C-Flumazenil	الصرع المخى
Carbon-11	^{11}C-PIB	التشخيص المبكر لمرض الزهايمر
Oxygen-15	^{15}O-Water	التدفق/ الإنتشار الدموى
Oxygen-15	^{15}O-O_2	إستهلاك الأوكسجين
Nitrogen-13	^{13}N-Ammonia	الإنتشار فى عضلة القلب

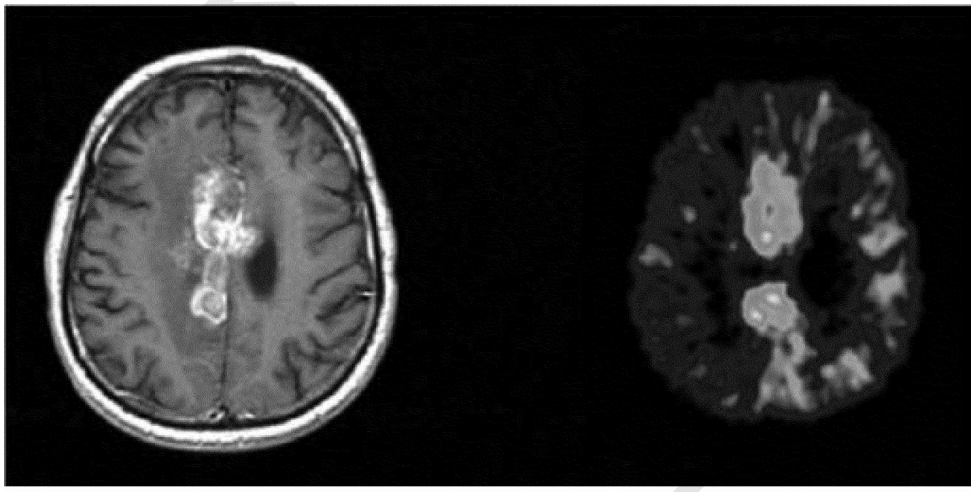
ماسحات الـ SPECT الحديثة تستخدم واحدة أو أكثر من كاميرات الجاما التي تدور حول المريض، لتكتشف الفوتونات المنبعثة من اضمحلال الأثر. هذه الخواص تؤدي إلى جودة صورة أقل لل SPECT مع مستوى أعلى من الضوضاء بالمقارنة مع الـ PET (3). التقدم في تقنيات كاميرات الجاما وخوارزميات التصحيح المستخدمة قد أدى إلى SPECT تحقق قياسات كمية للعمليات الوظيفية. هناك أيضا مدى واسع من آثار الـ SPECT المتاحة في العيادات حيث يبين الجدول رقم (٦.٢) عينة من هذه الآثار.

الجدول رقم (٦،٢) بعض من آثار ال SPECT والغرض منها في العيادات.

Isotope name	Tracer name	Purpose
Technetium-99m	^{99m}Tc-MIBI	ماسحات الانتشار فى عضلة القلب
Technetium-99m	^{99m}Tc-MDP	ماسح العظم
Technetium-99m	^{99m}Tc-MAA	الآنتشار فى الرئة
Iodine-123	^{123}I-MIBG	الأورام الهرمونية العصبية
Thallium-201	^{201}Tl-chloride	الانتشار فى عضلة القلب

obeikandl.com

على الرغم من أن التصوير الوظيفي يعاني من التحديدية المساحية المنخفضة نسبيا بالمقارنة مع التصوير الهيكلي كما هو موضح في الشكل رقم (٦.١)، إلا أن الـ PET والـ SPECT لايزالان لهما جاذبية لمقدرتهما على اكتشاف التغيرات الوظيفية المبكرة في المرض قبل ظهور هذه التغيرات في الصور التشريحية أو الهيكلية. إن هذا بالطبع يكون ذي أهمية خاصة عندما يكون العلاج المبكر ضرورة قبل أن يكون الدمار لا رجعة فيه كما في بعض الأشكال من الجنون.(4) يمكن إجراء التصوير الوظيفي المحدود مع بعض طرق التصوير الهيكلي، مثل قياسات النشاط المخي باستخدام التصوير بالرنين المغناطيسي الوظيفي باستخدام الطرق المعتمدة على مستوى النشاط الأكسجيني الدموي blood oxygenation level dependent, BOLD.(5) وعلى ذلك فإن التصوير الوظيفيفي هذا الفصل سنشير إليه بالـ PET أو الـ SPECT.



(أ) (ب)

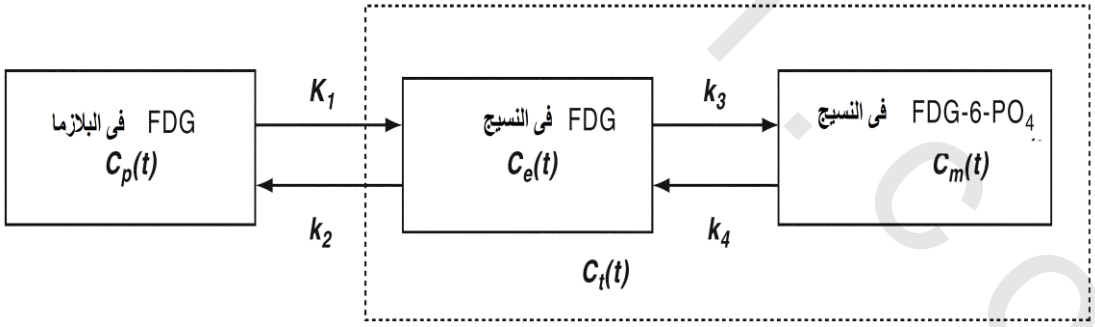
الشكل رقم (٦،١) الفرق بين التصوير الهيكلى (MRI–a) والتصوير الوظيفي (PET–b) في المخ البشرى.

(٦،١،٢) النمذجة الحركية والصور البارامترية

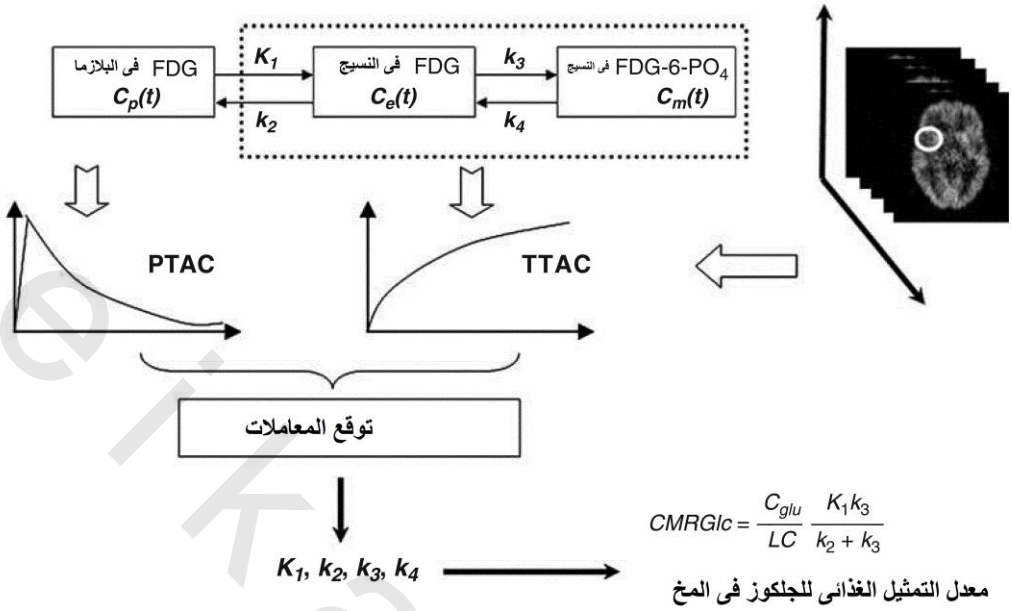
في التصوير الوظيفي، فإن الأثر الذي يتم حقنه ينتقل خلال الجسم كله من خلال الدورة الدموية، متتبعا سلوك العملية الديناميكية الهدف بدون أى تأثير على العملية الفسيولوجية. إن الأثر يتراكم أو يتحرر مع الزمن من الأنسجة الطبيعية إلى الأنسجة المريضة، إعتمادا على خواصه الفسيولوجية والكيميائة الحيوية. إن توزيع الأثر عند أى لحظة زمن يمكن تحديده من الكشف الخارجي للفوتونات المنبعثة في الجسم عن طريق اضمحلال النشاط الإشعاعي للأثر. إن النمذجة الحركية تعتبر أداة عامة لتحليل التجارب في الأنظمة الحية، مع التطبيق على أفرع كثيرة في الأحياء.(6) يعتبر نموذج الحجيرة هو الأكثر استخداما في التصوير الوظيفي نتيجة لبساطته وقابليته لنمذجة مدى

كبير من العمليات الفسيولوجية والكيميائية الحيوية.(7) يوضح الشكل رقم (٦,٢) مثالا على نموذج لثلاث حجيرات وأربعة متغيرات لل fluorodeoxyglucose,FDG [^{18}F]-2 والذي يعتبر ناشطاً إشعاعياً مكافئاً للجلوكوز.(8) يمكن للحجيرة في النمذجة الحركية أن تكون حجيرة طبيعية أو كيميائية، مثل الحجيرتين لل FDG في البلازما والنسيج على التتابع، وحجيرة واحدة للصورة المفسفرة (FDG-6-PO_4) fluorodeoxyglucose-6-phosphate [^{18}F]-2في النسيج.

إن معدلات الانتقال الجزيئي بين الحجيرات تكون غير خطية في العديد من الأنظمة الحيوية، مثل أنظمة الانتشار الميسر أو المساعد وارتباط المستقبلات.إن معدلات الانتقال الجزيئية في هذه الحالة تكون دوال في كمية المادة في الحجيرة ويمكنها أن تتشبع عند القيمة العظمى.(9) وعلى الرغم من ذلك، فإذا كان النظام الديناميكي في حالة استقرار ولا يتغير مع الزمن على مدى فترة الدراسة، فإن تعاطي كمية صغيرة من الأثر لن يسبب اضطرابا لحالة الاستقرار أو معدلات الانتقال المستخدمة. لذلك؛ فإنه يمكن افتراض معدلات الانتقال الجزيئيا لخطي لتحليل الأثر في نماذج الحجيرات، والذي يسمح بالاستفادة من الخواص الحسابية الجذابة لنماذج الحجيرات الخطية. لذلك؛ فإن النموذج الحجيري الموجود في الشكل رقم (٦,٢) يفترض أن يكون نموذجاً خطياً توضح أسهمه اتجاه الانتقال المحكوم بثابت المعدل. ثوابت المعدل تصف جزء المادة في إحدى الحجيرات الذي ينتقل إلى حجيرة أخرى لكل وحدة زمن.فمثلا ، K_1 تساوي0.1/min يعني أن10% من كتلة الـ FDG في البلازما تنتقل إلى النسيج في كل دقيقة.



الشكل رقم (٦،٢) نموذج من ثلاث حجيرات وأربعة معاملات لل FDG.



الشكل رقم (٦،٣) مخطط سير لتوقع معدل التمثيل الغذائي للجلوكوز في المخ CMRGlc باستخدام منطقة الاهتمام ROI.

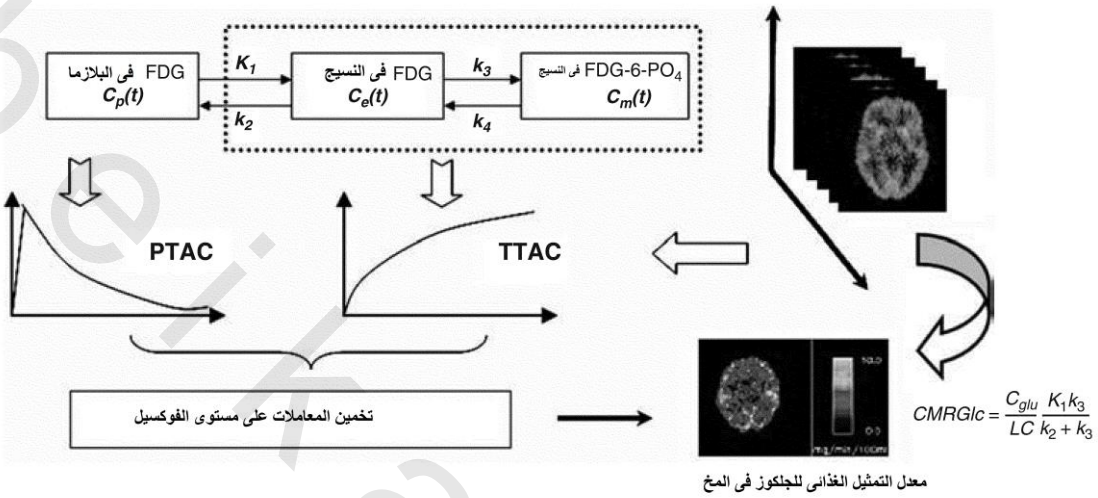
الشكل رقم (٦.٣) يبين مخطط سير لتوقع معدل التمثيل الغذائي للجلوكوز المخيCMRGlc مع الـ FDG والـ PET.إن التغير الزمني لل FDGفي المخ يكون معقوبا بدراسة ديناميكية لل PET.

تقوم بتجميع تتابع من الصور على مدى فترة زمنية سابقة التحديد. يتم تحديد منطقة للاهتمام ROIلتوليد منحنى النشاط الزمنيtissue time activity curve, TTAC لمتوسط تركيز النشاط خلال منطقة الاهتمام، والتي تمثل مجموع الـ FDG والـ $FDG\text{-}6\text{-}PO_4$في النسيج. يتم قياس عينات من الدم الشرياني للحصول منحنى النشاط الزمني للبلازما على كل الفترة الزمنية، والتي تستخدم كدالة دخل input function, IF للنموذج الحركي. المعاملات $K_1, k_2,$ k_3, k_4 للنموذج الحركي يتم تخمينها من معادلات النموذج على أساس الـ TTAC والـ PTAC المقاسة. بعد ذلك يمكن تخمين الـ CMRGlc كما في الشكل رقم (٦.٣) إعتمادا على ثوابت المعدلات، والتركيز الذاتي للجلوكوز C_{glu}، وثابت الكتلةlump constant, LC الذي يأخذ في الاعتبار الفرق بين الجلوكوز الذاتي والـ FDG.

إذا تم إجراء تخمين المعاملات لل TTACsالمستنتجة من كل فوكسيل في حجم الصورة، بعدها يمكن توليد صور من الـ CMRGlcالتي تغطي حجم الصورة الثلاثية الأبعاد كما هو موضح في الشكل رقم (٦.٤) تكون الصور البارامترية صورة حجم ثلاثية الأبعاد تمثل فوكسلاتها معاملات وظيفية كمية. إن هذا يجنبنا الرسم التخطيطي اليدوي المعتمد على المشغل لمنطقة الاهتمام،ويجنبنا أيضا الحاجة للمعرفة المسبقة للتوزيع المساحي للأثر المستخدم

obeikandl.com

حديثا. تقوم الصور البارامترية بتجميع المعلومات المفصلة في المسحات الديناميكيكة، ويمكنها عرض التغيرات الوظيفية مثل التمثيل الغذائي، وتدفق الدم، وارتباط المستقبلات.



الشكل رقم (٦،٤) مخطط سير لتوليد صورة بارامترية لمعدل التمثيل الغذائى للجلوكوز في المخ CMRGlc.

(٦،١،٣) تخمين معاملات نموذج الحجيرة

إن تخمين المعاملات هو نظام يوفر وسيلة للنمذجة الحسابية للظواهر وتخمين الثوابت التي تظهر في هذه النماذج.(11) هناك العديد من الطرق المتاحة لهذا التخمين للمعاملات. هذه الطرق تم أمثلتها بدلالة الأثر، ونموذج الحجيرة، وتنفيذ التصوير. سيتم استخدام نموذج حجيرة لتدفق الدم في منطقة معينة في المخ rCBF لشرح طريقتين أساسيتين لتخمين المعاملات.على العكس من القياسات غير المباشرة لمعدل التمثيل الغذائي للجلوكوز مع الـ FDG، فإن النمذجة الحركية لتدفق الدم يقيس الـ rCBF المنتقل إلى النسيج مباشرة، كما هو موضح في الشكل رقم (٦,٥)، بالاعتماد على نموذج Kety-Schmidt للحجيرة الواحدة [12-11].

إن النموذج سيعطي المعادلة التفاضلية التالية (المعادلة رقم ٦,١) لتركيز النشاط الإشعاعي:

$$\frac{dC_t(t)}{dt} = rCBF.C_p(t) - \left(\frac{rCBF}{V_d} + \lambda\right).C_t(t) \qquad \text{المعادلة رقم (٦,١)}$$

حيث rCBF هي التدفق الرذاذي الموضعي، و$C_p(t)$ تمثل تركيز الأثر في الدم الشرياني، و V_d هى حجم توزيع الماء، و λ هى ثابت معدل الاضمحلال للنشاط الإشعاعي للأثر. يمكن تبسيط المعادلة رقم (٦,١) إلى المعادلة رقم (٦,٢) عن طريق التعويض عن $rCBF/V_d+\lambda$ بالثابت K كما يلي:

$$\frac{dC_t(t)}{dt} = rCBF.C_p(t) - K.C_t(t)$$ المعادلة رقم (٦،٢)

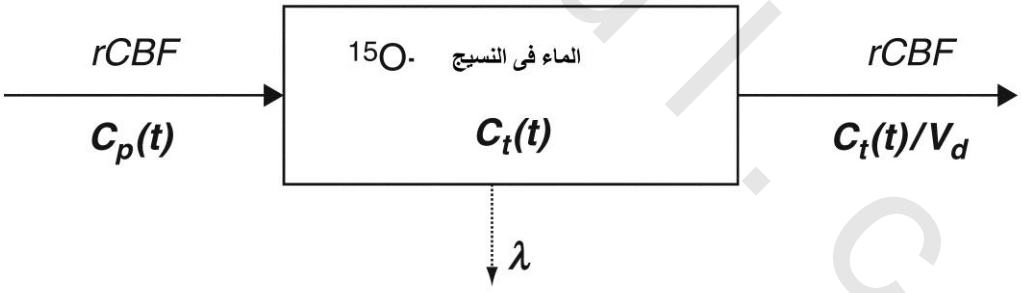
يمكن تحويل المعادلة رقم (٦،٢) إلى المعادلة رقم (٦،٣) عن طريق تحويل لابلاس كما يلي :

$$C_t(s) = \frac{rCBF}{s+K} C_p(s)$$ المعادلة رقم (٦،٣)

بإجراء تحويل لابلاس العكسي، يمكن تحويل المعادلة رقم (٦،٣) إلى صورة المعادلة رقم (٦،٤) كما يلي :

$$C_t(t) = rCBF.\int_0^t C_p(\tau)e^{-K(t-\tau)}d\tau = rCBF.C_p(t)\otimes e^{-Kt}$$ المعادلة رقم (٦،٤)

حيث ⊗ تمثل عملية الضرب الحسابي الالتفافي، و $C_t(t)$ هى النشاط النسيجي المقاس، و $C_p(t)$ هى تركيز الأثر في البلازما من عينات الدم الشرياني. حتى بالنسبة لهذا النموذج الحجيري البسيط، فإن حل المعادلة التفاضلية يكون غير خطي : مما يتطلب خوارزم مواءمة غير خطية لتقدير كل من f و K من البيانات المقاسة. خوارزم المربعات الصغرى least squares للمواءمة الذي سيتم شرحه في الجزء التالي سيكون الطريقة التي سنختارها لمواءمة المعادلات غير الخطية الناتجة من نماذج الحجيرة.



الشكل رقم (٦،٥) نموذج الحجيرة الواحدة لتدفق الدم المخى الموضعى rCBF15O الماء في النسيج.

(٦،١،٣،١) مواءمة المربعات الصغرى غير الخطية

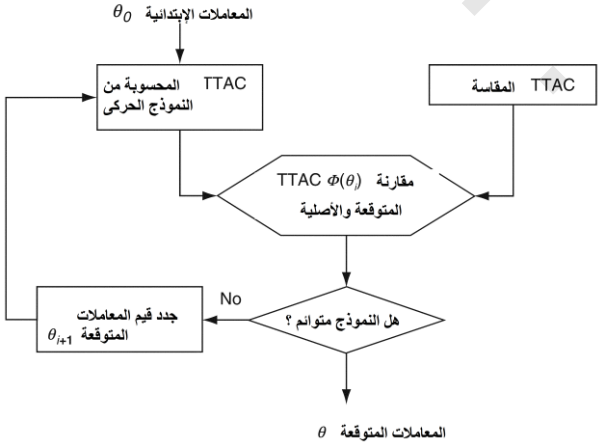
تضم طريقة تحليل المربعات الصغرى NLS للمواءمة غير الخطية مجموعة من الخطوات الرقمية التي تحسب التقدير الأمثل لمعاملات البيانات التجريبية.في هذا السياق(13)، تسمى طريقة الـ NLS في العادة طريقة مواءمة الـ NLS لأنها تستخدم لمواءمة معادلة النموذج تكرارياً على الـ TTACلمجموعة الـ PTAC المعطاة.كما هو موضح في

الشكل رقم (٦,٦)، فإن الـ NLS تتكون من معاملات ابتدائية وخطوات تكرارية، بحيث يتم تعديل المعاملات التي يتم توقعها للحصول على تقريب أفضل لهذه المعاملات إلى أن يتم تقارب مقنع لهذه الخطوات.في خلال الخطوات التكرارية، فإن المعاملات المعدلة أو المحسنة المستنتجة من خطوة سابقة يتم استخدامها كمجموعة من المعاملات الابتدائية للخطوة التالية. الدالة الهدف أو دالة التكلفة يتم اختيارها لتقييم كيفية مواءمة أو تطابق النموذج المخمن أو المتوقع TTAC مع الـ TTAC المقاسة. على العموم، فإن دالة الهدف تقلل الفرق في مجموع مربعات الفروق الموزونة أو غير الموزونة بين الـ TTAC المتوقعة والمقاسة.

افترض مجموعة من المعاملات الابتدائية θ_0=[rCBF,K]، فإن الـ TTAC المتوقعة يمكن استنتاجها على حسب المعادلة رقم (٦,٤) وقيمة الـ $C_p(t)$ المقاسة. مجموع مربعات الفروق بين الـ TTAC المتوقعة والـ TTAC المقاسة تشكل دالة الهدف في المعادلة رقم (٦,٥) كما يلي :

$$\Phi(\theta_i) = \sum_{j=1}^{N}\left[C^E(t_j) - C^M(t_j)\right]^2$$ المعادلة رقم (٦,٥)

حيث θ_i هى المعاملات المتوقعة في التكرار رقم i، و N هى عدد العينات الإطارية، $C^E(t_j)$ هى النشاط المتوقع لنقطة العينة رقم jفي المعادلة رقم (٦,٤)، و $C^M(t_j)$ هى النشاط المقاس لنقطة العينة رقم j. إذا كانت $\Phi(\theta_i)$ لم تصل إلى أقل قيمة لها، فإن المعاملات θ_i يتم ضبطها على θ_{i+1} باستخدام تقنيات الأمثلة المتعددة الأبعاد مثل خوارزم Newton-Gauss، أو خوارزم Levenberg-Marquardt.(14، 15) بعد ذلك يتم استخدام الـ θ_{i+1} الجديدة في الخطوة التكرارية التالية. بمجرد الوصول إلى القيمة الصغرى أو الوصول إلى القيمة المتوقعة بنسبة خطأ أو سماح معينة، فإن كل العملية التكرارية يتم وقفها، والقيمة المتوقعة النهائية تكون هى نتيجة طريقة الـ NLS.



الشكل رقم (٦,٦) مخطط يبين العمليات التكرارية لمواءمة نموذج مع البيانات المقاسة.TTAC هو منحنى النشاط الزمنى النسيجى tissue time activity curve.

نتيجة وجود الضوضاء في بيانات الـ PET والـ SPECT، حيث تكون نسبة الإشارة للضوضاء SNR منخفضة بالذات في الإطارات الابتدائية أو الأولية، فإنه يمكن استخدام دالة هدف معدلة كما في المعادلة رقم (٦.٦) باستخدام مسافة المربعات الصغرى الموزونة كما يلي:

$$\Phi_w(\theta_i) = \sum_{j=1}^{N} w_j \left[C^E(t_j) - C^M(t_j)\right]^2$$ المعادلة رقم (٦.٦)

حيث دالة الوزن، $W=[w_1, w_2, \dots, W_N]$، يمكن استخدامها لتكون متناسبة مع الفترة الزمنية للإطار، حيث تكون الأوزان عالية للإطارات ذات زمن التجميع الأطول، أو تتناسب مع معكوس تباين القياسات. وعلى ذلك، فإنه يتم تسمية هذه الطريقة بطريقة المربعات الصغرى للمواءمة غير الخطية الموزونة WNLS.

إن الطريقتين NLS و WNLSتعتبران الطرق المختارة التي تحقق تخمين المعاملات لل TTAC بأفضل دقة إحصائية واعتمادية. إن التنفيذ العملي لل NLS والـ WNLS تعتمد على اختيار القيم الابتدائية. إذا تم اختيار قيم ابتدائية غير مناسبة فإن الطريقة تتقارب ببطء جدا (8)، أو تفشل في الوصول إلى تقارب، أو تقع في قيمة صغرى موضعية.(7) نتيجة التكلفة الحسابية العالية، فإن طريقتي الـ NLS والـ WNLS لا تكونان مناسبتين لتوليد الصور البارامترية. وعلى ذلك؛ فإن طرق الـ NLS يتم استخدامها عادة كمقياس أو مرجع ذهبي لتقييم أداء الطرق الأخرى لمواءمة منطقة الاهتمام في الـ TTAC مع نموذج معين.

(٦،١،٣،٢) طرق الحالة المستقرة

طرق الحالة المستقرة يطلق عليها أيضا طرق الاتزان إن الحقن الثابت للأثر يؤدي إلى حالة مستقرة يمكن الوصول إليها في صورة تركيز نسيجي ثابت. فمثلا يكون الزمن اللازم للوصول إلى حالة الاستقرار حوالي ١٠ دقائق لل $C^{15}O_2$. عند حالة الاتزان يكون$dC_t(t)/dt=0$، وعلى ذلك يمكن إعادة ترتيب المعادلة رقم (٦.١) لتعطي:

$$C_t(T) = \frac{rCBF.C_p(T)}{\lambda + rCBF/V_d}$$ المعادلة رقم (٦.٧)

حيث T هى الزمن الذي يصل عنده التركيز إلى حالة الاستقرار. إن تقدير الـ rCBF يمكن استنتاجه عن طريق المعادلة رقم (٦.٨) كما يلي:

$$rCBF = \frac{\lambda}{\frac{C_p(T)}{C_t(T)} - 1/V_d} = \frac{\lambda.C_t(T).V_d}{C_p(T).V_d - C_t(T)}$$ المعادلة رقم (٦.٨)

حيث الـ $C_p(T)$ والـ $C_t(T)$ تكون معلومة من القياسات، والتباعد في الـ rCBF يعتمد على قيم λ والـ V_d. إن العلاقة بين الـ rCBF وتركيز النسيج $C_t(T)$ تكون علاقة غير خطية، بحيث تعتمد درجة غير الخطية على قيمة λ. إن الأثر الذي له نصف عمر قصير (بمعنى قيم عالية ل λ) يمكنها أن تحسن من الخطية. إن هذه الحقيقة وطلب أن يكون زمن الوصول إلى الاتزان قصيرا تقيد من استخدامات طرق الحالة المستقرة مع الآثار ذات نصف العمر القصير مثل O^{15}الذي له نصف عمر مقدارة دقيقتان.

إن طريقة الحالة المستقرة تتطلب مسحة واحدة فقط وعينة دم واحدة تبعا للمعادلة (٦.٨). على الرغم من ذلك فإن تقدير الـ rCBF يكون حساسا لأخطاء القياس في تركيز الحالة المستقرة في البلازما. إن خطأ مقداره ١٠٪ في الـ $C_p(T)$ يمكن أن يعطي من ٢٠٪ إلى ٣٠٪ خطأ في الـ rCBF.(18) لذلك، فإنه يتم في العادة تجميع القليل من عينات الدم على طول فترة المسح للحصول على قيمة متوسطة لقياس الـ $C_p(T)$ مما يحسن من دقة التخمين (19، 20).

(٦،٢) طرق التخمين في الصور البارامترية

إن الـ FDG هو الأثر الأكثر استخداما في التصوير نتيجة أنه الأكثر إتاحة (نصف عمر مقداره ١٠٩.٧ دقيقة) وتطبيقاته الواسعة في تقييم التمثيل الغذائى للجلوكوز للأعصاب والتشخيص، والتدريج، وعرض العلاج في الأورام. هناك العديد من الافتراضات المعقولة التي تم فرضها للنمذجة الحركية لل FDG. فمثلا، من المفترض أن تكون الحجيرة متجانسة بالنسبة لتدفق الدم، ومعدل الانتقال، وكتلة المادة، وأن تركيز البلازما الشريانية من الـ FDG يكون مساويا تقريبا لتركيز البلازما الشعيرية.

هذه الافتراضات والمعارف تؤدي إلى نموذج الثلاث حجيرات والأربعة معاملات لل FDG الموضح في الشكل رقم (٦.٢). المعادلات التفاضلية لنشاط التركيز في النسيج لل FDG والـ $FDG\text{-}6\text{-}PO_4$ على التوالي، تعطي كما يلي:

$$\frac{d}{dt}C_e(t) = K_1C_p(t) - (k_2 + k_3)C_e(t) + k_4C_m(t)$$ المعادلة رقم (٦.٩)

$$\frac{\mathrm{d}}{\mathrm{dt}}\mathrm{C_m}(t) = k_3C_e(t) - k_4C_m(t)$$ المعادلة رقم (٦.١٠)

حيث $C_p(t)$ تمثل تركيز الـ FDG كدالة في الزمن في البلازما، والتي تقاس عن طريق أخذ عينات من الدم الشرياني و $C_e(t)$ تمثل التركيز الحر لل FDGفي النسيج، و $C_m(t)$ تمثل تركيز الـ $FDG\text{-}6\text{-}PO_4$في النسيج. لأن الـ PET تقيس النشاط الكلي في الفراغ النسيجى، فإن الـ $C_t(t)$ هى مجموع الـ $C_e(t)$ والـ $C_m(t)$. حل المعادلتين رقمي (٦.٩) و (٦.١٠) يمكن أن يؤدي إلى المعادلة التفاضلية لل $C_t(t)$ الموضحة في المعادلة رقم (٦.١١):

$$\frac{d^2C_t(t)}{dt} = K_1\frac{dC_p(t)}{dt} + K_1(k_3+k_4)C_p(t) - (k_2+k_3+k_4)\frac{dC_t(t)}{dt} - k_2k_4C_t(t)$$ المعادلة رقم (٦,١١)

الحل لل $C_e(t)$ والـ $C_m(t)$ يمكن استنتاجه كما في المعادلتين (٦,١٢) و (٦,١٣):

$$C_m(t) = \frac{K_1}{\alpha_2-\alpha_1}[(k_4-\alpha_1).e^{-\alpha_1 t} + (\alpha_2-k_4).e^{-\alpha_2 t}]\otimes C_p(t)$$ المعادلة رقم (٦,١٢)

$$C_m(t) = \frac{K_1k_3}{\alpha_2-\alpha_1}(e^{-\alpha_1 t} - e^{-\alpha_2 t})\otimes C_p(t)$$ المعادلة رقم (٦,١٣)

حيث ⊗ هى عملية الضرب الالتفافي، $\alpha_{1,2} = \frac{k_2+k_3+k_4 \mp \sqrt{(k_2+k_3+k_4)^2-4k_2k_4}}{2}$.بمجرد الحصول ثوابت المعدل من تقدير المعاملات، فإن الـ CMRGlc يمكن حسابه كما تم في المعادلة رقم (٦,١٤) التالية:

$$CMRGlc = \frac{1}{LC}.\frac{K_1k_3}{k_2+k_3}.C_{glu}$$ المعادلة رقم (٦,١٤)

حيث C_{glu} يمثل التركيز الذاتي للجلوكوز في البلازما، و LC تمثل الثابت المجمع الذي يأخذ في الحسبان الفرق في الانتقال والفسفرة بين الجلوكوز والجلوكوز المعاد الأكسجة.C_{glu} يمكن الحصول عليه من تحليل عينات الدم، ويمكن استخدام قيم ابتدائية لل LC، مثلا، 0.52، انظر المرجع Reivich et al(22).

(٦،٢،١) طريقة التخطيط الإشعاعي الآلية

في العادة يكون من المطلوب دراسة ديناميكية لتوليد الـ TTACs التي تسمح بتوقع ثوابت المعدل (K_1, k_2, k_3, and k_4) ؛ وبالتالي التكميم الداخلي لل CMRGlc.طريقة التخطيط الإشعاعي الآلي(ARG) تتطلب دراسة استاتيكية واحدة (إطار واحد) ؛ وبالتالي تقلل التعقيد وبدرجة جوهرية تعقيد الدراسة والتكلفة الحسابية بالمقارنة بطرق الـ NLS والـ WNLS.

بفرض أن $C_t(t)=C_e(t)+C_m(t)$ فإن المعادلة رقم (٦,١٤) يمكن إعادة كتابتها كما يلي:

$$CMRGlc = \frac{C_{glu}}{LC}.\frac{K_1k_3}{k_2+k_3}.\frac{C_t(t)-C_e(t)}{C_m(t)}$$ المعادلة رقم (٦,١٥)

بما أن دقة تخمين الـ CMRGlc ليست حساسة للتغير في ثوابت المعدل، فإن قيمهم يمكن اعتبارها ثوابت في المخ. وبالتالي فإن القيمة المتوقعة ل CMRGlc تقترب من قيمتها الحقيقية عندما تكون ثوابت المعدل (K1, k2, k3, and k4) تعتمد على قيمتها الحركية المتوسطة ($\overline{K_1}, \overline{k_2}, \overline{k_3}, \overline{k_4}$) من تجميع قيم التحكم المعروضة. ولذلك، فإن الصيغة

obeikandi.com

المفروضة لطريقة الـ ARG سيتم عرضها في المعادلة رقم (٦,١٦) باعتبار أن $C_e(t)$ و $C_m(t)$ تم التعويض عنهما بالقيمة المتوقعة المستنتجة من تجميع ثوابت المعدل ودالة الدخل المقاسة :

$$\frac{C_{glu}}{LC}.CMRGlc \approx \frac{C_t(t)-\frac{K_1}{\alpha_2-\alpha_1}[(\overline{K}_4-\alpha_1).e^{-\alpha_1 t}+(\alpha_2-\overline{K}_4).e^{-\alpha_2 t}]\otimes C_P(t)}{\frac{\overline{K}_2+\overline{K}_3}{\alpha_2-\alpha_1}(e^{-\alpha_1 t}-e^{-\alpha_2 t})\otimes C_P(t)}, t>T$$

المعادلة رقم (٦,١٦)

مع المعرفة المبدئية لل LC فإن القياسات المطلوبة لطرق الـ ARG تكون مسحة واحدة للصورة عند الزمن T بعد الحقن. وعلى ذلك، فإن قيمة تركيز الأثر FDGفي البلازما، $C_p(t)$، لا زالت من الواجب تحديدها من بداية زمن الحقن حتى نهاية اكتساب الصورة كما سبق، فإن تركيز الجلوكوز الذاتي يجب قياسه على الأقل مرة واحدة أثناء الدراسة. المعادلة رقم (٦,١٦) تعطي توقعا جيدا لل CMRGlc أثناء أزمنة المسح، T، بين ثلاثين دقيقة وساعتين.(8، 21) مميزات طرق الـ ARG هى بساطتها (23)، وكفاءتها الحسابية ؛ ولذلك ؛ فقد أصبحت هى الطريقة التي يتم اختيارها للدراسات العصبية العلاجية حيث تكون الافتراضات محققة بما فيه الكفاية.

على الرغم من ذلك، فإنه في الحالات المرضية مثل الأورام أو السكتات الدماغية، فإن ثوابت المعدل يمكن أن تختلف بدرجة واضحة عن قيمة المتوسط التجميعي المفروضة والمستنتجة من دراسات المخ، والتي تؤدي إلى انحياز في توقعات الـ CMRGlc، فمثلا، حدث أن تم الحصول على قيم سالبة في حالات المرضى بالسكتة الدماغية. لقد تم فحص واعتبار تعبيرات بديلة لتحسين دقة طرق توقع الـ ARG. أحد هذه الاعتبارات يفترض أن $C_t(t)$ تتناسب مع الـ CMRGlc لأن المعادلة رقم (٦,١٢) والمعادلة رقم (٦,١٣) قد برهنتا أن $C_e(t)$ و $C_m(t)$ تعتمدان خطيا على معدل التدفق الداخل K_1. بالنسبة لتغيرات K_1 و k_2، فإن توقعات أفضل لل CMRGlc يمكن تحقيقها بالمعادلة رقم (٦,١٧) نتيجة التطبيع أو التسوية فيK_1 كما يلي(21، 23-25) :

$$CMRGlc \approx \frac{C_{glu}}{LC}.\frac{\bar{K}_1\bar{k}_3}{\bar{k}_2+\bar{k}_3}.\frac{C_t(t)}{\bar{C}_e(t)+\bar{C}_m(t)}$$

المعادلة رقم (٦,١٧)

إذا تم افتراض أن الـ FDG الحر في النسيج يكون صغيرا بالمقارنة بالنشاط الإشعاعي الكلي في النسيج ($C_e(t)<<C_t(t)$)، فإن المعادلة رقم (٦,١٨) تعطي تبسيطا آخر للCMRGlc عند الأزمنة التالية (T أكبر من ٤٥ دقيقة) كما يلي :

$$CMRGlc \approx \frac{C_{glu}}{LC}.\frac{C_t(T)}{\int_0^T C_p(t).dt}$$

المعادلة رقم (٦,١٨)

obeikandl.com

(٦،٢،٢) طريقة قيمة الامتصاص الموحدة

على الرغم من جاذبية طريقة الـ ARG، فإن تتابع من عينات الدم مازالت مطلوبة للحصول على منحنى نشاط البلازما مع الزمن. طريقة بديلة ومشهورة؛ لذلك؛ هى طريقة قيمة الامتصاص الموحدة standardized uptake value, SUV، والتي تم تطبيقها بكثرة في التفريق بين الأورام الخبيثة والأورام الحميدة وفي تقييم كفاءة العلاج(27)، وبالذات لل FDG-PET لكل الجسم.

إذا فرضنا أن تكامل الـ $C_p(t)$ يتناسب مع جرعة الأثر المحقونة مقسومة على وزن الجسم للشخص الذي يتم مسحة مع افتراض ثابت تناسب b (بمعنى أن $\int_0^T C_p.dt = b\frac{Dose}{Weight}$) فإن المعادلة رقم (٦،١٨) يمكن إعادة كتابتها كما يلي:

$$MRGlc = \frac{C_{glu}/100}{LC.b/100}.\frac{C_t(T)}{dose/Weight} = \frac{C_{glu}/100}{LC.b/100}.SUV$$ المعادلة رقم (٦،١٩)

حيث الـ $SUV=C_t(T)/(dose/Weight)$، والـ MRGlc هو معدل التمثيل الغذائي للجلوكوز في كل الجسم بدلا من المخ فقط. إذا كانت LC و b كل منهما ثابت، فإن الـ SUV يتناسب مع الـ MRGlc (27) إذا كان C_{glu} ثابت في المعادلة رقم (٦،١٩) هذه هى الخلفية النظرية لطريقة الـ SUV. لذلك؛ فإن المريض يجب أن يصوم قبل وأثناء مسحات الـ PET للحفاظ على تركيز الجلوكوز في البلازما ثابت إلى حد ما أثناء فترة دراسة الـ PET (28).

هناك العديد من العوامل التي يمكن أن تؤثر على دقة قيم الـ SUV، مثل حجم المريض، وزمن القياس الموحد، ومستوى الجلوكوز في الدم، وتأثيرات الحجم الكلي. فمثلا، الـ SUVفي الورم الرئوي تمت ملاحظة أنه يتغير بمقدار ٤٠٪ من ٥،٥ حتى ٧،٧ بين ٣٠ و ٦٠ دقيقة.(29) إن استخدام كتلة الجسم الهزيل، أو مساحة سطح الجسم قد ثبت أنها تعطي توقعات أدق لطريقة الـ SUV بدلا من وزن الجسم المعتاد.(30) نتيجة كفاءتها الحسابية(31)، ومناسبتها للعملية العلاجية، فإن طريقة الـ SUV تكون هى الطريقة المختارة لتحقيق القياسات شبه الكمية لل MRGlcفي الدراسات العلاجية الروتينية على الرغم من بعض القصور فيها.

(٦،٢،٣) طريقة الإسقاط المتكامل

طريقة الإسقاط المتكامل integrated projection, IP تم تطويرها للتعامل مع موضوع التكلفة الحسابية في طرق الـ NLS أو WNLS. طريقة الـ IP تم فرضها لاستنتاج الـ rCBF من الدراسات الديناميكية بدلالة التكامل الزمني لتركيزات النشاط الدموي والنسيجي.(32، 33) بالنسبة لنموذج Kety-Schmidt الحجيري في الشكل رقم (٦،٥)، إذا تم تصحيح قياسات الدم والنسيج للاضمحلال، فإن المعادلة التفاضلية (٦،١) يمكن تحويلها إلى المعادلة رقم (٦،٢٠) التالية:

$$\frac{dC_t^*}{dt} = rBF.C_p^*(t) - \frac{rCBF}{V_d}.C_t^*(t)$$ المعادلة رقم (٦,٢٠)

حيث $C_p^*(t) = C_p(t).e^{\lambda t}$ و $C_t^*(t) = C_t(t).e^{\lambda t}$ تمثل الاضمحلال في النشاط الإشعاعي المصحح. بتكامل المعادلة رقم (٦,١) والمعادلة رقم (٦,٢٠) على كل فترة المسح من صفر حتى T، فإنه يمكن حل تقديرات كل من rCBF و V_d كما يلي إذا تم افتراض أن القيم الابتدائية تساوي أصفارا:

$$\widehat{FrCB} = \frac{\int_0^T C_t^*(\tau)d\tau.\left[\lambda\int_0^T C_t(\tau)d\tau + C_t(T)\right] - C_t^*(T).\int_0^T C_t(\tau)d\tau}{\int_0^T C_p(\tau)d\tau.\int_0^T C_t^*(\tau)d\tau - \int_0^T C_t(\tau)d\tau.\int_0^T C_p^*(\tau)d\tau}$$

المعادلة رقم (٦,٢١)

$$\widehat{V_d} = \frac{\int_0^T C_t^*(\tau)d\tau.\left[\lambda\int_0^T C_t(\tau)d\tau + C_t(T)\right] - C_t^*(T).\int_0^T C_t(\tau)d\tau}{\int_0^T C_t^*(\tau)d\tau.\left[\lambda\int_0^T C_t(\tau)d\tau + C_t(T)\right] - C_t^*(T).\int_0^T C_p(\tau)d\tau}$$

حيث $\widehat{rCBF}$ و $\widehat{V_d}$ هما تقديرات الـ rCBF و V_d باستخدام طريقة الـ IP. إذا تم اختيار زمن التكامل T ليكون طويلا بما فيه الكفاية بحيث أن $C_t(T) \ll \lambda\int_0^T C_t(\tau)d\tau$، فإن معادلات طريقة التكامل الأصلية يمكن تبسيطها أكثر إلى المعادلة التالية:

$$\widehat{FrCB} = \frac{\lambda\int_0^T C_t^*(\tau)d\tau.\int_0^T C_t(\tau)d\tau - C_t^*(T).\int_0^T C_t(\tau)d\tau}{\int_0^T C_p(\tau)d\tau.\int_0^T C_t^*(\tau)d\tau - \int_0^T C_t(\tau)d\tau.\int_0^T C_p^*(\tau)d\tau}$$

المعادلة رقم (٦,٢٢)

$$\widehat{V_d} = \frac{\lambda\int_0^T C_t^*(\tau)d\tau - C_t^*(T)}{\lambda\int_0^T C_p^*(\tau)d\tau - C_t^*(T).\int_0^T C_p(\tau)d\tau / \int_0^T C_t(\tau)d\tau}$$

إن من مميزات الطريقة المتكاملة هى الحساب البسيط لتوقع المعاملات معتمدا على إعادة التشكيل المباشر للتكاملات الزمنية لبيانات الإسقاط. حيث إن إعادة التشكيل هى عملية خطية (34)، فإن التكامل يمكن إجراؤه إما قبل إعادة التشكيل، أو بعدها. إجراء التكامل قبل عملية إعادة التشكيل يتجنب الحاجة إلى إعادة تشكيل البيانات الديناميكية.

(٦،٢،٤) طريقة التكامل الموزونة

طريقة التكامل الموزونة weighted integrated method, WIM تعتبر إصدارا أمثل لطريقة الـ IP لتقليل تأثير الضوضاء على تقديرات الـ rBF وتحسين الدقة الإحصائية والاعتمادية على التقديرات.(35، 36) لقد تم افتراض الطريقة في الأصل عن طريق فرض تكاملات موزونة باستخدام دالتين اختياريتين للوزن وتفاضلهما في طريقة الـ IP.(34) بعد ذلك تم امتدادها باستخدام دوال الوزن المستمرة المقسمة إلى قطع بدلا من التفاضل. إن طريقة الـ WIM تم امتدادها فيما بعد لل CMRGlc باستخدام نموزج سوكولوف Sokoloff ذي الحجيرتين والثلاثة معاملات (بفرض أن $k_4=0$).(38)

بالنسبة للنموذج ذي الحجيرتين والأربعة معاملات لل FDG كما في الشكل رقم (٦.٢)، فإن التكامل المزدوج للمعادلة (٦.١١) من صفر حتى الزمن t، سيستنتج المعادلة الخطية ل $C_t(t)$ كما يلي (39):

$$C_t(t) = \int_0^t C_p(\tau)d\tau\, P_1 + \iint_0^t C_p(\tau)d\tau^2\, P_2$$

المعادلة رقم (٦.٢٣)

$$+ \int_0^t C_t(\tau)d\tau\, P_3 + ,\iint_0^t C_t(\tau)d\tau^2\, P_4$$

حيث $P_1=K_1$، و $P_2=K_1(k_3+k_4)$، و$P_3=-(k_2+k_3+k_4)$، و $P_4=-k_2k_4$. بعد ضرب الأربعة دوال الوزنية $W_1(t)$ و $w_2(t)$ و $w_3(t)$ و $w_4(t)$ بالكميات التكاملية المقابلة في المعادلة رقم (٦.٢٣)، وبعد ذلك يتم التكامل على فترة المسح T، فإن المعادلات التزامنية التي يتم الحصول عليها يمكن حلها في صورة مصفوفة كما يلي:

$$A = B\theta_{WIM} + \varepsilon$$ المعادلة رقم (٦.٢٤)

حيث:

$$\theta_{\text{WIM}} = \boldsymbol{\mathcal{E}},\ \text{A} = \begin{bmatrix} \int_0^T W_1(t)C_t(t)dt \\ \int_0^T W_2(t)C_t(t)dt \\ \int_0^T W_3(t)C_t(t)dt \\ \int_0^T W_4(t)C_t(t)dt \end{bmatrix} \begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \\ P_3 \\ P_4 \end{bmatrix}, = \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \varepsilon_3 \\ \varepsilon_4 \end{bmatrix}$$

ε تقابل كميات الخطأ، و

$$\text{B} = \begin{bmatrix} \int_0^T W_1(t)\int_0^t C_P(\tau)d\tau dt, & \int_0^T W_1(t)\iint_0^t C_P(\tau)d\tau^2 dt, & \int_0^T W_1(t)\int_0^t C_t(\tau)d\tau dt, & \int_0^T W_1(t)\iint_0^t C_t(\tau)d\tau^2 dt \\ \int_0^T W_2(t)\int_0^t C_P(\tau)d\tau dt, & \int_0^T W_2(t)\iint_0^t C_P(\tau)d\tau^2 dt, & \int_0^T W_2(t)\int_0^t C_t(\tau)d\tau dt, & \int_0^T W_2(t)\iint_0^t C_t(\tau)d\tau^2 dt \\ \int_0^T W_3(t)\int_0^t C_P(\tau)d\tau dt, & \int_0^T W_3(t)\iint_0^t C_P(\tau)d\tau^2 dt, & \int_0^T W_3(t)\int_0^t C_t(\tau)d\tau dt, & \int_0^T W_3(t)\iint_0^t C_t(\tau)d\tau^2 dt \\ \int_0^T W_4(t)\int_0^t C_P(\tau)d\tau dt, & \int_0^T W_4(t)\iint_0^t C_P(\tau)d\tau^2 dt & \int_0^T W_4(t)\int_0^t C_t(\tau)d\tau dt, & \int_0^T W_4(t)\iint_0^t C_t(\tau)d\tau^2 dt \end{bmatrix}$$

هذا التقدير لقيمة الـ WIM يمكن استنتاجه عن طريق حل المعادلة رقم (٦.٢٤) كما يلي:

$$\hat{\theta}_{WIM} = B^{-1}A$$ المعادلة رقم (٦.٢٥)

بمجرد الحصول على التوقعات $\hat{\theta}_{WIM}$، فإنه يمكن حساب المعاملات الميكروية (المتناهية الصغر) تبعا للمعادلة التالية:

obeikandi.com

$$\widehat{\mathrm{K}}_1 = \widehat{\mathrm{P}}_1, \hat{k}_2 = -\frac{\hat{P}_2}{\hat{P}_1} - \hat{P}_3, \hat{k}_3 = -\hat{P}_3 - \hat{k}_2 - \hat{k}_4, \hat{k}_4 = -\frac{\hat{P}_4}{\hat{k}_2}$$ المعادلة رقم (٦,٢٦)

من مميزات الـ WIM أن التكلفة الحسابية قد تم تقليلها بدرجة ملحوظة من خلال الحسابات الخطية.بينما قد تم افتراض مدى من الدوال الوزنية الزمنية، فإن اختيار الدالة الوزنية مازال يؤثر على اعتمادية توقع المعاملات. لذلك؛ فإن أمثلة هذه الدوال الوزنية يمكن أن يحافظ على تاثيرات الضوضاء على تقدير المعاملات إلى أقل ما يمكن، ولكنها قد تتطلب زمناً للحساب أعلى إلى حد ما للوصول إلى نفس الهدف في كل بكسل(9، 34).

(٦،٢،٥) التحليل الطيفي

في النمذجة الحركية، يفترض أن يكون عدد الحجيرات والتوصيلات المقابلة لها معلومة مقدما. على الرغم من ذلك، فإنه في بعض التجارب مثل دراسة دواء جديد أو أثر، فإن المعرفة المسبقة عن سلوك الأثر قد لا تكون متاحة. بالإضافة لذلك، فإن افتراض التوزيع المتجانس للأثر خلال منطقة الاهتمام قد لا يكون دقيقا في بعض المناطق في الورم. طريقة التحليل الطيفيspectral analysis, SA تحدد دالة استجابة النسيج لوحدة الصدمة مع عدم المعرفة لأى افتراضات مبدئية للنموذج الحركي (41، 42).

إن طريقة الـ SA تحل المسألة الخطية عن طريق نمذجة الـ TTAC كتركيبة خطية من تتابع من دوال القاعدة $C_j(t)$في المعادلة التالية :

$$C_t(t) = \sum_{j=1}^{N} \alpha_j C_j(t)$$ المعادلة رقم (٦,٢٧)

حيث α_j تعتبر معاملاً موجباً. في الحالة المثالية تكون دوال القاعدة دوال أسية يتم ضربها التفافيا مع الـ PTAC، β_j.. $C_j(t)=C_p(t)\otimes \exp(-\beta_j t)$ هى معامل تحديد الدوال القاعدية، والتي تحدد مسبقا وتثبت لتغطي مدى طيفياً معقولاً في العادة، يتم اختيار N لتساوي ١٠٠ من أجل توليد عدد كبير من الدوال القاعدية.

إن تطبيق التحليل الطيفي على بيانات الـ PET بدون تعديل الاضمحلال يحقق قيوداً مفيدة على مدى قيم الـ β_j. فمثلا، بالنسبة لدراسة الـ FDG بثابت اضمحلال $\lambda=0.000105s^{-1}$، ومدى مناسب لل β_j من λ حتى $1s^{-1}$. إن $1s^{-1}$ تمثل أسرع مركبة طيفية يمكن استخلاصها عمليا(41).

معاملات المواءمة α_j تكون مقيدة بأن تكون موجبة عن طريق استخدام مواءمة المربعات الصغرى الموجبة (15)، مثل أى طريقة بسيطة في مواءمة المنحنيات. إن دالة استجابة الصدمة impulse response function, IRF تعطى بعد ذلك عن طريق تجميع دوال القاعدة كما يلي : (40، 41)

$$h(t) = \sum_{j=1}^{N} \alpha_j \exp(-\beta_j - \lambda)\, t$$ المعادلة رقم (٦,٢٨)

خاصية مهمة لهذه العملية هى أن معظم المعاملات α_j تكون أصفارا، ماعدا اثنين أو ثلاثة من الـ α_j هى التي لا تساوي أصفاراً نتيجة هذه القيود الموضوعة. يمكن بعد ذلك استنتاج المعاملات ذات الاهتمام من معادلة الـ IRFالتي تم الحصول عليها من المعادلة رقم (٦,٢٨). ثابت معدل التوليد K1 يمكن تقديره من الـ IRF عند الزمن t=0 ويعطى بالعلاقة $h(0) = \sum_{j=1}^{N} \alpha_j$. يتم تحديد حجم التوزيع V_d بالعلاقة $V_d = \int_0^{\infty} h(t)dt = \sum_{j=1}^{N} \frac{\alpha_j}{\beta_j - \lambda}$.

يمكن تطبيق التحليل الطيفي مباشرة على بيانات الإسقاط بحيث يمكن تقليل أعباء إعادة التشكيل. إن كفاءة التحليل الطيفي تكون مناسبة جدا لاستعمالها في خوارزيم تكراري لإعادة تشكيل الصور البارمترية(40، 43)، وسيتم وصف ذلك لاحقا في الجزء (٦,٢,٨).

(٦،٢،٦) طرق التحليل التصويرية

طرق التحليل التصويرية تقوم بتحويل البيانات لتسمح بتقدير المعاملات ذات الاهتمام من رسم خطي (وبالتالي سميت بالتحليل التصويري) عن طريق تحليل التراجع الخطي.إن الميل والتقاطع في التحليل التصويري يتعلقان بالمعاملات ذات الاهتمام في النمذجة الحركية إن طرق التحليل التصويرية تكون ذات كفاءة حسابية عالية، والتقديرات الناتجة منها تكون ذات اعتمادية جيدة على العكس من الطرق الأخرى.

(٦،٢،٦،١) تحليل باتلاك Patlak التصويري

واحدة من الطرق المعروفة جيدا للتحليل التصويري هى طريقة باتلاك Patlak graphic analysis, PGA.إنها تقدر ثابت معدل الفيض الداخل $K_i=(K_1k_3)/(k_2+k_3)$، والتي تعتبر أكثر مناسبة لقياس امتصاص الـ FDG عن الـ SUV. لقد تم افتراض رسم باتلاك في الأصل لنموذج سوكولوف الثنائي والثلاثي الحجيرات مع حجيرة واحدة غير قابلة للعكس لل $FDG\text{-}6\text{-}PO_4$ في النسيج. بالنسبة لنموذج الحجيرة مع $k_4=0$ في الشكل رقم (٦,٢)، فإن المعادلات التفاضلية لتركيز الكتلة في النسيج تكون مشابهة بدرجة كبيرة للمعادلتين رقمي (٦,٩) و (٦,١٠) فيما عدا الأجزاء المتعلقة ب k_4 يتم الاستغناء عنها كما يلي:

$$\frac{dC_e(t)}{dt} = K_1 C_p(t) - (k_2 + k_3) C_e(t)$$
$$\frac{dC_m(t)}{dt} = k_3 C_e(t)$$

المعادلة رقم (٦,٢٩)

إن التركيز الكلي للأثر في النسيج يمكن حله من المعادلة رقم (٦,٢٩) كما يلي:

$$\frac{dC_t(t)}{dt} = \frac{K_1.k_3}{k_2+k_3}.C_p(t) + \frac{k_2}{k_2+k_3}\frac{dC_e(t)}{dt}$$

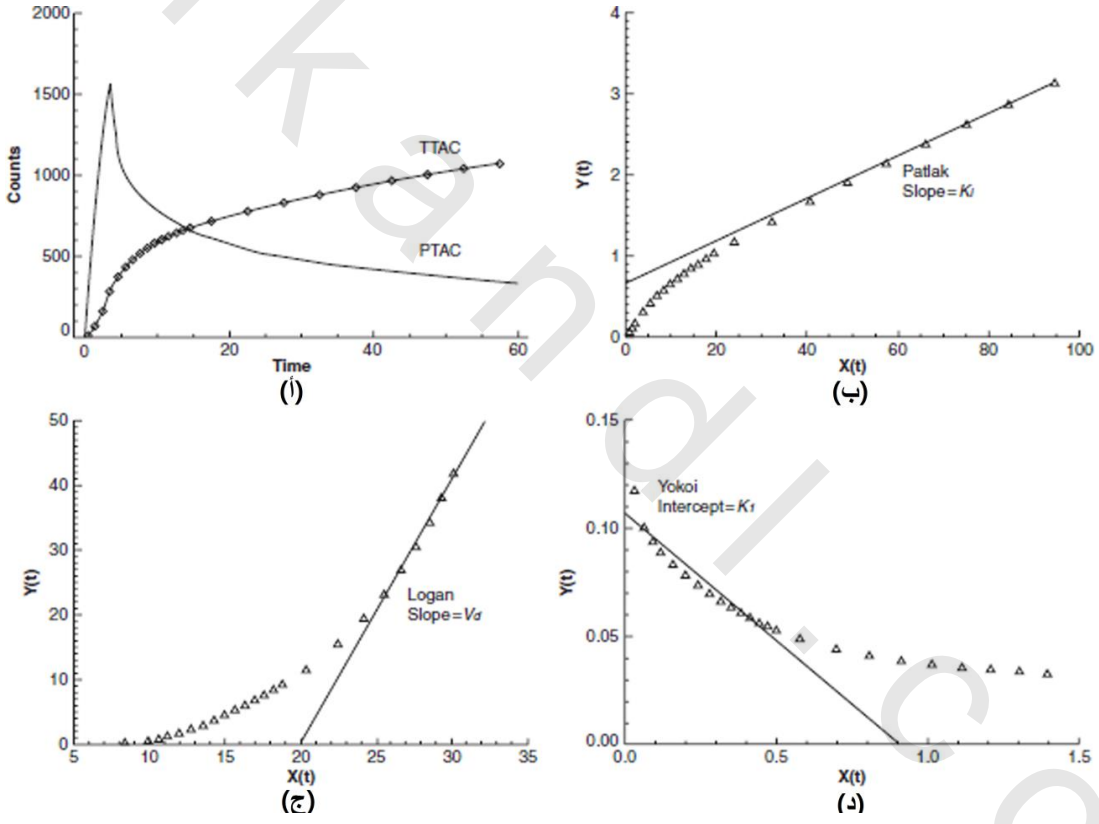
المعادلة رقم (٦,٣٠)

بعد زمن طويل بما فيه الكفاية من إعطاء الأثر ($t>t^*$)، من الممكن أن نفترض أنه قد تم الوصول إلى حالة استقرار في التركيزات بين البلازما والنسيج الحر، $C_e(t)$. بمعنى آخر، أن $C_e(t)/C_p(t)$ تؤول إلى ثابت عندما $t>t^*$. ولذلك، فإنه بتكامل المعادلة رقم (٦,٣٠) وقسمة المعادلة على تركيز البلازما $C_p(t)$ تعطي المعادلة التالية:

$$\frac{C_t(t)}{C_P(t)} = \frac{\int_0^t C_P(\tau)d\tau}{C_P(t)}\frac{K_1.K_3}{K_2+K_3} + \frac{C_e(t)}{C_P(t)}\frac{K_2}{K_2+K_3}$$

$$\frac{\int_0^t C_P(\tau)d\tau}{C_P(t)}K_i \approx .+\ ,\ Const,\ t > t^*\frac{K_2}{K_2+K_3}$$ المعادلة رقم (٦،٣١)

حيث $K_i=(K_1k_3)/(k_2+k_3)$، و Const عبارة عن ثابت. ولذلك ؛ فإنه برسم $\frac{\int_0^t C_p(\tau)d\tau}{C_p(t)}$ مع $\frac{C_t(t)}{C_p(t)}$ ستعطي خطا مستقيم ميله هو K_i ويتقاطع عند $k_2Const/(k_2+k_3)$ كما في الشكل رقم (٦،٧ب). بما أن K_i تتعلق مباشرة بالـ CMRGlc (المعادلة رقم (٦،١٤))، فإن تقدير الـ K_iفوكسل وراء فوكسل باستخدام الـ PGA يمكن أن يستنتج الصور البارامترية لل CMRGlc. في التطبيقات العلاجية، قيمة الـ t* تتراوح تقريبا من ١٥ حتى ٦٠ دقيقة بعد إعطاء الأثر لدراسة الـ FDG.(46)



الشكل رقم (٦،٧) طريقة التحليل التصويري (أ) PTAC و TTAC المستخدمة في الإثبات. (ب) رسم باتلاك لنموذج الثلاث حجيرات ثلاثة معاملات. (ج) رسم لوجان لنموذج الثلاث حجيرات والأربعة معاملات. (د) رسم يوكوى لنموذج الحجيرتين والمعاملين.

من مميزات الـ PGA الكفاءة الحسابية، والاعتمادية، والبساطة.الـ PGA لا تتطلب بالضرورة بروتوكولات للمسح الديناميكي. فمثلا، ٤ مسحات في خمس دقائق زمن تكون كافية للحصول دقة معقولة للصور البارامترية

لل CMRGlc. من عيوب الـ PGA عدم مقدرتها على توقع المعاملات الأحادية المتناهية الصغر.إن افتراض أن $k_4=0$ يقلل من تقدير قيمة الـ CMRGlc إذا كانت هناك إعادة فسفتة dephosphorylation معقولة.

(٦،٢،٦،٢) تحليل لوجان التصويري

إن تحليل لوجان التصويريLogan graphic analysis, LGA يمتد بالتحليل التصويري إلى الحجيرات القابلة للانعكاس. اعتمادًا على المعادلات التفاضلية (٦,٩) و (٦,١٠) فإن التركيز الكلي للأثر في النسيج $C_t(t)$ يمكن استنتاجه كما يلي:

$$C_t(t) = \frac{dC_m(t)}{dt}.\frac{1}{K_4} - .\frac{dC_t(t)}{dt}\frac{K_3+K_4}{K_2K_4}.C_P(t) - .\frac{K_3+K_4}{K_4}\frac{K_1}{K_2}$$ المعادلة رقم (٦,٣٢)

بتكامل المعادلة رقم (٦,٣٢) وقسمة المعادلة على تركيز الأثر في النسيج $C_t(t)$ تعطي:

$$\frac{\int_0^t C_t(\tau)d\tau}{C_t(t)} = .\frac{C_m(t)}{C_t(t)}\ (\frac{1}{K_4} - \frac{K_3+K_4}{K_2K_4} - \frac{\int_0^t C_p(\tau)d\tau}{C_t(t)}..\frac{K_3+K_4}{K_4}\frac{K_1}{K_2}$$ المعادلة رقم (٦,٣٣)

إن الافتراض في رسم لوجان هو أنه عندما نصل إلى التوازن، فإن النسبة بين $C_m(t)$ و $C_t(t)$ تصبح ثابتة.وعلى ذلك؛ فإذا كانت $t>t^*$، فإن المعادلة رقم (٦,٣٣) يمكن إعادة كتابتها كما يلي:

$$\frac{\int_0^t C_t(\tau)d\tau}{C_t(t)} = \frac{\int_0^t C_p(\tau)d\tau}{C_t(t)}.V_d +)Int,$$ المعادلة رقم (٦,٣٤)

حيث V_d هى التوزيع الحجمي، والتي تعطى بالعلاقة $K_1(k_3+k_4)/(k_2k_4)$، و Int عبارة عن ثابت. ولذلك؛ عند رسم $\frac{\int_0^t C_p(\tau)d\tau}{C_t(t)}$ مع $\frac{\int_0^t C_t(\tau)d\tau}{C_t(t)}$ فإن ميل رسم الـ LGA سيكون هو التوزيع الحجمي كما هو موضح في الشكل رقم (٦,٧ج).إذا افترضنا أن $C_m(t)$ أقل كثيرا من $C_t(t)$ عند حالة الاستقرار، فإن $\text{In} \approx -(k_3 + k_4)/(k_2k_4)$ ومعدل الفيض الداخل K_1يمكن استنتاجه من الميل والتقاطع في رسم لوجان (بمعنى $K_1 \approx -V_d/Int$). في العادة تفترض قيمة t^* حوالي ٤٠ دقيقة لدراسات الـ FDG.

لقد تم استخدام حجم التوزيع بكثافة لعرض التغيرات المتعلقة بالروابط الليجينة للمستقبلات في دراسات المستقبلات العصبية. بالنسبة للدراسات الأخرى(48)، فإن رسم لوجان لا يزال جذابا نتيجة كفاءته الحسابية والتقديرات المستقرة لل V_d. أحيانا K_1 تكون أقل تقديرا نتيجة الافتراضات الموضحة سابقا. بصرف النظر عن أن V_d يعتمد على نموذج حجيرة في هذا الجزء، فإن ميزة مهمة في طريقة لوجان، وهى أنها لا تتطلب المعرفة المسبقة لحركية الأثر إن الصور البارامترية المستنتجة بطريقة رسم لوجان تعطي التكميم المباشر بين الموضوعات وداخل الموضوعات.

obeikandl.com

(٦،٢،٦،٣) رسم يوكوي Yokoi

لقد تم تقديم طريقة يوكوي لتوقع تدفق الدم المخي لنموذج الحجيرتين والمعاملين(49). يمكن كتابة حركية تدفق الدم المخي كدالة تفاضلية من الدرجة الأولي :

$$\frac{dC_t(t)}{dt} = K_1 C_p(t) - k_2 C_t(t)$$ المعادلة رقم (٦،٣٥)

حيث $C_t(t)$ هى تركيز الأثر في النسيج، و $C_p(t)$ هى تركيز الأثر في البلازما. بتكامل المعادلة رقم (٦،٣٥) والقسمة على تكامل $C_p(t)$، نحصل على المعادلة التالية :

$$\frac{C_t(t)}{\int_0^t C_p(\tau)d\tau} = K_1 - k_2 \frac{\int_0^t C_t(\tau)d\tau}{\int_0^t C_p(\tau)d\tau}$$ المعادلة رقم (٦،٣٦)

عند رسم $\frac{\int_0^t C_t(\tau)d\tau}{\int_0^t C_p(\tau)d\tau}$ مع $\frac{C_t(t)}{\int_0^t C_p(\tau)d\tau}$ فإن ميل منحنى يوكويفي هذه الحالة يكون $-k_2$، بينما تقاطع الخط يكون K_1 كما هو موضح في الشكل رقم (٦،٧د). حيث إن K_1 تكون هى المسيطرة في بداية الحركة، عندما تكون $t<t^*$، فإن منحنى يوكوي يعطي توقعاً أدق لقيمة K_1.من مميزات طريقة رسم يوكوي أنها تعطي حسابات أسرع، والبساطة في استنتاج الصورة البارامترية ل K_1. على الرغم من ذلك فإن نسبة الإشارة للضوضاء SNR المنخفضة عند الإطارات المبكرة في الزمن تعطي تقديرات لا يعتمد عليها باستخدام طريقة رسم يوكوي.ولذلك؛ قد تكون هناك حاجة لتطبيق مرشح منفذ للترددات المنخفضة لتحسين الـ SNR قبل تطبيق رسم يوكوي.

(٦،٢،٧) طريقة المربعات الصغري الخطية

إن طريقة المربعات الصغري الخطية تشبه طريقة التكاملات الموزونة، ومعاملاتها المتوقعة من مصفوفات المعادلات الخطية. من مميزات طريقة المربعات الصغرى الخطية والطرق الممتدة منها هى أنها تتجنب الحاجة لتحديد المعاملات الابتدائية التي كانت في طريقة الـ NLS وتحديد الأوزان المثلى في طريقة الـ WIM.

(٦،٢،٧،١) المربعات الصغرى الخطية

طريقة المربعات الصغرى الخطية linear least squares, LLS تعتبر حالة خاصة من طريقة المربعات الصغرى غير الخطية الأكثر عمومية. بالنسبة لتقدير المعاملات في نموذج حجيرة عام لل FDG، فإن كل المعلومات الديناميكية المتاحة من قياسات البلازما وبيانات التصوير يتم استخدامها لاستنتاج توقعات يعتمد عليها لل CMRGlc(39، 50).

المعادلة التفاضلية (٦،١١) يمكن تقطيعها عن طريق التكامل من الدرجة الثانية لفترات تصويرية m، والتي يتراوح زمن المسح الأوسط لها من t_1 حتى t_m. المعادلات التفاضلية لذلك؛ ستكون كما يلي :

obeikandl.com

$$C_t(t_1)=$$
$$\int_0^{t_1} C_P(\tau)d\tau\, P_1 + \iint_0^{t_1} C_P(\tau)d\tau^2\, P_2+\int_0^{t_1} C_t(\tau)d\tau\, P_3 + \iint_0^{t_1} C_t(\tau)d\tau^2\, P_4+\varepsilon_1$$
$$C_t(t_2)=$$
$$\int_0^{t_2} C_P(\tau)d\tau\, P_1 + \iint_0^{t_2} C_P(\tau)d\tau^2\, P_2+\int_0^{t_2} C_t(\tau)d\tau\, P_3 + \iint_0^{t_2} C_t(\tau)d\tau^2\, P_4+\varepsilon_2$$

المعادلة رقم (٦,٣٧)

$$C_t(t_m)=$$
$$\int_0^{t\mathrm{m}} C_P(\tau)d\tau\, P_1 + \iint_0^{t\mathrm{m}} C_P(\tau)d\tau^2\, P_2+\int_0^{t\mathrm{m}} C_t(\tau)d\tau\, P_3 + \iint_0^{t\mathrm{m}} C_t(\tau)d\tau^2\, P_4+\varepsilon_{\mathrm{m}}$$

حيث $P_1=K_1$ و $P_2=K_1(k_3+k_4)$، و $P_3=-(k_2+k_3+k_4)$، و $P_4=-k_2k_4$، $\mathcal{E} = [\varepsilon_1, \varepsilon_2, \dots, \varepsilon_m]^T$ هى تعبيرات الخطأ في المعادلة. هذه الأخطاء في المعادلة ليست مستقلة ولكنها متعلقة ببعضها نتيجة التكاملات المتضمنة في قياس الـ PTAC والـ TTAC، على الرغم من أن أخطاء القياس تكون مستقلة. بإعادة ترتيب المعادلة رقم (٦,٣٧) في صورة مصفوفة نحصل على مايلي:

$$y = X\theta_{LLS} + \varepsilon$$ المعادلة رقم (٦,٣٨)

حيث $y = [C_t(t_1), C_t(t_2), \dots, C_t(t_m)]T$ و $\theta_{LLS} = [P_1, P_2, P_3, P_4]^T$، و $\varepsilon = [\varepsilon_1, \varepsilon_2, \dots, \varepsilon_m]^T$، و

$$X = \begin{bmatrix} \int_0^{t_1} C_P(\tau)d\tau, & \iint_0^{t_1} C_P(\tau)d\tau^2, & \int_0^{t_1} C_t(\tau)d\tau, & \iint_0^{t_1} C_t(\tau)d\tau^2 \\ \int_0^{t_2} C_P(\tau)d\tau, & \iint_0^{t_2} C_P(\tau)d\tau^2, & \int_0^{t_2} C_t(\tau)d\tau, & \iint_0^{t_2} C_t(\tau)d\tau^2 \\ \vdots & & & \\ \int_0^{t\mathrm{m}} C_P(\tau)d\tau, & \iint_0^{t\mathrm{m}} C_P(\tau)d\tau^2, & \int_0^{t\mathrm{m}} C_t(\tau)d\tau, & \iint_0^{t\mathrm{m}} C_t(\tau)d\tau^2 \end{bmatrix}$$

ولذلك؛ فإن حل تخمين الـ θ بالـ LLS يمكن أن يعطى كما يلي:

$$\hat{\theta}_{LLS} = (X^TX)^{-1}X^TY$$ المعادلة رقم (٦,٣٩)

بمجرد استنتاج $\hat{\theta}_{LLS}$، فإن المعاملات المتناهية الصغر المتوقعة يمكن الحصول عليها تبعا للمعادلة (٦,٢٦)، ويتبعها حساب المعاملات ذات الأهمية، مثل الـ MRGlc و V_d. إن طريقة الـ LLS لا تتطلب أى أمثلة أو معاملات مبدئية، كما أن تعبيرات الخطأ المستقلة إحصائياً تنتج في التوقع المنحاز لطريقة الـ LLS.

obeikandi.com

(٦،٢،٧،٢) المربعات الصغرى الخطية العامة

إن طريقة المربعات الصغرى الخطية العامة generalized linear least squares, GLLS تم افتراضها للتعامل مع التوقع المنحاز في طريقة الـ LLS. تعبيرات الخطأ في المعادلة رقم (٦،٣٧) ليست مستقلة بالنسبة للزمن نتيجة التداخل التكاملي، على الرغم من أن أخطاء القياس تكون مستقلة. فمثلا، تعبير الخطأ ε_1في المعادلة يحتوي خطأ القياس $E(t_1)$، بينما الـ ε_2 يحتوي أخطاء القياس $E(t_1)$ و $E(t_2)$. عمليا، فإن تعبير الخطأ ε_mفي المعادلة يمكن أن يحتوي على أخطأء معينة أخرى بالإضافة إلى أخطاء القياس، مثل أخطاء التقريب الناتجة من طريقة التكامل الرقمي(34).
بالنظر مرة أخرى للمعادلة (٦،١١)، فإن محول لابلاس يحول المعادلة إلى النطاق الترددي كما يلي:

$$s^2C_t(s) = sP_1C_p(s) + P_2C_p(s) + sP_3C_i(s) + P_4C_t(s)$$ المعادلة رقم (٦،٤٠)

حيث $P_1=K_1$ و $P_2=K_1(k_3+k_4)$، و $P_3=-(k_2+k_3+k_4)$، و $P_4=-k_2k_4$. بإعادة ترتيب المعادلة رقم (٦،٤٠) مع افتراض إضافة ضوضاء قياس بيضاء E(s) يمكننا أن نكتب ما يلي:

$$C_t(s) = \frac{sP_1C_P(S) + P_2C_P(S)}{S^2 - sP_3 - P_4} + E(S)$$ المعادلة رقم (٦،٤١)

المعادلة رقم (٦،٤١) يمكن إعادة ترتيبها كما في المعادلة رقم (٦،٤٢)، والتي توضح التعبير الضوضائي الملون بتعبير المعادلة $s^2-sP_3-P_4$، حتى لو كانت ضوضاء القياس E(s) بيضاء. إن هذا هو السبب في لماذا تكون التوقعات في طريقة الـ LLS منحازة.

$$C_t(s)S^2 =$$
$$sP_1C_P(S) + P_2C_P(S) + sP_3C_t(S) + P_4C_t(S) + E(S)(S^2 - sP_3 - P_4)$$ المعادلة رقم (٦،٤٢)

إن أساس طريقة الـ GLLS يكمن في التبييض المبدئي للضوضاء للحصول على توقعات غير منحازة.بقسمة كل من جانبي المعادلة رقم (٦،٤٢) على المرشح التراجعي الآلي$F(s) = s^2 - s\hat{P}_3 - \hat{P}_4$نحصل على ما يلي:

$$\frac{S^2C_t(S)}{S^2 - s\hat{P}_3 - \hat{P}_4} = \frac{sP_1C_P(S)}{S^2 - s\hat{P}_3 - \hat{P}_4} + \frac{P_2C_P(S)}{S^2 - s\hat{P}_3 - \hat{P}_4} + \frac{sP_3C_t(S)}{S^2 - s\hat{P}_3 - \hat{P}_4} + \frac{P_4C_t(S)}{S^2 - s\hat{P}_3 - \hat{P}_4}$$
$$+ (s)E\frac{(S^2 - sP_3 - P_4)}{S^2 - s\hat{P}_3 - \hat{P}_4}$$ المعادلة رقم (٦،٤٣)

openkanali.com

إذا كانت F(s) قريبة من التعبير s^2-sP_3-P_4 فإن الضوضاء في المعادلة رقم (٦.٤٣) تصبح بيضاء، وتصبح التوقعات غير منحازة. ولذلك؛ يمكن تحويل المعادلة رقم (٦.٤٣) إلى النطاق الزمني عن طريق تحويل لابلاس العكسي كما يلي:

$$C_t(t) \bigotimes + \hat{P}_4\psi_2 C_t(t) \bigotimes + \hat{P}_3\psi_1 C_t(t) =$$

$$,C_t(t) \bigotimes + \hat{P}_4\psi_2 C_t(t) \bigotimes + \hat{P}_3\psi_1 C_P(t) \bigotimes + \hat{P}_2\psi_2 C_P(t) \bigotimes \hat{P}_1\psi_1 \quad (٦.٤٤)$$

المعادلة رقم (٦.٤٤)

حيث $\psi_1 = \frac{\lambda_2 e^{-\lambda_2 t} - \lambda_1 e^{-\lambda_1 t}}{\lambda_2 - \lambda_1}$ و $\psi_2 = \frac{e^{-\lambda_1 t} - \lambda_1 e^{-\lambda_2 t}}{\lambda_2 - \lambda_1}$. قيم λ_1 و λ_2 يمكن تحديدها عن طريق $\hat{P}_3$و $\hat{P}_4$ مع $\lambda_{1,2} = \frac{\hat{P}_3 \pm \sqrt{\hat{P}_3 + 4\hat{P}_4}}{2}$–. ولذلك؛ فإن تقديرات طريقة الـ GLLS يمكن حلها في صورة مصفوفة من عدد من القياسات يساوي m (حيث m≥4 لنموذج الأربعة حجيرات) في المعادلة رقم (٦.٤٥):

$$\hat{\theta}_{GLLS} = (Z^T Z)^{-1} Z^T r \quad \text{المعادلة رقم (٦.٤٥)}$$

حيث:

$$\hat{\theta}_{GLLS} = ,r \begin{bmatrix} \hat{P}_1 \\ \hat{P}_2 \\ \hat{P}_3 \\ \hat{P}_4 \end{bmatrix} = , \begin{bmatrix} C_t(t_1) + \hat{P}_3\psi_1 \otimes C_t(t_1) + \hat{P}_4\psi_2 \otimes C_t(t_1) \\ C_t(t_2) + \hat{P}_3\psi_1 \otimes C_t(t_2) + \hat{P}_4\psi_2 \otimes C_t(t_2) \\ \vdots \\ C_t(t_n) + \hat{P}_3\psi_1 \otimes C_t(t_n) + \hat{P}_4\psi_2 \otimes C_t(t_n) \end{bmatrix}$$

$$.Z = \begin{bmatrix} \psi_1 \otimes C_p(t_1), \psi_2 \otimes C_p(t_1), \psi_1 \otimes C_t(t_1), \psi_2 \otimes C_t(t_1), \\ \psi_1 \otimes C_p(t_2), \psi_2 \otimes C_p(t_2), \psi_1 \otimes C_t(t_2), \psi_2 \otimes C_t(t_2) \\ \vdots \\ \psi_1 \otimes C_p(t_n), \psi_2 \otimes C_p(t_n), \psi_1 \otimes C_t(t_n), \psi_2 \otimes C_t(t_n) \end{bmatrix}$$

في طريقة مشابهة لطريقة الـ LLS، فإن θ_{GLLS} يمكنها أن تستنتج المعاملات المتناهية الصغر بدلالة المعادلة رقم (٦.٢٦). نظرياً، تحتاج المعادلة رقم (٦.٤٥) أن تؤدى تكراريًّا حتى يتم تحقيق توقعات غير منحازة أو أن شرط إنهاء الحلقة التكرارية يوقف عملية التكرار.عند التنفيذ(39، 51)، يتم استخدام التوقعات من طريقة الـ LLS كمعاملات في المرشح التراجعي الآلي في أول محاولة. عمليا، فإن اثنتين أو ثلاث محاولات تكون كافية لتحقيق نتائج مرضية في معظم الأحوال، وأى محاولات أخرى تكون غير ضرورية في دراسات الـ PET.

إن طريقة الـ GLLS عبارة عن خوارزم ذي كفاءة حسابية لتوليد الصور البارامترية بدون الحاجة لتحديد معاملات ابتدائية. يمكن تقدير المعاملات المتناهية الصغر في النموذج الحركي باستخدام طريقة الـ GLLS كما يمكن ذلك بالنسبة للمعاملات المتناهية الصغر مثل حجم التوزيع والـ CMRGlc.

obeikandi.com

(٦،٢،٧،٣) إصدارات محسنة لطريقة المربعات الصغرى الخطية العامة

لقد تم تطبيق طريقة الـ GLLS بنجاح على بيانات الـ PET في المخ(51)، والقلب(53)، والكبد(54). وعلى الرغم من ذلك، فإنه بصرف النظر عن إمكانية تقدم الـ SPECT محققا معلومات كمية، فإن المستوى العالي للضوضاء الضمنية في الـ SPECT ما زالت تعطي مواءمات غير ناجحة باستخدام الـ GLLS(55)، وبالذات لتعاملات الفوكسل بعد الفوكسل في الـ TTACs المستخدمة لتوليد الصور البارامترية.إن المواءمة غير الناجحة من الممكن أن تعطي تقديرات سالبة للمعاملات، وهذا ليس له معنى فسيولوجيا لقد بذلت الجهود لتحسين اعتمادية الـ GLLS للتحدي في بيانات الـ SPECT.

إحدى الطرق تستخدم التوزيع الحجمي الابتدائي في مواءمة المنحني لتقليل عدد المعاملات المتوقعة. تعتبر الـ Vd معامل دالة مستقراً نسبياً، وتتأثر في الغالب بالإطارات المتأخرة زمنيا مع نسبة إشارة للضوضاء SNR عالية عن الإطارات المبكرة زمنيا في الـ SPECT. هذه الطريقة تسمى طريقة الـ GLLS بمساعدة الـ Vd.

تبعا للمعادلة (٦،٢٨)، فإن تعريف الـ V_d يمكن إعادة كتابته كما يلي:

$$V_d = \frac{K_1}{k_2}\left(1+\frac{k_3}{k_4}\right) = -\frac{P_2}{P_4}$$ المعادلة رقم (٦،٤٦)

حيث أن V_d من المفروض أنها تكون ثابتة في طريقة الGLLS بمساعدة V_d، فإن المعادلة التفاضلية ل $C_t(t)$ يمكن إعادة ترتيبها وكتابتها كما في المعادلة رقم (٦،٤٧)، مع ثلاث معاملات مجهولة لنموذج الثلاث حجيرات والأربعة معاملات:

$$(t)C_t\frac{d^2}{dt^2} = (t)C_t\frac{d}{dt}P_1 + (t)C_t\frac{d}{dt}P_3 + \left[C_t(t) - V_dC_p(t)\right].P_4$$ المعادلة رقم (٦،٤٧)

تقديرات المعاملات في الـ GLLS بمساعدة الـ V_d يمكن استنتاجها بعد ذلك عن طريق حل معادلة المصفوفة التالية:

$$\theta_{V_d-GLLS} = (Z_{Vd}^T Z_{Vd})^{-1} Z_{Vd}^T.r$$ المعادلة رقم (٦،٤٨)

حيث:

$$\hat{\theta}_{GLLS} = ,r\begin{bmatrix}\hat{P}_1\\ \hat{P}_3\\ \hat{P}_4\end{bmatrix} =, \quad \begin{bmatrix} C_t(t_1) + \hat{P}_3\psi_1 \otimes C_t(t_1) + \hat{P}_4\psi_2 \otimes C_t(t_1) \\ C_t(t_1) + \hat{P}_3\psi_1 \otimes C_t(t_2) + \hat{P}_4\psi_2 \otimes C_t(t_2) \\ \vdots \\ C_t(t_1) + \hat{P}_3\psi_1 \otimes C_t(t_m) + \hat{P}_4\psi_2 \otimes C_t(t_m) \end{bmatrix}$$

obeikandl.com

$$.= \begin{bmatrix} \psi_1 \otimes C_p(t_1), \psi_1 \otimes C_t(t_1), \psi_2 \otimes C_t(t_1) - V_d\psi_2 \otimes C_p(t_1), \\ \psi_1 \otimes C_p(t_2), \psi_1 \otimes C_t(t_2), \psi_2 \otimes C_t(t_2) - V_d\psi_2 \otimes C_p(t_2) \\ \vdots \\ \psi_1 \otimes C_p(t_n), \psi_1 \otimes C_t(t_n), \psi_2 \otimes C_t(t_n) - V_d\psi_2 \otimes C_p(t_n) \end{bmatrix} Z_{vd}$$

يمكن الحصول على المعاملات المتناهية الصغر كما يلي :

$$\hat{K}_1 = \hat{K}_2, \hat{P}_1 = ,\hat{K}_4 - \hat{K}_2 - \hat{P}_3, \hat{K}_3 = -\hat{P}_3 - \frac{\hat{V}_d \cdot \hat{P}_4}{\hat{P}_1}$$

$$\hat{K}_4 = \frac{\hat{P}_4}{\hat{K}_2} -. \qquad \text{المعادلة رقم (٦.٤٩)}$$

يمكن الحصول على تحديد مبدئي لل V_d من طريقة الـ GLLS لنماذج الحجيرات ذات الدرجة المنخفضة. وعلى ذلك، فإنه نتيجة لإمكانية انحياز التقدير من النماذج المختلفة، فإنه يجب البحث عن الـ V_d الأمثل على مدى معقول من القيم يتم تحديده من تقدير نموذج الحجيرة ذي الدرجة المنخفضة لل V_d ؛ مما يزيد التكلفة الحسابية بدرجة ملحوظة.لذلك ؛ فإن قيم V_d المستنتجة من رسم لوجان يتم استخدامها مباشرة كقيم ابتدائية لل GLLS بمساعدة الـ Vdفي الأبحاث الأخيرة. على الرغم من تحسن اعتمادية التقديرات في بيانات الـ SPECT ذات الضوضاء(55)، فإن طريقة الـ GLLS بمساعدة الـ V_d لا زالت ليست كاملة التحصين ضد تقديرات المعاملات السالبة في المنحنيات كثيفة الضوضاء.

إن طريقة إعادة العينة الإحصائية تحل هذه المشكلة عن طريق استخدام طريقة مونتو كارلو التمهيدية bootstrap Monto Carlo, BMCفي خوارزم المواءمة. إن طريقة الـ BMC تعتبر طريقة إحصائية جيدة التأسيس(15)، وقوية بدون افتراضات ضمنية عن مستوى الضوضاء والتوزيع الفرض الوحيد هو أن الترتيب التتابعي لنقط البيانات يكون غير مهم في معالجة البيانات.

بفرض أى منحنى يحتويn من نقاط البيانات، النقاط n تم اختيارها عشوائيا من المنحنى الأصلي مع تكرار بعض النقاط والبعض الآخر لم يتم اختياره.النقاط المكررة التي لم يتم اختيارها ستتغير عشوائيا من محاولة لأخرى. لأى واحد من الـ TTAC، يتم توليد عدد من المنحنيات المعاد عينتها ويتبع ذلك مواءمة لكل منحنى معاد العينة بطريقة الـ GLLS.المعاملات المتوسطة، المستنتجة من المواءمة الناجحة للمنحنيات المعادة العينة يتم استخدامها كنتائج.تتم الإشارة لهذه العملية بالـ BMC المساعدة بالـ GLLS.لقد وجد أن هذه الطريقة تتغلب على مشكلة عدم نجاح المواءمة في الصور البارامترية المستنتجة بالـ GLLS من دراسات الـ SPECT الديناميكية(58).

بالنسبة لل GLLS المساعد بالـ BMC، فإن جزء المواءمة يمكن استبداله بالـ GLLS المساعد بالـ V_d، والتي تعتبر تكاملا من الطريقتين المحسنتين (GLLS المساعد بالـ BMC-V_d). هذه الطريقة تحسن اعتمادية تقدير المعاملات في

بيانات الـ SPECT ذات الضوضاء.حيث أن كل منحنى BMC مستنتج يتطلب المواءمة باستخدام طريقة الـ GLLS، فإن طريقة الـ GLLS المساعدة بالـ BMC وطريقة الـ GLLS المساعدة بالـ BMC-Vd ستسبب زيادة جوهرية في الأعباء الحسابية فوق طريقة الـ GLLS القياسية.

(٦،٢،٨) طريقة إعادة تشكيل الصور البارامترية

في العادة فإن البيانات لكل إطار في الدراسة الديناميكية يتم إعادة تشكيلها أولا، بعد ذلك يتم تقدير المعاملات، بالاعتماد على منطقة الاهتمام أو على الـ TTAC المستنتج من بيانات إعادة التشكيل فوكسل بعد فوكسل. هذه الطريقة تؤدي إلى تقليل نسبة الإشارة للضوضاء SNR لأن الإطارات القصيرة وبالذات المبكرة تحتوي على نسبة عالية جدا من الضوضاء(59). بالإضافة لذلك، فإن متطلبات الكاشفات الدوارة حول المريض مع الـ SPECT يمكن أن تؤدي إلى إسقاطات غير متناسقة وتتسبب في انحياز ومشاكل وبالذات للآثار ذات الحركية السريعة(60، 61). إن طريقة إعادة تشكيل الصور البارامترية parametric image reconstruction, PIR يمكنها أن تتغلب على هذه المشاكل عن طريق تنفيذ تقدير المعاملات في فراغ إسقاطات البيانات قبل إعادة التشكيل.

تتكون طريقة الـ PIR من خطوتين، واحدة هى التعبير عن النموذج الحركي في مجال الإسقاط، والثانية هى دمج تقدير المعاملات في إعادة التشكيل. كما تم الوصف في الجزء (٦،٢،٥)، فإن النموذج الحركي يمكن التعبير عنه كدالة خطية في المعاملات المجهولة. مثل هذا التوزيع المعتمد على الزمن للأثر يمكن دمجه مباشرة في إعادة التشكيل مع مركبة زمنية.

يمكن تصنيف طرق الـ PIR إلى طرق تكرارية وطرق غير تكرارية. الطرق غير التكرارية تم تنفيذها لحل تحويل رادون Radon المعتمد على الزمن، كمثال، لتقدير المعاملات الأسية باستخدام نظرية الأنظمة الخطية الثابتة زمنيا للنماذج الحركية، ويعقب ذلك تقدير المعاملات باستخدام طرق التقدير الخطية(60، 62). إن الأكثر جاذبية هو دمج النموذج الحركيمع خوارزم تكراري، مثل خوارزم تعظيم تقدير المجموعات الجانبية المرتبة ordered subset expectation maximization, OS-EM(61)، لأن خواص المركبات الزمنية والضوضاء يمكن نمذجتها صراحة وتضمينها في إعادة التشكيل.

إن تقدير المعاملات غير الخطي يحقق تقديرا أكثر دقة للمعاملات لأن التقدير الخطي يعتمد على النمذجة الخطية التي قد تسبب انحيازاً.على الرغم من ذلك، فإن أداء التقدير غير الخطي للمعاملات باستخدام طرق إعادة التشكيل التكرارية يكون أكثر تكلفة حسابية. يمكن استخدام طرق التعجيل القياسية لتقليل زمن إعادة التشكيل.وبالتبادل، فإن طرق إعادة التشكيل المتعددة التحديدية يمكن تطبيقها للتغلب على التقارب البطيء لإعادة التشكيل البعدي عند التردد المساحي المنخفض(59).

(٦،٣) الطرق غير التدخلية

في العادة لكي يتم تقدير المعاملات للصور البارامترية تكون هناك حاجة لعينات من الدم للحصول على تركيز الأثر في الدم أو في البلازما كدالة دخل لعملية التحليل الحركي.إن أخذ العينات من الدم الشرياني يعتبر هو المقياس الذهبي،الذي يحقق القياسات الأكثر دقة. على الرغم من ذلك، فإن أخذ عينات الدم الشرياني يتسبب في عدم راحة للمرضى وتصاحبه بعض الخطورة مثل التخثر الشرياني، والتصلب الشرياني، وفقر الدم الموضعي. إن الطريقة الشريانية الوريدية باستخدم الأطراف المسخنة تتجنب عدم الراحة الناتجة عن خرق الشريان(8، 63)، ولكنها تتطلب تكراراً لأخذ عينات الدم وزمناً طويلاً للتدفئة للحصول على تحويلة شريانية وريدية. بالإضافة لذلك، فإنها تعرض الشخص لإشعاعات إضافية وبعض المخاطر المصاحبة للتعامل مع الدم. هناك عدد من الطرق تم فرضها لتقليل الحاجة إلى عينات الدم.

(٦،٣،١) دالة الدخل المستمدة من الصورة

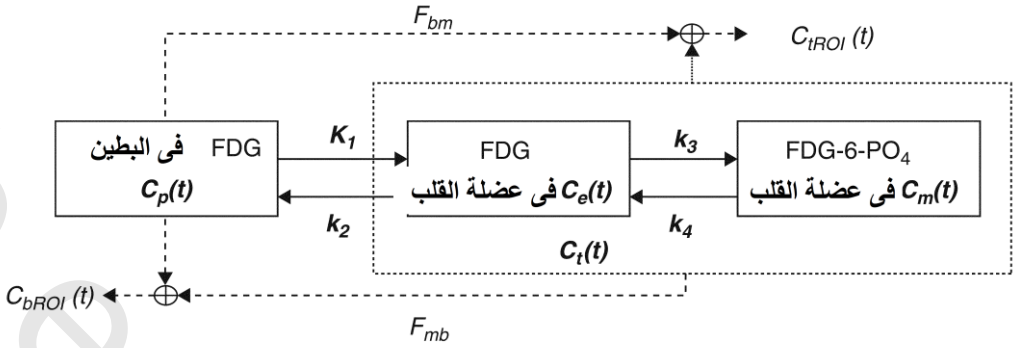
تعتمد طريقة دالة الدخل المستمدة من الصورة image derived input function, ID-IF على أن يكون الهيكل الكبير بما فيه الكفاية لأحد الأوعية الدموية مثل البطين الأيسر أو الأورطي في مجال رؤية التصوير. بعد ذلك يتم رسم منطقة الاهتمام على هيكل الوعاء لاستنتاج تركيز الأثر في الدم إن استخدام التحديد اليدوي لمنطقة الاهتمام خلال البطين الأيسر تعتبر طريقة معروفة جيداً للدراسات القلبية. على الرغم من ذلك، فإن التمدد من الأثر الممتص في الهياكل المجاورة نتيجة التحديدية المساحية المحدودة من الممكن أن تؤدي إلى انحياز كبير في تقدير تركيز النشاط الدموي، وخاصة في الإطارات المتأخرة زمنياً عندما يكون تركيز الدم منخفضا. ولذلك؛ فإن الوضع الحريص لمنطقة الاهتمام وتصحيح التمدد من الهياكل المجاورة يكون ضروريًّا في طريقة الـ ID-IF على صور البطين الأيسر(65، 66).

كما هو موضح في الشكل رقم (٦.٨) فإنه بفرض أن $C_{bROI}(t)$ هي منحنى النشاط الدموي المقاس مع الزمن blood time activity curve, BTAC لمنطقة اهتمام في البطين الأيسر و $C_{tROI}(t)$ هى الـ TTAC المقاس من منطقة الاهتمام ROI على العضلة القلبية المجاورة، فإن تأثير الامتداد يمكن وضعه كما في المعادلة التالية(66):

$$C_{bROI}(t)=C_b(t)+F_{mb}.C_t(t)$$
$$C_{tROI}(t)=C_t(t)+F_{bm}.C_b(t)$$

المعادلة رقم (٦.٥٠)

obeikandi.com



الشكل رقم (٦،٨) نموذج الحجيرة المعدل لل FDG مع تأثير الامتداد في القلب.

حيث $C_b(t)$ هى الـ BTAC المعدل، و $C_t(t)$ هى الـ TTAC المعدل لعضلة القلب المجاورة، و F_{mb} هو الجزء الممتد أو المتسرب من عضلة القلب إلى تجمع الدم في البطين، و F_{bm} هو الجزء الممتد من تجمع الدم في البطين إلى عضلة القلب. دالة الدخل المتوقعة $C_p(t)$ يمكن إعادة حلها كما يلي:

$$C_p(t) = \frac{C_b(t) - F_{mb}.C_t(t)}{1 - F_{mb}F_{bm}}$$ المعادلة رقم (٦،٥١)

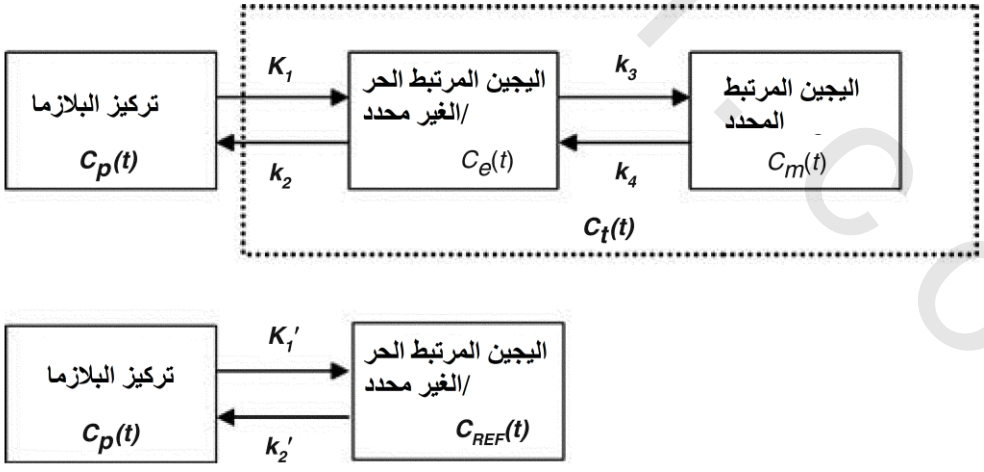
بالتعويض ب $C_p(t)$ من المعادلة رقم (٦،٥١) في المعادلة رقم (٦،١٢) و المعادلة رقم (٦،١٣) تعطي المعاملات المجهولة لتقدير $C_t(t)$التي تتكون من $K_1, k_2, k_3, k_4, F_{mb}, F_{bm}$. لذلك؛ فإن التقديرات التدخلية الأصلية للأربعة معاملات المتناهية الصغر تم تحويلهم إلى التقديرات غير التدخلية للأربعة معاملات المتناهية الصغر بالإضافة إلى معاملين للامتداد أو التسرب. هذه المعاملات الستة المجهولة يمكن تقديرها باستخدام طريقة الـ NLS أو أى واحدة من الطرق الأخرى.

عندما يكون القلب خارج نطاق الرؤية للماسح، فإنه يمكن استخدام أحد الأوعية الكبيرة الأخرى لاستنتاج الـ IF من بيانات التصوير، مثل الوريد الجيبي، أو الأورطي القلبي، أو الأورطي البطني(67). إذا كانت التحديدية المساحية وحساسية النظام كافية فإن الشريان السباتي يمكن أن يؤدي إلى استخدام طريقة الـ ID-IF للدراسات المخية(69، 70). تعتمد طريقة الـ ID-FDعلى الرسم اليدوي لمنطقة الاهتمام على بيانات التصوير المبكرة(71)، عندما يكون النشاط الدموي عند أعلى قيمة له والنشاط النسيجي منخفض، للتخطيط الأمثل لهيكل الأوعية. فمثلا، فإن صور أول ٣٦ ثانية يتم استخدامها لتخطيط الشريان السباتي(71). الرسم اليدوي لمنطقة الاهتمام يكون قليل الكفاءة زمنياً ويكون وصفياً، والذي يزيد من التغيرات وقد يؤدي إلى انحياز.طريقة التصنيف يمكن أن تتعامل مع

هذه المشكلة وتساعد على التصنيف الآلي لل ID-IF عن طريق تصنيف الـ TTAC إلى مجموعات. نتيجة أن المجال الزمني لل BTACيكون منفصلا تماما من الـ TTAC(72)، فإنه من السهل أن نحدد الـ ID-FD آلياً باستخدام طريقة التجميع. تتجنب طريقة التخمين المتزامن simultaneous estimation, SIME اختيار منطقة الاهتمام ووضعها عن طريق التخمين المتزامن للمعاملات الحركية لنموذج الحجيرة والمعاملات من الـ IF المحدد حسابيا أثناء مواءمة الـ NLS لل TTACs. للحصول على تخمينات دقيقة، فإنه يكون من المطلوب عدد من الـ TTACs(73، 74) المنفردة من أنسجة مختلفة لتوفر معلومات كافية لتخمين معاملات الـ IF الإضافية.

(٦،٣،٢) نموذج النسيج المرجعي

جهد الارتباط binding potential, BP، الذي يعكس كثافات الناقلات أو المستقبلات في أى منطقة اهتمام في المخ، قد تم استخدامه بكثافة لتقييم التغيرات في كثافة المستقبلات والارتباط. قد تم أيضا استخدام حجم التوزيع لتخمين ارتباط المستقبلات(48). إن نموذج النسيج المرجعي، والذي تم افتراضه في الأصل لدراسة المستقبلات العصبية، يفترض وجود منطقة نسيجية بها تركيز مهمل من مواضع ارتباط معينة(75). كما هو موضح في الشكل رقم (٦،٩) فإن K_1، و k_2، و K_1'، و k_2' تصف تبادل الأثر بين البلازما وحجيرات الليجين الحرة (ليست بالضرورة مرتبطة) في منطقة الاهتمام والمنطقة المرجع على التوالي، و k_3، و k_4 تمثل تبادل الأثر بين الحجيرة الحرة وحجيرة الليجين المرتبطة بالضرورة(76).$C_{REF}(t)$ هى تركيز الأثر النسيجي في النسيج الخالي من المستقبلات، و $C_t(t)$ هى تركيز الأثر النسيجي المقاس في المنطقة المليئة بالمستقبلات.



الشكل رقم (٦،٩) نموذج الثلاث حجيرات ونموذج الحجيرتين كنماذج مرجعية في دراسة المستقبلات العصبية.

تفترض طريقة نموذج النسيج المرجعي المبسط simplified reference tissue model, SRTM أن حجم التوزيع غير المحدد الارتباط يكون هو نفسه في نموذج المرجع والنموذج الغني بالمستقبلات (بمعنى، $K_1/k_2=K_1'/k_2'$). يمكن وصف حركية المنطقة الغنية بالمستقبلات كدالة في المنطقة المرجعية بدون الاحتياج إلى عينات دم كما في المعادلة التالية:

$$C_t(t) =, e^{-\left[\frac{K_2}{(1+BP)+\lambda}\right]t} C_{REF}(t) \bigotimes . \left[K_2 - \frac{R_1.K_2}{1+BP}\right]. C_{REF}(t) + R_1$$

المعادلة رقم (٦,٥٢)

حيث RI هى معدل التسليم أو التوليد النسبي $RI=K_1/K_1'$، و BPهو احتمال الارتباط للمنطقة الغنية بالمستقبلات، و$BP=k_3/k_4$ هوثابت الاضمحلال الطبيعي للأثر المشع الثلاثة معاملات المجهولة (R_1 و BP و k_2) في المعادلة رقم (٦,٥٢) يمكن تخمينها عن طريق مواءمة المعادلة رقم (٦,٥٢) مع بيانات الـ $C_{REF}(t)$ و الـ $C_t(t)$ المقاسة.لقد تم تطبيق طريقة الـ LLS لتوليد صور بارامترية فوكسل بعد فوكسل عن طريق استخدام مجموعة من المعاملات القاعدية في طريقة الـ SRTM(76). إذا كان معدل التفريغ للمنطقة المرجع، k_2'، ثابتا خلال مناطق المخ، فإن نموذج النسيج المرجعي المبسط SRTM2 من خطوتين يمكنه أن يحسن جودة الصور الوظيفية للمستقبلات العصبية باستخدام القيمة العامة ل k_2'، والتي تحسن الاعتمادية للمعاملات المتوقعة(78).

إن طريقة نموذج النسيج المرجعي يمكن تطبيقها أيضا باستخدام التحليل التصويري.إن الرسم الجيني غير التدخلي يمكنه أن يتوقع نسبة حجم التوزيع distribution volume ratio, DVR، والتي هى النسبة بين V_d في المنطقة الغنية بالمستقبلات إلى V_d في المنطقة الخالية من المستقبلات.فمثلا، المعادلة رقم (٦,٥٣) تعطي معادلة رسم لوجان Logan لمنطقة المرجع الخالية من المستقبلات كما في الشكل رقم (٦,٩):

$$\frac{\int_o^t C_{REF}(\tau)d\tau}{C_{REF}(t)} = , \quad \frac{1}{K_2'} — . \frac{\int_o^t C_P(\tau)d\tau}{C_{REF}(t)} V_d'$$

المعادلة رقم (٦,٥٣)

حيث $V_d'=K_1'/k_2'$. بحل التكامل على $C_p(t)$ والتعويض عنه في المعادلة رقم (٦,٣٤) يعطي المعادلة التالية:

$$\frac{\int_o^t C_t(\tau)d\tau}{C_t(t)} = \frac{\int_o^t C_{REF}(\tau)d\tau}{C_t(t)} . \frac{V_d}{V_d'} + \frac{C_{REF}(t)}{C_t(t)} . \frac{V_d}{K_2'V_d'} + Int$$

$$= . \frac{\int_o^t C_{REF}(\tau)d\tau}{C_t(t)} DVR +, \quad (Int'$$

$$DVR = , \; Int = \frac{V_d}{K_2'V_d'} . \frac{C_{REF}(t)}{C_t(t)} \frac{V_d}{V_d'} + Int'$$

المعادلة رقم (٦,٥٤)

حيث

إذا أصبحت $\frac{C_{REF}(t)}{C_t(t)}$ ثابتة بعد زمن t>t*، فإن رسم $\frac{\int_0^t C_t(\tau)d\tau}{C_t(t)}$ مع $\frac{\int_0^t C_{REF}(\tau)d\tau}{C_t(t)}$ يصبح خطي ويكون ميل رسم لوجان يساويDVR. يتم استخدام الـ DVR بكثرة في دراسات المستقبلات العصبية لتقييم ارتباط المستقبلات مع الأثر الذي توجد من أجله منطقة النسيج المرجعي.

يتطلب رسم لوجان غير التدخلي$C_{REF}(t)/C_t(t)$ أن تكون ثابتة أثناء فترة المسح، والتي تعتمد على خواص الليجين الإشعاعي. تستطيع طريقة نموذج النسيج المرجعي المتعدد الخطية multilinear reference tissue model, MRTM أن تخمن إمكانات الارتباط بدون مثل هذه الافتراضات. طريقة الـ MRTM تفترض الـ $K_1/k_2=K_1'/k_2'$ كما في طريقة الـ SRTM. نفس درجة الارتباط غير المحددة في النسيج المرجع وفي المنطقة الغنية بالمستقبلات تؤدي إلى $V_d/V_d'=1+k_3/k_4$. بالتعويض عن DVR=1+BP في المعادلة رقم (٦،٥٤) تعطي ما يلي :

$$\frac{\int_o^t C_t(\tau)d\tau}{C_t(t)} = . \frac{\int_o^t C_{REF}(\tau)d\tau}{C_t(t)}(1+BP)+\frac{1+BP}{K_2'}.\frac{C_{REF}(t)}{C_t(t)}+ Int$$

$$= a.\frac{\int_o^t C_{REF}(\tau)d\tau}{C_t(t)}+\frac{C_{REF}(t)}{C_t(t)}b. + c. \qquad \text{المعادلة رقم (٦،٥٥)}$$

المعادلة رقم (٦،٥٥) هى معادلة متعددة الخطية مع معاملات التراجع الخطيa و b و c، والتي يمكن تقديرها عن طريق التحليل التراجعي المتعدد(79، 80). بمجرد الحصول على معاملات الفوكسل بعد الفوكسل، فإن الصور البارامترية للارتباطات الممكنة يمكن حسابها من العلاقة BP=a-1. كما هو الحال في طريقة الـ SRTM2، فإن عدد المعاملات المطلوب تخمينها يمكن أن يقل من ثلاثة إلى اثنين في طريقة الـ MRTM (MRTM2) ذات المعاملين المعدلة عن طريق الـ k_2' الثابتة(81). إن استخدام الـ k_2' يقلل التغيرية بدرجة ملحوظة لإمكانية الارتباط بعامل مقدارة اثنين أو ثلاثة على طريقة الـ MRTM أو طريقة الـ SRTM.

(٦،٣،٣) دالة الدخل المعتمدة على التجمع وطرق النمذجة التتابعية

إن طريقة استنتاج الصورة ونموذج النسيج المرجعي كل منهما يعتمد على المسح الديناميكي لتحقيق معلومات كافية عن توقعات المعاملات غير التدخلية. على الرغم من ذلك، فإن فترة المسح الطويلة للدراسات الديناميكية تكون غير عملية في الممارسات الإكلينيكيةالتي تكون مشغولة دائما. فمثلا، قد تتطلب دراسة لل FDG العصبي الديناميكية لحوالي ٦٠ دقيقة على الأقل للمسح بالمقارنة ب ٥ حتى ١٠ دقائق للدراسات الاستاتيكية.إذا كان من الممكن فرض شكل الـ IF على أنه متشابه خلال الشخص، فإنه يمكن استنتاج IF واحد من منحنى الدخل الشرياني القياسي المعتمد على التجمع.

إن الـIF القياسيstandard IF, SIF يمكن استنتاجه عن طريق حساب المنحني المتوسط الحقيقي للدم الشرياني لعدد من الأشخاص. لتجنب تأثير ضوضاء الـIfs على توليد صور الـ CMRGlc [82]، فإنه يمكن استنتاج منحنى

ناعم عن طريق تطبيع الـIF المنفردة على القيمة المحقنة 370MBq/kg القياسية ثم مواءمة المنحنى عن طريق الاستيفاء الخطي.عينتان من الدم فقط مأخوذتان عند ١٠ دقائق و ٤٥ دقيقة بعد الحقن تكونان مطلوبتين لمعايرة الـSIF في طريقة دالة الدخل المعتمدة على التجمع. لقد تم أيضا استخدام عينات الدم الوريدي الشرياني لمعايرة الـSIF. يتم إعطاء الـSIF عن طريق بروتوكول حقن لمدة ثلاث دقائق باستخدام طريقة الوريد الشرياني في المعادلة رقم (٦.٥٦):

$$C_p(t) = \begin{cases} 0.009094 + 7.8720.t - 0.5666.t^2, 0 \le t < 3.5\ min \\ 5.646.e^{-1.5680(t-3.5)} + 6.581.e^{-0.1438(t-3.5)} \\ +7.848.e^{-0.0109(t-3.5)}, t \ge 3.5\ min \end{cases}$$

المعادلة رقم (٦.٥٦)

لقد تم توضيح أن المعادلة رقم (٦.٥٦) المعايرة بعينتين من الدم الوريدي الشرياني قد حققت قيماً عالية التعلق لل CMRGlc بالمقارنة بعينات الدم المتكررة (r≥0.992)(83). يمكن تقليل عدد عينات الدم مرة أخرى إلى عينة واحدة عند ٤٠ دقيقة بعد الحقن مع فقد قليل في الدقة. أكثر من ذلك، فإنه قد تم بحث الـSIF بدون أى عينات للدم، اعتماداً فقط على تطبيع الـSIF عن طريق الجرعة المحقونة وكتلة الدم في المعادلة التالية:

$$SIF(t) = \frac{\sum_{i=1}^{N} \frac{BM_i}{ID_i} C_P(t)i}{N}$$

المعادلة رقم (٦.٥٧)

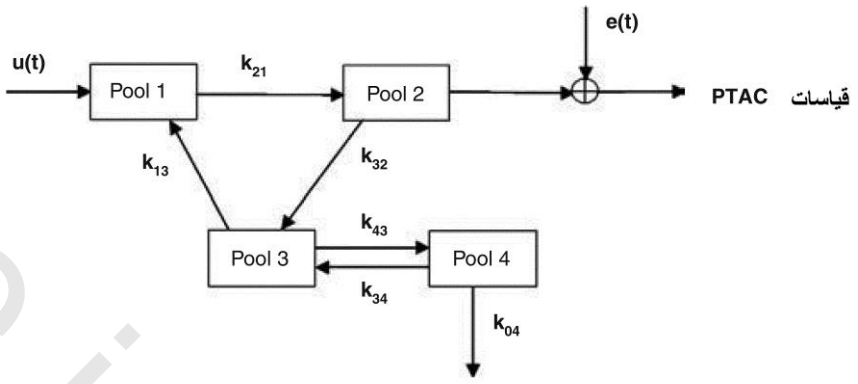
حيث N هى العدد الكلي للأشخاص، و BM هى كتلة الجسم، و ID هى الجرعة المحقونة. ولذلك؛ فإن الـIF المنفردة يمكن تخمينها من المعادلة التالية:

$$C_p(t) = \frac{ID}{BM} SIF(t)$$

المعادلة رقم (٦.٥٨)

باستخدام مساحة سطح الجسم بدلا من الـBM يمكن أن يحقق تقديرا أفضل لل IF(85). لقد تم بحث طرقا أخرى لتطبيع الـSIF من أجل الحصول على تخمين أفضل، مثل استخدام التوزيع الأولى لحجم الأثر خلال التقليل الإحصائي الفرقي خلال الـIF المنفردة والـIF المستنتجة القياسية(86). على الرغم من ذلك، فإن طريقة دالة الدخل المعتمدة على التجمع والمعايرةبدون أى عينات دم يمكن أن تعاني من أكثر من ١٠٪ انحياز في قيمة الـCMRGlc المتولدة نتيجة العوامل المتعددة التي يمكن أن تؤثر على الـIF المنفرد.

بدلا من ذلك، فإن الـPTAC يمكن توقعها عن طريق نموذج حسابي يحافظ على شكل الـIfs المنفردة بينما يقلل تأثير الضوضاء العشوائية في عيننة الدم على تخمين المعاملات الحركي. يتم استخدام نموذج الحجيرات الأربع لتجمع الدم لوصف توزيع الأثر على الزمن في النظام الدوري كما هو موضح في الشكل رقم (٦.١٠)(87).



الشكل رقم (٦،١٠) نموذج الحجيرات الأربعة لتجمع الدم لوصف توزيع الأثر في النظام الدورى.

حجيرة التجمع ١ تحتوي على الأثر في الأوردة حيث تم وضعه، والحجرات القلبية اليمني، وجزء من النظام الرئوي. الحجيرة الثانية وهى التجمع ٢ تشمل الشرايين، حيث تم أخذ عينات الدم، ويشمل ذلك الأوردة الشريانية. أنسجة الأوعية والفراغ الخلالي تصنع معظم حجيرة التجمع ٣، بينما تصف الحجيرة الرابعة الفراغ الخلوي للأثر. دخل النموذج، u(t)، هو جرعة الـFDG المحقونة والتي تمثل دالة الصدمة للنموذج. لقد تم وصف الضوضاء العشوائية، بما في ذلك أخطاء القياس، بالـe(t). دالة استجابة خرج النموذج هى قياسات الـPTAC، $C_p(t)$. لقد حققت البيانات الإكلينيكية أن النموذج في المعادلة رقم (٦،٥٩) هى الأكثر مناسبة لنموذج الـPTAC، المتكون من ثلاث دوالأسية مع زوج من القيم المميزة المتكررة(73-87).

$$C_P(t)=e^{\lambda_3 t}.A_3.\ e^{\lambda_1 t}+ A_2.e^{\lambda_2 t}+(A_1 t - A_2 - A_3).$$ المعادلة رقم (٦،٥٩)

المعاملات A1 و A2 و A3 يمكن تقديرها عن طريق مواءمة المنحني. إن المنحني المستنتج عن طريق نموذج الـPTAC يحسن نسبة الإشارة إلى الضوضاء SNR بكفاءة ولقد اتضح أنه يسهل توليد الصور الوظيفية، في كل من المحاكاة عن طريق الحاسب وفي الدراسات الإكلينيكية. فمثلا، قد تم تطبيق نموذج الـPTAC لدراسة تأثير جدول عينات دالة الدخل ولنمذجة الـSIF، الذي يسهل المعايرة بعدد عينات الدم المختارة(83).

فوق ذلك، فإنه بالاعتماد على نموذج الـPTAC في المعادلة رقم (٦،٥٩)، فإنه يمكن تخمين الـPTAC أيضا بطريقة غير تدخلية باستخدام طريقة الـSIME من البيانات الديناميكية من المرضى المنفردين(73، 74)، كما تم شرحه في الجزء (٦،٣،١) حيث إنه يتم استخدام العديد من الـTTAC في عملية التخمين، فإنه يتم تطبيق طريقة النمذجة

المتتالية في الشكل رقم (٦.١١) للتخمين المتزامن لمعاملات واحد PTAC وعدد من الحركيات. إن النمذجة المتتالية تحول التخمين الغير تدخلي إلى حلول لمجموعة من الأنظمة مع دخل واحد والعديد من الخروج للعديد من الـTTAs، كما أن نجاح طريقة الـSIMEيعتمد على الاختيار المناسب لمنطقة الاهتمام لكل TTAC على حدة.

(٦،٤) التطبيقات الإكلينيكية للصور البارامترية

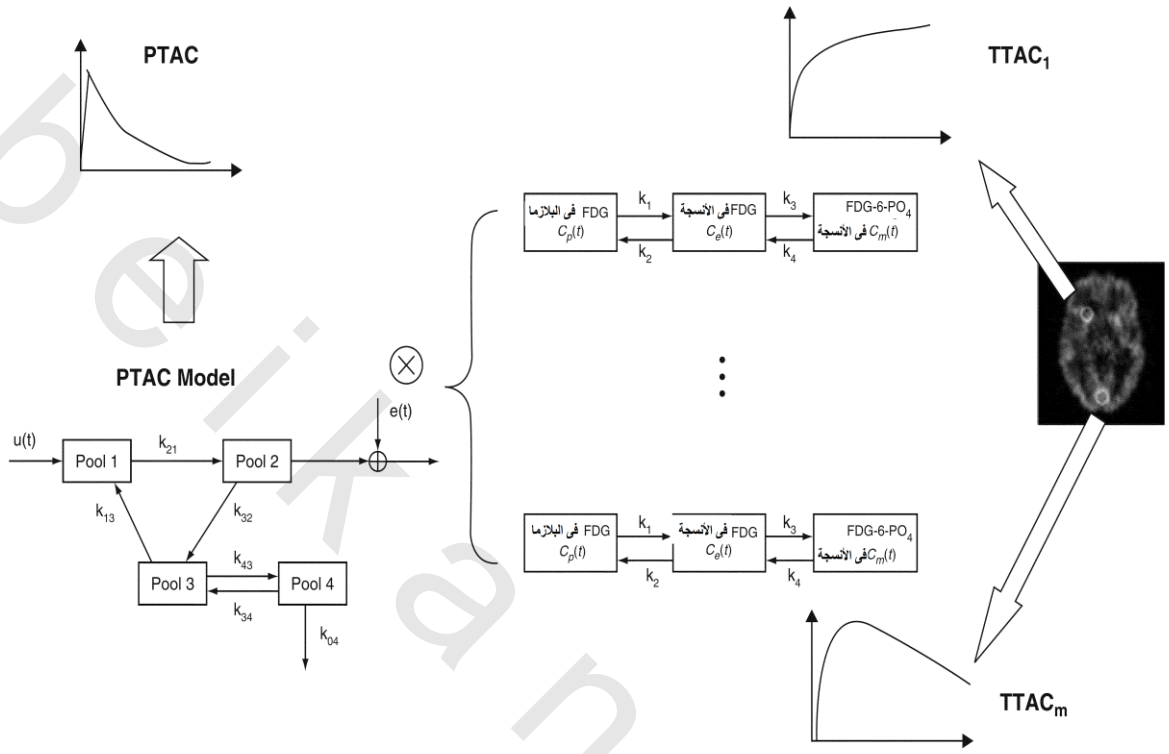
(٦،٤،١) الصور البارامترية لتدفق الدم

النظام الدوري يكون ضرورياً للحفاظ على الوظائف الفسيولوجية في الجسم الحي التدفق الدموي في النظام الدوري يوصل المواد الغذائية، ويتخلص من الفضلات ليدعم عملية التمثيل الغذائي في الأنسجة معدل التدفق الدموي يعتمد على المقاومة الوعائية والتغير في الوظائف المحلية، وأى شيء غير طبيعي يكون متعلقا بأى إعاقة. إن قياس التدفق الدموي أصبح روتينا علاجيا لتقييم التغيرات في وظائف الأنسجة.

يمكن إجراء دراسات على الانتشار أو الرذاذ لتقييم الـrCBF في المخ وفي التدفق الدموي في عضلة القلب myocardial blood flow, MBF باستخدام رذاذ من الآثار مثل الـ15O-water، والـ13N-ammonia لل PET، والـ201TI والـ99mTc-sestamibi لل SPECT.الصور البارامترية لل rCBF تم استخدامها في العديد من المجالات(90)، مثلا، تشخيص الإعاقات العصبية(91)، وتحديد بؤرة الصرع، وتقيم التعافي من السكتة(92)، وبحث التخصص الوظائفي المعرفي أو السلوكي(93).

الـ15O-water يعرف بأنه الأثر المثالي لقياس تدفق الدم لأنه ينتشر بحرية خلال أغشية الخلية. عندما يكون القلب في مجال الرؤية، فإن دالة الدخل يمكن استنتاجها بطريقة غير تدخلية باستخدام طريقة الـID-IF. منطقة الاهتمام في البطين الأيسر left ventricle, LV يتم تحديدها في غرفة البطين الأيسر في المراحل الأولى من صور المسح. على العكس من ذلك، فإن منطقة الاهتمام لنسيج عضلة القلب يتم وضعها في خلال جدار عضلة القلب في الصور المتأخرة كما هو موضح في الشكل رقم (٦.١٢) [94].

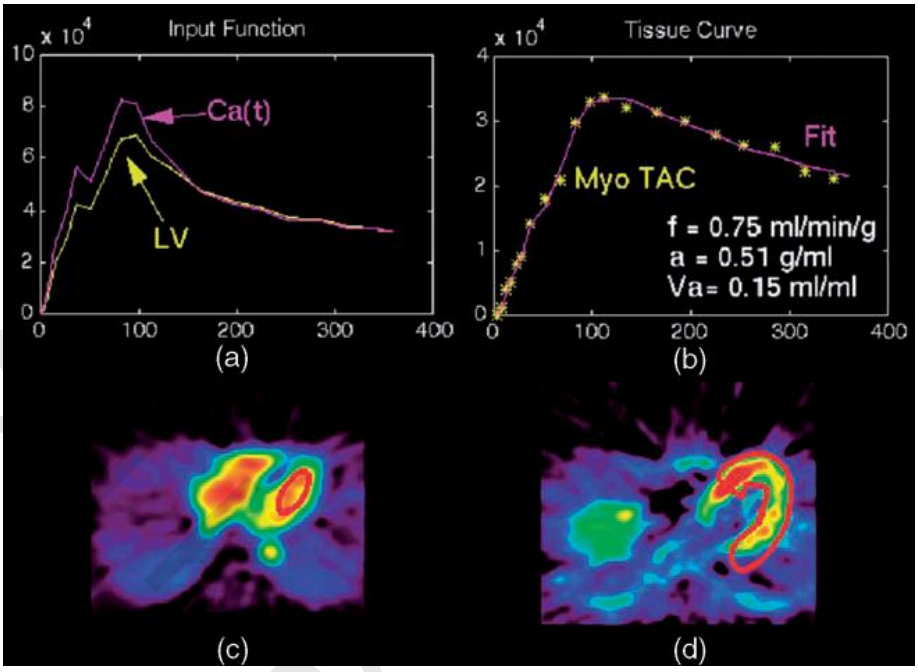
بمجرد توليد الجزء المتسرب من خلال تحليل منحنيات الأنشطة الزمنية المستنتجة من مناطق الاهتمام، فإن دالة الدخل يمكن استنتاجها تبعا للمعادلة رقم (٦.٥١) طريقة التخطيط الإشعاعي الآلية لل 15O-water تستخدم بعد ذلك لتوليد الصور البارامترية لل rCBF باستخدام صور الـIF المستنتجة كما في الشكل رقم (٦.١٣).



الشكل رقم (٦،١١) مخطط سير للنمذجة المتتالية لطريقة التخمين المتزامن حيث ⊗ هى عملية الضرب الالتفافي.

تستخدم قياسات الـMBF في القلب لتقييم أمراض الشريان التاجي والقصور الوظيفي للبطين الأيسر.نتيجة تشريح القلب وحركته(95، 96)، فإن تصحيح التسرب بين عضلة القلب والبطين الأيسر يكون ضرورياً إن اكتساب الصور التي تمرر عن طريق المخطط الكهربي للقلب تكون قادرة على تقليل الخطأ-(٩٧) الموجب في دراسات الرذاذ عن طريق التخلص من التأثيرات المربكة لحركة القلب. لقد تم استخدام التكميم الآلي لاستنتاج جزء الطرد ejection fraction, EF(٩٨) وحركة وتخانة عضلة القلب المحلية من الدراسات البوابية كما هو موضح في الشكل رقم (٦,١٤)، حيث كلها تشارك بمعلومات قيمة لتشخيص المريض(9).

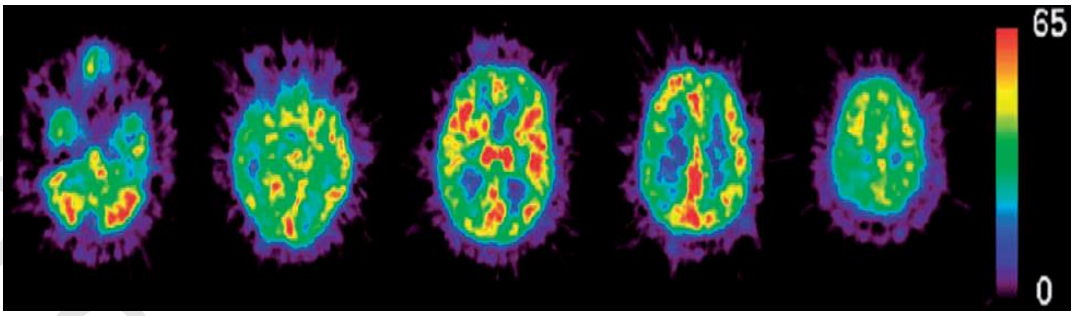
obeikandi.com



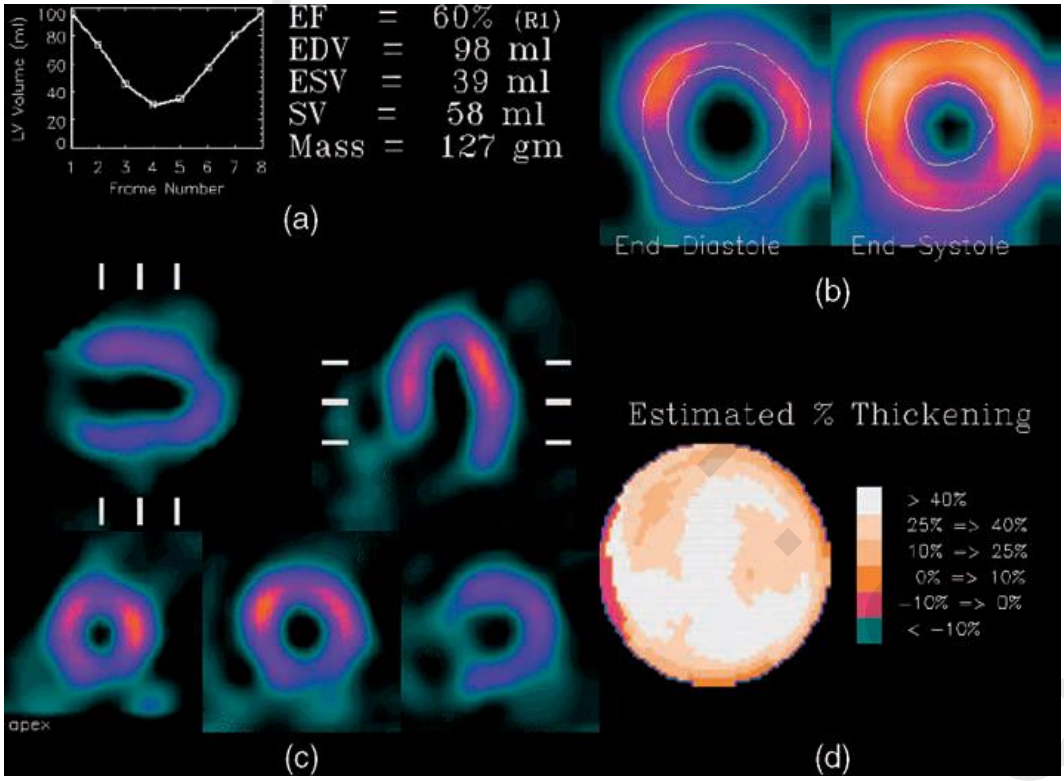
الشكل رقم (٦،١٢) دالة الدخل المستنتجة من صورة للقلب في دراسة ال ^{15}O-water. الخطوط الحمراء على (c) و (d) تبين حدود منطقة الاهتمام لمناطق الاهتمام ROIs لغرفة البطين الأيسر (c) وللمنطقة المجاورة من عضلة القلب (d). ال LV هو منحنى النشاط الزمنى للبطين الأيسر (a) ، وال MyoTAC هو المنحنى لنسيج العضلة القلبية (b) ، و Ca(t) هى دالة الدخل المتوقعة (a).

على الرغم من أن صور الرذاذ يتم فهمها في العادة بصرياً وكمياً، فإن الصور الكمية الفوكسل بعد فوكسل يمكنها أن تحقق نتائج أكثر دقة وأكثر موضوعية. الشكل رقم (٦.١٥) يبين صوراً بارامترية من دراسة الـ^{201}TICL في مريض. لقد تم تطبيق رسم يوكوي لتقييم الـTTAs عن طريق الفوكسيل وراء فوكسل من إعادة التشكيل الديناميكية للبيانات التي تمت معالجتها عن طريق مرشح منفذ للترددات المنخضة لتقليل الضوضاء.مع تطبيق نموذج الحجيرتين ونموذج المعاملين للتدفق الدموي، فإنه يمكن الحصول على التوزيع الحجمي تبعا للمعادلة $V_d=K_1/k_2$.

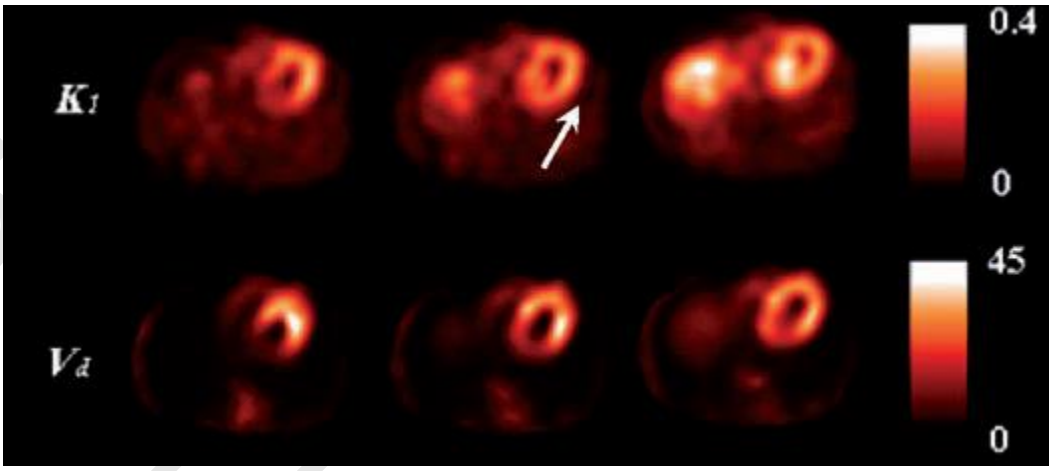
إن الصور البارامترية الكمية لا تستطيع فقط تحديد الفروق الموضعية ولكنها تستطيع أيضا تقييم التغيرات العامة التي لا تظهر على الصور غير الكمية.إن القيم الظاهرية العالية ل K_1 مع الحائط السميك كما في الشكل رقم (٦.١٥) تبين التلوث من مساحة الكبد المجاور بدلا من زيادة التدفق الدموي في هذه المنطقة من عضلة القلب نتيجة التحديدية المساحية المحدودة أو القاصرة مسببا تسريب من الكبد العالي في التدفق الدموي. وعلى العكس، فإنV_d للعضلة القلبية تكون أقل تأثرا عن طريق الكبد نتيجة القيمة المنخفضة لV_dفي الكبد بالمقارنة لها في العضلة القلبية(9).



الشكل رقم (٦،١٣) صور ال rCBF باستخدام دالة الدخل المستنتجة بالصورة من دراسات ال 15O-water.



الشكل رقم (٦،١٤). عرض ال SPECT من خلال بوابة باستخدام المعاملات المكممة الآلية (b). منحنى الزمن الحجمى للبطين الأيسر على مدى دورة قلبية (a) ، التغيرات المتوقعة في سمك العضلة (d).لمزيد من المعلومات عن هذا الشكل عليكم زيارة الموقع المصاحب. http://books.elsevier.com/companions/9780123735836.



الشكل رقم (٦،١٥) الصور البارامترية ل K1 (a) و Vd (b) باستخدام رسم يوكوى مع 201TI.للحصول على معلومات أكثر.
عليك زيارة الموقع المصاحب http://books.elsevier.com/companions/9780123735836

(٦،٤،٢) الصور البارامترية لاستهلاك الأكسجين

استهلاك الأكسجين يعتبر مقياسا آخر لوظائف المخ ؛ لأن التمثيل الغذائي المخي يعتمد على انتقال الجلوكوز والأكسجين. زيادة التمثيل الغذائي في المخ يتطلب استهلاك أكثر للأكسجين، والذي قد ينتج عنه زيادة في الـrCBF. على الرغم من ذلك، فإنه نتيجة لهذه الأسباب الطبيعية لماذا قد لا يزيد الـrCBF، لأن المصدر الإضافي للأكسجين قد يعتمد على زيادة الإمداد من الهيموجلوبين للأنسجة المحيطة. وهذا هو السبب في لماذا يزداد معدل التمثيل الغذائي المخي الموضعي لاستهلاك الأكسجين ($rCMRO_2$) محققا مقياسا أكثر دقة للتمثيل الغذائي عن الـrCBF.

يتعلق الـ$rCMRO_2$ بتدفق الدم المخي الموضعي (rCBF)، ونسبة استخلاص الأكسجين المخي الموضعي (rCOEF)، وتركيز الأكسجين الشرياني (CaO_2)(99) كما يلي :

$$rCMRO_2 = rCBF.rCOEF.\ CaO_2$$ المعادلة رقم (٦،٦٠)

على العموم، هناك دراسات على الأثر المذدوج لاستنتاج الـ$rCMRO_2$ باستخدام طرق حالة الاستقرار. هناك خطوتين يتم اتباعهما في عملية استنتاج الـ$rCMRO_2$.يتم استخدام ^{15}O-water عن طريق الحقن الثابت حتى الوصول إلى حالة الاستقرار(100)، ويتبع ذلك توليد صور الـrCBF باستخدام طريقة حالة الاستقرار. تشتمل الخطوة الثانية على قياس الـrCOEF من خلال تنفس الـ$^{15}O_2$ مرة ثانية باستخدام طريقة حالة الاستقرار. قيمة الـCaO_2 في المعادلة رقم (٦،٦٠) يتم قياسها من عينات الدم الشرياني.

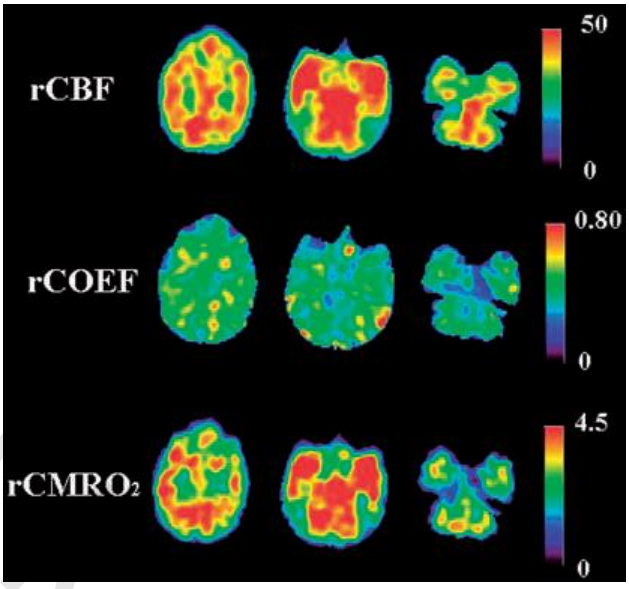
لقد تم مؤخراً اكتشاف أن طريقة الخطوتين تبالغ في قيمة الـrCOEF لأنها تهمل النشاط الوعائي لل O^{15}(101). لقد تم اقتراح طريقة تصحيح باستخدام حجم الدم المخي الموضعي (rCBV) لأخذ نشاط الـO^{15} في الحسبان عند تقدير الـrCOEF. في العادة يتم قياس الـrCBV عن طريق تنفس $C^{15}O$(102). ولذلك؛ فإن طريقة الخطوتين تم امتدادها إلى دراسة ثلاث خطوات متتالية مع الـrCBF من الـO^{15}-water، و rCOEF من الـO_2^{15} و rCBV من حقن $C^{15}O$.

تتطلب طريقة الثلاث خطوات فترة زمنية مطولة لاكتساب البيانات. إن المستوى العالي نسبيا للإشعاع يكون مطلوباً أيضا أن يصل إلى حالة الاستقرار لكل عملية مسح.ولذلك؛ فقد تم تطوير طريقة بديلة نستعيض بها عن طريقة الحالة المستقرة بطريقة المخطط الإشعاعي الآلي، ولقد ثبت أن التحسين قد أدى إلى تبسيط وأمثلة استنتاج $rCMRO_2$.(103) أخيرا تم اقتراح طريقة المخطط الإشعاعي الآلي ذات الخطوتين للتوليد السريع للصور البارامترية لل $rCMRO_2$ باستخدام خطوات جدول البحث مع دراسة مزدوجة المسح بالـ$O2^{15}$ والـ$H_2^{15}O$. الشكل رقم (٦.١٦) يبين مثالا على الصور البارامترية لل rCBF والـrCOEF والـ $rCMRO_2$ على التوالي.

الـ $C\text{-acetate}^{11}$، الذي يمكن به دراسة دورة نشاط حامض الـtricarboxylic(99)، تم استخدامه بكثرة كمقياس غير مباشر موضعي لمعدل التمثيل الغذائي لاستهلاك الأكسجين في العضلة القلبية(104، 105). على الرغم من ذلك، فإن عدم وجود نموذج مناسب يصف بدقة الحركية المركبة للنسيج مع الـ $C\text{-acetate}^{11}$ والعلاقة المفقودة مع الـ $rMMRO_2$ تحت بعض الظروف المعينة قد منعت التكميم المطلق لل rMMRO2 باستخدام الـ $C\text{-acetate}^{11}$. يمكن الحصول على التكميم الدقيق المباشر لل $rMMRO_2$ مع تنفس الـO_2^{15}(107، 108). يمكن استخدام طريقة الخطوات الثلاث لاستنتاج تدفق الدم الموضعي في عضلة القلب rMOEF(109، 110)، وحجم الدم الموضعي في عضلة القلب rMBV من الدراسة التتابعية للاستنشاق(109، 111) المستمر لل $C^{15}O$ والـO_2^{15} وتعاطي$H_2^{15}O$ مع تصحيح للتسرب.

(٦،٤،٣) الصور البارامترية لتمثيل الجلوكوز

العمليات الفسيولوجية في الأجسام الحية تتطلب طاقة، وهذه الطاقة تتولد من خلال التمثيل الغذائي. يعتبر التمثيل الغذائي أشهر تمثيل غذائي وفي وجود الأكسجين يحدث من خلال الأكسدة الفسفورية في أغلب الخلايا الحية.نقص الأكسجين، الذي يمكن أن يحدث في الأورام، قد يحمل تمثيل الجلوكوز للانتقال من الأكسجة الفسفورية إلى التحلل البسيط للجلوكوز كوسيلة لتوليد الطاقة(112). لذلك؛ فإن قياس تمثيل الجلوكوز يكون مهماً لتقييم التمثيل الغذائي في النسيج المتعلق بتحرير الطاقة، وبالذات في دراسة الأورام في معظم الأنسجة.



الشكل رقم (٦،١٦) مثال على الصور البارامترية لل rCBF ، وال rCOEF وال rCMRO2.للحصول على معلومات أكثر عليك زيارة الموقع المصاحب http://books.elsevier.com/companions/9780123735836

الـ (FDG) 2-[18F] fluorodeoxyglucose، والذي يكافىء الجلوكوز ويمر بامتصاص مشابه للجلوكوز، هو الأثر الأكثر استخداماً في الـPET.الـFDG يتم حمله عن طريق ناقلات الجلوكوز إلى النسيج، حيث يتم فسفرته ليعطي الFDG-6-PO_4. لأن الـ FDG-6-PO_4 لا يمكن تمثيله أكثر من ذلك وتحدث إعادة للفسفرة فقط ببطء، ويصبح الـ FDG-6-PO_4 منحصراً في النسيج ويتراكم بمعدل يتناسب مع تمثيل الجلوكوز. إن الاستهلاك المتزايد للجلوكوز في الخلايا السرطانية يؤدي إلى الامتصاص العالي لل FDG، والذي يمكن رؤيته بدراسات الـPET. هذه الخاصية فعلت الـFDG-PET لتكتسب قبولا موسعا في اكتشاف الأورام، وتقييم الاستجابة للعلاج لمرضي السرطان.

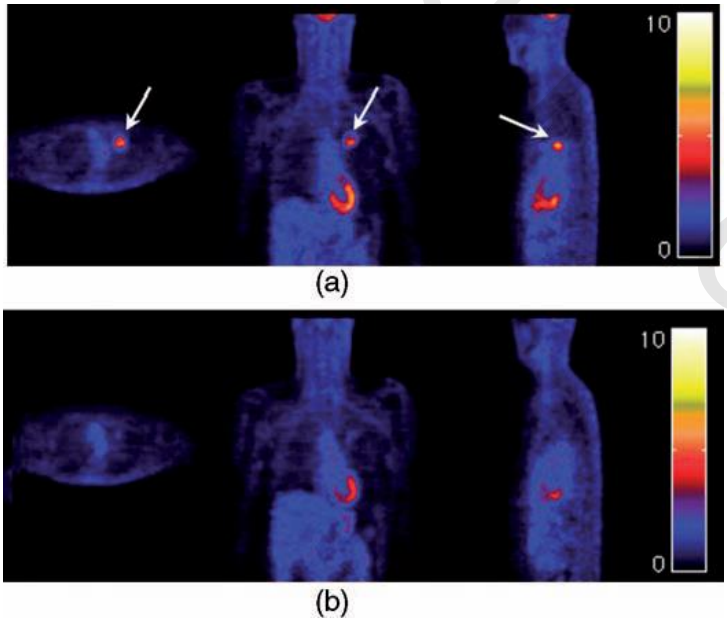
تحليل بيانات الـFDG-PET يتكون من التفسير التصويري، والتقييم شبه الكمي. إن التفسير التصويري يعتمد على معرفة الطبيب وتحديده على أساس منطقة الورم، وحدوده، والتضاد مع الخلفية. هذه الطريقة تعتبر طريقة وصفية للتقييم الكمي للصور. إن طريقة الـSUV(113) تعتبر طريقة شبه كمية، بفرض امتصاص الورم، مطبعا مع الجرعة المحقونة وقياس توزيع الحجم الكلي، تكون متعلقة مع معدل تمثيل الجلوكوز.

إن طريقة الـSUV(114) لا تتطلب اكتسابا مطولا للبيانات وعينات من الدم. فمثلا، SUV>5.0 يكون مصحوبا بإنذار سيء لسرطان الرئة. لقد اتضح أن الـSUV يوفر إشارة أو نذير مستقل لسرطان مبدئي غير صغير لسرطان خلايا الرئة NSCLC عندما SUV>7 لتغذي عوامل أخرى لاختيار العلاج المناسب، بينما SUV=7 تكون نقطة فاصلة لإنذار سرطان خلايا الرئة الصغيرة SCLC. على الرغم من أن الـSUV يعتمد على حجم المريض، وزمن

الامتصاص(115)، وتركيز الجلوكوز في البلازما، فإن طريقة الـSUV تم استخدامها بكثرة كمقياس لامتصاص الـFDG لتقييم الفروق بين المسحات(112).

الشكل رقم (٦.١٧) يبين صوراً لمراحل وتقييم الاستجابة للعلاج الإشعاعي لأحد المرضى. لقد تم استنتاج الصور البارامترية عن طريق قسمة صور الـFDG المقابلة على النسبة بين الجرعة المحقونة ووزن الجسم. وزن جسم المريض كان ٧٧ كيلوجراماً. بالنسبة للدراسة الأولى (a)، تم حقن 378 MBq من الـFDG على العكس من 491MBq من الـFDGفي الدراسة الثانية. البؤرة الغير عادية قريبا من المنصف المركزي مع القيمة العظمى لل SUV فوق ٥ (السهم في الشكل رقم ٦.١٧) تكون مفهومة وواضحة. لقد تم تشخيص هذا الجرح على أنه مرحلة IIIA NSCLC. لذلك؛ تم اختيار العلاج الإشعاعي لمعالجة الورم.بعد ٣ أشهر، أوضحت الدراسة الثانية (b) تحلل كامل تقريبا للبؤرة الغير عادية مما يوضح استجابة ملموسة للعلاج.

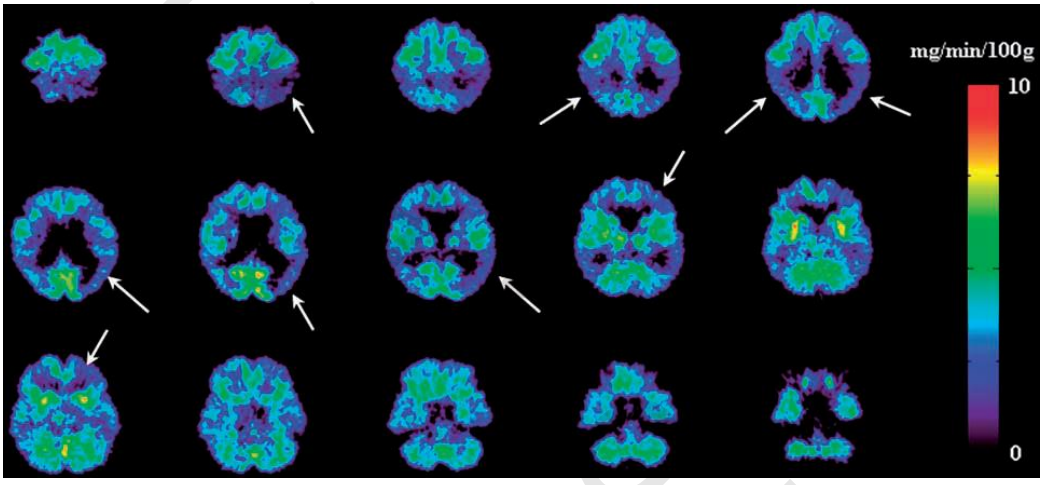
بما أن المناطق القشرية للمخ يكون بها تمثيل غذائي عالي للجلوكوز، فإن طريقة الـSUV تكون أقل قابلية للتطبيق على المخ. في العادة يتم استخدام دراسة حركية لقياس معدل التمثيل الغذائي للجلوكوز بدلا من ذلك. يمكن تطبيق رسم باتلاك Patlak على أساس بكسل بعد بكسل(116)، مولداً صوراً بارامترية لل K_i، والتي تحسن تباين الصورة وتعطي نظرة مباشرة لاستهلاك الجلوكوز. إذا تم افتراض ثوابت حركية معتمدة على التجمع لكل مناطق المخ، فإنه يمكن استخدام دراسة استاتيكية مع طريقة المخطط الإشعاعي الآلي لتخمين الـCMRGlc (انظر الجزء ٦.٢.١)، لتجنب اكتساب الصورة المطول.



الشكل رقم (٦،١٧) صور SUV لل FDG-PET لكل الجسم . (a) المراحل الأولى في ال NSCLC. (b) الاستجابة للعلاج.للحصول على معلومات أكثر عليك زيارة الموقع المصاحب http://books.elsevier.com/companions/9780123735836.

القيم الكمية لل CMRGlc تعتمد أساسا على المساحة تحت منحنى دالة الدخل عند استخدام المخطط الإشعاعي الآلي. لذلك ؛ فإن دالة الدخل المعتمدة على التجمع يمكنها أن تقلل العدد المطلوب من عينات الدم أكثر من ذلك إلى اثنين فقط بدون التأثير على دقة الـ CMRGlc الشكل رقم (٦.١٨) يوضح صورا لل CMRGlc المستنتجة بطريقة المخطط الإشعاعي الآلي للدراسات العصبية لل FDG-PET.

عدد من المناطق القشرية مثل الفصوص الجدارية والمجموعة القشرية في مؤخرة الرأس تم ملاحظتها مع نقص التمثيل الغذائي (المنطقة الزرقاء في الشكل رقم ٦.١٨)، بمعنى CMRGlc متناقص. التغير في القيم الكمية والخواص الشكلية للصور تتطابق مع مرض الزهيمر.



الشكل رقم (٦.١٨) صور بارامترية لل rCMRGlu لدراسة عصبية باستخدام الـ FDG-PET. تم استنتاج دالة الدخل عن طريق ال IF المعتمد على التجمع مع نقطتين للمعايرة. للحصول على معلومات أكثر عليك زيارة الموقع المصاحب http://books.elsevier.com/companions/9780123735836.

(٦.٤.٤) الصور البارامترية لارتباط المستقبلات العصبية

إن الـFDG ليس أثرا محدد للورم، والحالات الباثولوجية الأخرى مثل الالتهاب والعدوى قد يكون عالي الامتصاص الذي قد ينتج عنه خطأ موجب في تشخيص السرطان الآثار المحددة للمستقبلات توفر تصويراً كفأ لارتباط المستقبلات، مثلا، لفحص الإعاقات العصبية. البحث المستمر في تطوير الآثار المحددة للمستقبلات لديها وعد عظيم للتقدم المستقبلي والتطبيق في التصوير الوظيفي.

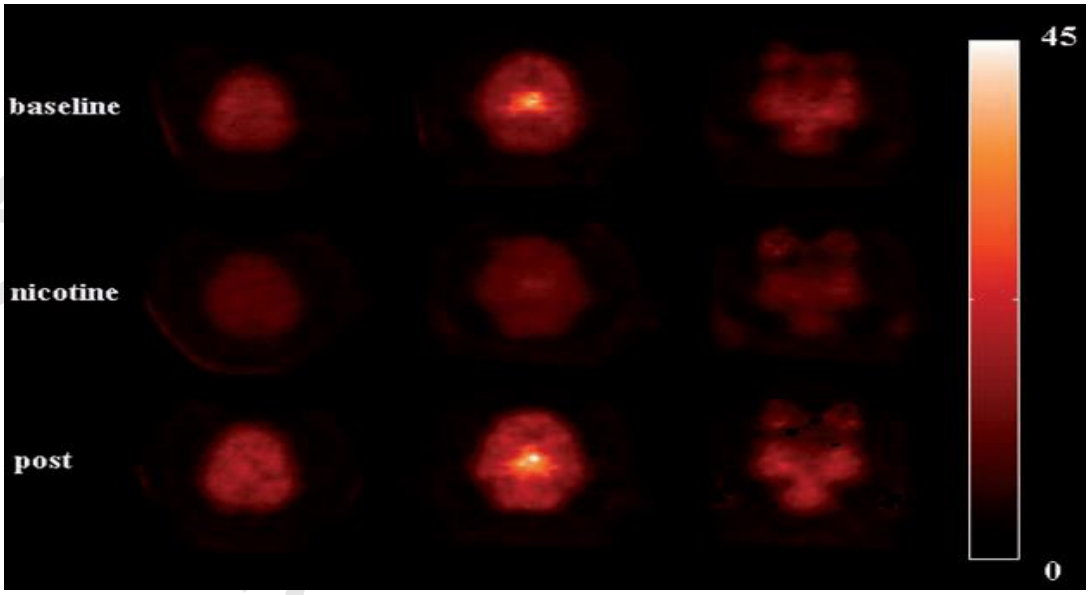
إن المستقبلات لها دور بارز في المخ. تصوير التوزيع، والكثافة، ونشاط المستقبلات يحقق فهما لتشكيل الشبكات الوظيفية في المخ، والتي لا يمكن أن تتحقق عن طريق التصوير الهيكلي أو تصوير التدفق الدموي، والتمثيل الغذائي للأكسجين والجلوكوز.لقد تم استخدام دراسات المستقبلات العصبية بكثرة لتقييم تأثيرات الأدوية

الجديدة على البشر من خلال مستقبلات محددة الهدف مثل ناقلات الدوبامين، ومستقبلات السيروتونين، والمستقبلات المسكارينية، والمستقبلات النكروتونية.الصور البارامترية للآثار المحددة الهدف تحسن من التشخيص المبكر وتقييم التقدم المرضى(119، 120). فمثلا، الـ ^{11}C-PIB والذي يكون مستهدفا عند الترسب النشوي، يبدي وعدا عظيما في التشخيص الفرقي المبكر لمرض الزهيمر وفي كفاءة العلاج المستهدف للترسيب(121).

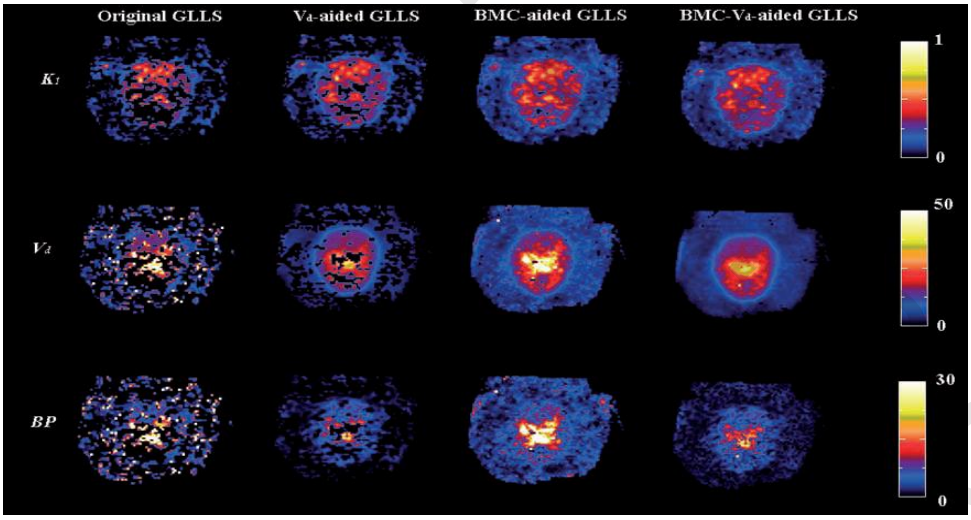
تستخدم الطرق التخطيطية عادة في توليد الصور البارامترية لدراسات المستقبلات المحددة نتيجة كفاءتها الحسابية وتحصينها النسبي للضوضاء. فمثلا، في دراسة على البابون مع مستقبلات النيكوتين العصبي الأسيتيلكولين nAChRs، والمستخدمة في الإعاقات العصبية، فقد تم تطبيق طريقة لوجان لمعالجة بيانات الـSPECT المعادة التشكيل.إن الأثر 5-[^{123}I]-iodo-A-85380 عبارة عن أثر محدد لل nAChRs.الصور البارامترية المقابلة لل V_d موضحة في الشكل رقم (٦.١٩).صور الخط القاعدي(السهم العلوي) توضح قيم عليا لل V_d في المهاد المخية، والتي وجد أنها تكون غنية بمستقبلات الـnAChRs. بعد حقن جرعة مزمنة من النيكوتين بأسبوعين، لم يلاحظ امتصاص في المهاد المخية (السهم الأوسط) نتيجة أن التركيز الأكبر للنيكوتين المحقون يمنع ارتباط الأثر. لقد لوحظت زيادة كبيرة فيV_d في المهاد المخية (السهم الأسفل) بعد انتهاء حقن النيكوتين كنتيجة للتنظيم العالي لل nAChRs الناتج من التعرض للنيكوتين.

بالإضافة للطرق التخطيطية، فقد تم تطبيق عدد من الطرق الأخرى على دراسات المستقبلات العصبية، بما في ذلك طريقة الـLLS. فمثلا، طريقة الـGLLS وطرق الـGLLS المحسنة لنموذج الحجيرات الثلاث والأربعة معاملات يمكنها أن تولد تزامنياً صوراً بارامترية للمعاملات المتعددة من بيانات الـ nAChRs. الشكل رقم (٦.٢٠) يوضح الصور البارامترية لل K_1 و V_d و BP.

في الشكل رقم (٦.٢٠)، الفوكسل التي ليس لها توقع معدل فسيولوجي ثابت (ثابت معدل سالب أو أكبر من الواحد)، تم وضعها تساوي صفراً.الـ GLLS الأصلية تعاني من عدد كبير من المواءمة غير الناجحة نتيجة المستوى العالي من الضوضاء في الـSPECT (العمود الأول).المعرفة المقدمة لل V_d تحسن في الحقيقة من الاعتمادية للصور البارامترية مع الصور الأقل نعومة لل V_d والـBP (العمود الثاني). على الرغم من ذلك، فإن جزءاً معقولاً من الفوكسلات لازال لا يمكن مواءمته بنجاح إن إعادة العينة التمهيدية تحفز ال ـGLLS المساعد بالـ BMC للتخلص من المواءمات غير الناجحة حتى في بيانات الـSPECT مع الضوضاء (العمود الثالث) إن حدود الـ GLLS المساعد بالـBMC هو المغالاة في تقدير الـ V_d والـBP نتيجة أن إعادة العينة لل BMC تفضل المنحنيات التمهيدية مع الـV_d الأعلى. إن طريقة الـBMC-V_d تحسن اعتمادية الـGLLS لل SPECT، كما هو موضح في العمود الرابع ل K_1 و V_d و BP.



الشكل رقم (٦،١٩) الصور البارامترية لل Vd لحالة الخط القاعدى، وغرس النيكوتين ، وبعد حقن النيكوتين على التوالى. الصور الوسطى في كل صف تبين الوضع الطبيعى ، والانسداد ، وزيادة تنظيم لل nAChRs على التوالى.للحصول على معلومات أكثر عليك زيارة الموقع المصاحب http://books.elsevier.com/companions/9780123735836



الشكل رقم (٦،٢٠) الصور البارامترية لمعدل التدفق الداخل ، K1 ، والتوزيع الحجمى : Vd=K1/k2(1+k3/k4) ، واحتمال الترابط BP=K1k3/k2k4. قيم الفوكسيل والتي ليس لها توقعات معدل ثابت. (معدل ثابت سالب أو أكبر من الواحد) تم وضعها تساوى صفراً. للحصول على معلومات أكثر عليك زيارة الموقع المصاحب http://books.elsevier.com/companions/9780123735836.

(٦،٥) الملخص

الصور البارامترية المستنتجة من دراسات الأثر تمكن من التخمين الكمي للعمليات الفسيولوجية والكيميائية الحيوية في الأجسام الحية. إن التصوير الوظيفي لا يحقق فقط معلومات فريدة تتعلق بالعمليات الفسيولوجية داخل الجسم ولكنها تكون أيضا قادرة على استنتاج معاملات كمية وظيفية يمكن استخدامها في تشخيص الإعاقات، وتقييم العلاج، وأيضا تقييم أداء الأدوية الجديدة. إن عملية تخمين المعاملات تشتمل في العادة على نموذج حركي يلخص العملية الفسيولوجية المعقدة ويصف توزيع الأثر في النسيج.

لقد تم شرح بعض الطرق الرئيسية للتصوير البارامتري في هذا الفصل مع نماذج حركية للأثر للتدفق الدموي، والتمثيل الغذائي للجلوكوز، ودراسات المستقبلات العصبية. يمكن اختيار الطرق المناسبة لتخمين المعاملات تبعا للأثر، والنموذج الحركي، وفترة المسح. الطرق الغير تدخلية،التي تتجنب أخذ العينات المستمر والتدخلي للدم، تم أيضا تغطيتها. لقد تم تقديم أمثلة على الصور البارامترية للتدفق الدموي، واستهلاك الأكسجين، والتمثيل الغذائي للجلوكوز، ودراسات ارتباط المستقبلات العصبية لكل من التطبيقات العلاجية والبحثية.

مع تطوير أى واحد من الآثار التي تهدف إلى مستقبلات محددة، فإن الطرق المتاحة لتخمين هذه المعاملات ستحتاج إلى التحقق من صحتها للعمليات الفسيولوجية الجديدة. سيتم تطوير طرق مبتكرة للتعامل مع حركية الآثار الجديدة ولتحقيق صور بارامترية أكثر اعتمادية لهذه الآثار المطورة، ومازالت العمليات الفسيولوجية المركبة تضع تحديا لطرق التصوير البارامتري.

(٦،٦) تمارين

١ - اذكر الفرق بين التصوير الهيكلى والتصوير الوظيفي.

٢ - لماذا يكون من المفروض أن الـSUV يتناسب مع معدل التمثيل الغذائى للجلوكوز؟ما هى الشروط الضرورية في هذه الحالة ؟

٣ - اذكر معادلة رسم لوجان Logan لنموذج من حجيرتين ومعاملين. لاحظ أن : $Vd=K_1/k_2$.

٤ - اذكر لماذا تستطيع طريقة الـGLLS أن تحقق تخميناً غير منحاز بالمقارنة بطريقة الـLLS.

٥ - اذكر أو عدد طرق دوال الدخل الرئيسية غير التدخلية وقارن بين مزاياها وحدودها.

obeikandi.com

(٦،٧) المراجع

1. T. Beyer et al. A combined PET/CT scanner for clinicaloncology. J. Nucl. Med. 41:1369–1379, 2000.
2. J. S. Karp et al. BeneWt of time-of-Xight information forwhole-body FDG PET. J. Nucl. Med. 47(suppl):529, 2006.
3. P. Almeida et al. Absolute quantitation of iodine-123epidepride kinetics using single-photon emissiontomography: Comparison with carbon-11 epidepride andpositron emission tomography. Eur. J. Nucl. Med.26:1580–1588, 1999.
4. D. H. S. Silverman. Brain 18F-FDG PET in the diagnosis ofneurodegenerative dementias: Comparison with perfusionSPECT and with clinical evaluations lacking nuclearimaging. J. Nucl. Med. 45:597–607, 2004.
5. J. J. Pekar. A brief introduction to functional MRI.IEEEEng. Med. Biol. Mag. 35:24–26, 2006.
6. C. Burger and A. Buck.Requirements and implementationof a Xexible kinetic modeling tool. J. Nucl. Med.138:1818–1823, 1997.
7. S.–C. Huang and M. E. Phelps. Principles of tracer kineticmodeling in positron emission tomography and autoradiography.In Positron Emmission Tomography and Autoradiography:Principles and Applications for the Brain andHeart. 287–346.Raven Press, 1986.
8. S.–C. Huang et al. Noninvasive determination of localcerebral metabolic rate of glucose in man. Am. J. Physiol.238:E69–E82, 1980.
9. S. Eberl. Quantitative Physiological Parameter Estimationfrom Dynamic Single Photon Emission Computed Tomography(SPECT). Sydney, Australia: University of NewSouth Wales, 2000.
10. Z. Zhang. Parameter estimation techniques: A tutorialwith application to conic Wtting. Image and Vision ComputingJournal. 15:59–76, 1997.
11. S. S. Kety. The theory and applications of the exchange ofinert gas at the lungs and tissues.Pharmacol.Rev. 3:1–41,1951.
12. S. S. Kety. Measurement of local blood flow by theexchange of an inert, divisible substance.Methods Med.Res. 8:228–236, 1960.
13. M. L. Johnson and L. M. Faunt.Parameter-estimationby least-squares methods.Methods Enzymol. 210:1–37,1992.
14. R. Fletcher. Practical Methods of Optimization.John Wiley& Sons, 1981.
15. W. H. Press et al. Numerical Recipes in C: The Art ofScientific Computing. 2nd ed. Cambridge UniversityPress, 1992.
16. R. E. Carson. Parameter estimation in positron emissiontomography. In Positron Emission Tomography and Autoradiography:Principles and Applications for the Brain andHeart. Raven Press.347–390, 1986.
17. M. Ichise, J. H. Meyer, and Y. Yonekura. An introductionto PET and SPECT neuroreceptor quantiWcation models.J.Nucl. Med. 42:755–763, 2001.
18. A. A. Lammertsma et al. Accuracy of the oxygen-15 steadystate technique for measuring rCBF and rCMRO2. J. Cereb.Blood Flow Metab. 1(suppl):S3–S4, 1981.
19. E. Meyer and Y. L. Yamamoto. The requirement for constantarterial radioactivity in the C15O2 steady-state blood flow model. J. Nucl. Med. 25:455–460, 1984.
20. J. A. Correia et al. Analysis of some errors in the measurementof oxygen extraction and oxygen consumption bythe equilibrium inhalation method. J. Cereb. Blood FlowMetab. 5:591–599, 1985.
21. K. Wienhard. Measurement of glucose consumptionusing [18F]fluorodeoxyglucose.Methods. 27:218–225,2002.
22. M. Reivich et al. Glucose metabolic rate kinetic modelparameter determination in humans: The lumped constantsand rate constants for [18F]fluorodeoxyglucose and[11C]deoxyglucose. J. Cereb. Blood Flow Metab. 5:179–192,1985.
23. G. D. Hutchins et al. Alternative approach to single-scanestimation of cerebral glucose metabolic rate using glucoseanalogs with particular application to ischemia. J. Cereb.Blood Flow Metab. 4:35–40, 1984.
24. R. A. Brooks. Alternative formula for glucose utilizationusing labeled deoxyglucose. J. Nucl. Med. 23:583–539, 1982.
25. C. M. Clark, E. W. Grochowski, and W. Ammann.Amethod for comparing diVerent procedures of estimatingregional glucose metabolism using Xuorine-18-Xuorodeoxyglucose.J.Nucl. Med. 33:157–160, 1992.

26. C. G. Rhodes et al. In vivo disturbance of the oxidativemetabolism of glucose in human cerebral gliomas. Ann.Neurol. 14:614–626, 1983.
27. S.-C. Huang.Anatomy of SUV.Nucl. Med. Biol.27:643–646, 2000.
28. P. Lindholm et al. InXuence of the blood glucose concentrationon FDG uptake in cancer—A PET study. J. Nucl.Med. 34:1–6, 1993.
29. J. W. Keyes Jr. SUV: Standard uptake or silly useless value.J. Nucl. Med. 36:1836–1839, 1995.
30. K. R. Zasadny and R. L. Wahl. Standardized uptake valuesof normal tissues at PET with 2-[Xuorine-18]-Xuoro-2-deoxy-D-glucose: Variations with body weight and amethod for correction. Radiology. 189:847–850, 1993.
31. C. K. Kim et al. Standardized uptake values of FDG: Bodysurface area correction is preferable to body weight correction.J. Nucl. Med. 35:164–167, 1994.
32. S.-C. Huang, R. E. Carson, and M. E. Phelps. Measurementof local blood flow and distribution volume withshort-lived isotopes: a general input technique. J. Cereb.Blood Flow Metab. 2:99–108, 1982.
33. S.-C. Huang et al. Quantitative measurement of localcerebral blood flow in humans by positron computedtomography and 15O-water. J. Cereb. Blood Flow Metab.3:141–153, 1983.
34. D. Feng et al. Techniques for functional imaging. InC. T. Leondes and D. Feng (Eds.).Medical Imaging SystemsTechniques and Applications.Gordon and Breach SciencePublishers.85–145, 1997.
35. N. M. Alpert et al. Strategy for the measurement of regionalcerebral blood flow using short-lived tracers andemission tomography. J. Nucl. Med. 4:28–34, 1984.
36. R. E. Carson, S.-C. Huang, and M. V. Green. Weightedintegration method for local cerebral blood flow measurementswith positron emission tomography. J. Cereb. BloodFlow Metab. 6:245–258, 1986.
37. T. Yokoi et al. A new approach of weighted integrationtechnique based on accumulated image using dynamicPET and H215O. J. Cereb. Blood Flow Metab. 11:492–501,1991.
38. H. Iida et al. Effect of real-time weighted integrationsystem for rapid calculation of functional images in clinicalpositron emission tomography. IEEE Trans. Med.Imaging 14:116–121, 1995.
39. D. Feng et al. An evaluation of the algorithms for determininglocal cerebral metabolic rates of glucose usingpositron emission tomography dynamic data.IEEETrans. Med. Imaging 14:697–710, 1995.
40. S. R. Meikle et al. Pharmacokinetic assessment of novelanti-cancer drugs using spectral analysis and positronemission tomography: a feasibility study, Cancer Chemother.Pharmacol. 42:183–193, 1998.
41. V. J. Cunningham and T. Jones.Spectral analysis ofdynamic PET studies. J. Cereb. Blood Flow Metab.13:15–23, 1993.
42. F. Turkheimer et al. The use of spectral analysis to determineregional cerebral glucose utilization with positronemission tomography and [18F]fluorodeoxyglucose:Theory, implementation, and optimization procedures.J. Cereb.Blood Flow Metab. 14:406–422, 1994.
43. J. Matthews et al. The direct calculation of parametricimages from dynamic PET data using maximumlikelihooditerative reconstruction.Physics Med. Biol.42:1155–1173, 1997.
44. C. S. Patlak, R. G. Blasberg, and J. D. Fenstermacher.Graphical evaluation of blood-to-brain transfer constantsfrom multiple-time uptake data. J. Cereb. Blood FlowMetab. 3:1–7, 1983.
45. C. S. Patlak and R. G. Blasberg. Graphical evaluation ofblood-to-brain transfer constants from multiple-time uptakedata: Generalizations. J. Cereb. Blood Flow Metab.5:584–590, 1985.
46. K. Wienhard et al. Estimation of local cerebral glucoseutilization by positron emission tomography of [18F]2-Xuoro-2-deoxy-D-glucose: A critical appraisal of optimizationprocedures. J. Cereb. Blood Flow Metab.5:115–125, 1985.
47. J. Logan et al. Graphical analysis of reversible radioligandbinding from time-activity measurements applied to[N-11C-methyl]-(–)-cocaine PET studies in human subjects.J. Cereb.Blood Flow Metab. 10:740–747, 1990.
48. J. Logan et al. Effects of blood flow on [11C]raclopridebinding in the brain: model simulations and kineticanalysis of PET data. J. Cereb. Blood Flow Metab.14:995–1010, 1994.
49. T. Yokoi et al. A new graphic plot analysis for cerebralblood Xow and partition coefficient with iodine-123-iodoamphetamine and dynamic SPECT validation studiesusing oxygen-15-water and PET. J. Nucl. Med. 34:498–505,1993.
50. W. D. Heiss et al. Atlas of Positron Emission Tomography ofthe Brain. Springer-Verlag, 1985.
51. D. Feng et al. An unbiased parametric imaging algorithmfor nonuniformly sampled biomedical system parameterestimation. IEEE Trans. Med. Imaging 15:512–518, 1996.

52. D. Feng, Z. Wang, and S.-C. Huang.A study on statisticallyreliable and computationally efficient algorithms forgenerating local cerebral blood flow parametric imagewith positron emission tomography. IEEE Trans. Med.Imaging. 12:182–188, 1993.
53. K. Chen et al. Generalized linear least-squares method forfast generation of myocardial blood flow parametric imageswith N–13 ammonia PET. IEEE Trans. Med. Imaging.17:236–243, 1998.
54. H.-C. Choi et al. Fast parametric imaging algorithm fordual-input biomedical system parameter estimation. Comput.Methods Programs Biomed. 81:49–55, 2006.
55. L. Wen et al. Improved generalized linear least squaresalgorithms for generation of parametric images fromdynamic SPECT. J. Nucl. Med. 47(suppl):61, 2006.
56. H.-C. Choi et al. Methods for improving reliability ofGLLS for parametric image generation. Presented at 6thIFAC Symposium on Modelling and Control in BiomedicalSystems, Reims, France, 2006.
57. L. Wen et al. Effect of reconstruction and filtering onkinetic parameter estimation bias and reliability for dynamicSPECT: A simulation study. IEEE Trans. Nucl. Sci.52:69–78, 2005.
58. L. Wen, S. Eberl, and D. Feng.Enhanced parameter estimationwith GLLS and the Bootstrap Monte Carlo methodfor dynamic SPECT.Presented at 28th IEEE EMBS AnnualInternational Conference, 2006.
59. M. E. Kamasak et al. Direct reconstruction of kineticparameters images from dynamic PET data. IEEE Trans.Med. Imaging 24:636–650, 2005.
60. R. H. Huesman et al. Kinetic parameter estimation fromSPECT cone-beam projection measurements. Physics Med.Biol. 43:973–982, 1998.
61. D. J. Kadrmas and G. T. Gullberg. A maximum a posteriorialgorithm for the reconstruction of dynamic SPECT data.Presented at IEEE Nuclear Science Symposium and MedicalImaging Conference, 1998.
62. G. T. Gullberg et al. Dynamic cardiac single-photon emissioncomputed tomography. In Nuclear Cardiology: Stateof the Art and Future Directions. Mosby-Year Book Inc.137–187, 1998.
63. M. E. Phelps et al. Tomographic measurement of localcerebral glucose metabolic rate in humans with (F-18)2-Xuoro-2-deoxy-D-glucose: Validation of method. Ann.Neurol. 6:371–388, 1979.
64. S. S. Gambhir et al. Simple noninvasive quantificationmethod for measuring myocardial glucose utilization inhumans employing positron emission tomography andXuorine-18 deoxyglucose. J. Nucl. Med. 30:359–366, 1989.
65. H. Iida et al. Use of the left ventricular time-activity curveas a noninvasive input function in dynamic oxygen-15-water positron emission tomography. J. Nucl. Med.33:1669–1677, 1992.
66. K.-P. Lin et al. Correction of spillover radioactivities forestimation of the blood time-activity curve from the imageLV chamber in cardiac dynamic FDG PET studies.PhysicsMed. Biol. 40:629–642, 1995.
67. L. D. Wahl, M. C. Asselin, and C. Nahmias. Regions ofinterest in the venous sinuses as input functions for quantitativePET. J. Nucl. Med. 40:1666–1675, 1999.
68. T. Ohtake et al. Noninvasive method to obtain input functionfor measuring tissue glucose utilization of thoracic andabdominal organs. J. Nucl. Med. 32:1432–1438, 1991.
69. G. Germano et al. Use of the abdominal aorta for arterialinput function determination in hepatic and renal PETstudies. J. Nucl. Med. 33:613–620, 1992.
70. V. Dhawan et al. Quantitative brain FDG/PET studiesusing dynamic aortic imaging.Physics Med. Biol.39:1475–1487, 1994.
71. K. Chen et al. Noninvasive quantification of the cerebralmetabolic rate for glucose using positron emission tomography,18F-Xuoro-2-deoxyglucose, the Patlak method,and an image-derived input function. J. Cereb. BloodFlow Metab. 18:716–723, 1998.
72. M. Liptrot et al. Cluster analysis in kinetic modelling ofthe brain: a noninvasive alternative to arterial sampling.Neuroimage. 21:483–493, 2004.
73. D. Feng et al. A technique for extracting physiologicalparameters and the required input function simultaneouslyfrom PET image measurements: Theory and simulationstudy. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 1:243–254, 1997.
74. K. P. Wong et al. Simultaneous estimation of physiologicalparameters and the input function—In vivo PET data.IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 5:67–76, 2001.
75. J. Logan et al. Distribution volume ratios without bloodsampling from graphical analysis of PET data. J. Cereb.Blood Flow Metab. 16:834–840, 1996.
76. R. N. Gunn et al. Parametric imaging of ligand-receptorbinding in PET using a simplified reference region model.Neuroimage 6:279–287, 1997.

77. A. A. Lammertsma and S. P. Hume.SimpliWed referencetissue model for PET receptor studies. Neuroimage4:153–158, 1996.
78. Y. Wu and R. E. Carson.Noise reduction in the simplifiedreference tissue model for neuroreceptor functionalimaging. J. Cereb. Blood Flow Metab. 22:1440–1452, 2002.
79. J. Logan. Graphical analysis of PET data applied to reversibleand irreversible tracers. Nucl. Med. Biol. 27:661–670,2000.
80. M. Ichise et al. Noninvasive quantification of dopamineD2 receptors with iodine-123-IBF SPECT. J. Nucl. Med.37:513–520, 1996.
81. M. Ichise et al. Linearized reference tissue parametricimaging methods: Application to [11C]DASB positronemission tomography studies of the serotonin transporterin human brain. J. Cereb. Blood Flow Metab. 23:1096–1112,2003.
82. S. Takikawa et al. Noninvasive quantitative XuorodeoxyglucosePET studies with an estimated input functionderived from a population-based arterial blood curve.Radiology. 188:131–136, 1993.
83. S. Eberl et al. Evaluation of two population-based inputfunctions for quantitative neurological FDG PET studies.Eur. J. Nucl. Med. 24:299–304, 1997.
84. K. Wakita et al. Simplification for measuring inputfunction of FDG PET: investigation of 1-point bloodsampling method. J. Nucl. Med. 41:1484–1490, 2000.
85. T. Tsuchida et al. Noninvasive measurement of cerebralmetabolic rate of glucose using standardized inputfunction. J. Nucl. Med. 40:1441–1445, 1999.
86. T. Shiozaki et al. Noninvasive estimation of FDG inputfunction for quantification of cerebral metabolic rate ofglucose: optimization and multicenter evaluation. J. Nucl.Med. 41:1612–1618, 2000.
87. D. Feng, S.-C. Huang, and X. Wang. Models for computersimulation studies of input functions for tracer kineticmodeling with positron emission tomography.Int.J. Biomed.Comput. 32:95–110, 1993.
88. D. Feng. Information technology applications in biomedicalfunctional imaging.IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.3:221–230, 1999.
89. D. Feng, X. Wang, and H. Yan. A computer simulationstudy on the input function sampling schedules in tracerkinetic modeling with positron emission tomography(PET). Comput.Methods Programs Biomed. 45:175–186,1994.
90. K. Hirao et al. The prediction of rapid conversion toAlzheimer's disease in mild cognitive impairment usingregional cerebral blood flow SPECT. Neuroimage.28:1014–1021, 2005.
91. R. C. Knowlton et al. Ictal SPECT analysis in epilepsy–-Subtraction and statistical parametric mapping techniques.Neurology. 63:10–15, 2004.
92. J. M. Mountz, H. G. Liu, and G. Deutsch. Neuroimagingin cerebrovascular disorders: measurement of cerebralphysiology after stroke and assessment of stroke recovery.Semin.Nucl. Med. 33:56–76, 2003.
93. N. Shuke et al. Demonstration of positional posteriorcirculation cerebral ischemia on cerebral blood flowSPECT. Clin.Nucl. Med. 26:559–560, 2001.
94. H. Iida et al. Noninvasive quantification of cerebral blood flow using oxygen-15-water and a dual-PET system.J.Nucl. Med. 38:1789–1798, 1998.
95. D. A. Sivaratnam, R. O. Bonow, and V. KalV. Assessmentof myocardial viability in dysfunctional myocardium.InP. J. Ell and S. S. Gambhir (Eds.).Nuclear Medicine inClinical Diagnosis and Treatment.Vol. 2.3rd ed. ChurchillLivingstone.1159–1170, 2004.
96. R. H. J. A. Slart et al. Imaging techniques in nuclearcardiology for the assessment of myocardial viability. Int.J. Cardiovasc. Imaging 22: 2006.
97. J. Nuyts et al. Three-dimensional correction for spilloverand recovery of myocardial PET images. J. Nucl. Med.37:767–774, 1996.
98. M. R. Mansoor and G. V. Heller.Gated SPECT imaging.Semin.Nucl. Med. 24:271–278, 1999.
99. N. Hattori et al. Accuracy of a method using short inhalationof 15O-O2 for measuring cerebral oxygen extractionfraction with PET in healthy humans. J. Nucl. Med.45:765–770, 2004.
100. R. S. Frackowiak et al. Quantitative measurement ofregional cerebral blood flow and oxygen metabolism inman using 15O and positron emission tomography.J. Comput. Assist. Tomog. 4:727–736, 1980.
101. A. A. Lammertsma and T. Jones. Correction for thepresence of intravascular oxygen-15 in the steady-statetechnique for measuring regional oxygen extraction ratioin the brain: 1. Description of the method. J. Cereb. BloodFlow Metab. 3:416–424, 1983.

102. W. R. Martin, W. J. Powers, and M. E. Raichle. Cerebralblood volume measured with inhaled C15O and positronemission tomography. J. Cereb. Blood Flow Metab.7:421–426, 1987.
103. M. A. Mintun et al. Brain oxygen utilization measuredwith O-15 radiotracers and positron emission tomography.J.Nucl. Med. 25:177–187, 1984.
104. H. Iida, T. Jones, and S. Miura.Modeling approach toeliminate the need to separate arterial plasma in oxygen-15 inhalation positron emission tomography. J. Nucl.Med. 34:1333–1340, 1993.
105. M. Shidahara et al. Evaluation of a commercial PETtomography-based system for the quantitative assessmentof rCBF, rOEF and rCMRO2 by using sequential administrationof 15O-labeld compounds. Ann. Nucl. Med.16:317–327, 2002.
106. N. Kudomi et al. Rapid quantitative measurement ofCMRO2 and CBF by dual administration of 15O-labledoxygen and water during a single PETscan—A validationstudy and error analysis in anesthetized monkeys.J. Cereb.Blood Flow Metab. 25:1209–1224, 2005.
107. M. Brown et al. Delineation of myocardial oxygen utilizationwith carbon-11-labeled acetate. Circulation76:687–696, 1987.
108. J. J. Armbrecht et al. Regional myocardial oxygenconsumption determined noninvasively in humans with[1-11C]acetate and dynamic positron tomography.Circulation. 80:864–872, 1989.
109. H. Ukkonen et al. Use of [11C]acetate and [15O]O2 PETfor the assessment of myocardial oxygen utilization inpatients with chronic myocardial infraction. Eur. J. Nucl.Med. 28:334–339, 2001.
110. P. G. Camici et al. Positron emission tomography. InP. J. Ell and S. S. Gambhir (Eds.).Nuclear Medicine inClinical Diagnosis and Treatment.3rd ed. ChurchillLivingstone. 2:1075–1091, 2004.
111. H. Iida et al. Noninvasive quantification of regional myocardialmetabolic rate of oxygen by use of 15O2 inhalationand positron emission tomography: Theory, error analysis,and application in humans. Circulation. 94:792–807,1996.
112. G. J. KelloV, J. M. Hoffman, and B. Johnson.Progress andpromise of FDG-PET imaging for cancer patient managementand oncologic drug development.Clin. CancerRes. 11:2785–2808, 2005.
113. J. Guo et al. In vitro proton magnetic resonancespectroscopic lactate and choline measurements,18F-FDG uptake, and prognosis in patients with lungadenocarcinoma. J. Nucl. Med. 45:1334–1339, 2004.
114. J. F. Vansteenkiste et al. Prognostic importance ofthe standardized uptake value on 18F-Xuoro-2-deoxyglucose-positron emission tomography scan innon–small-cell lung cancer: An analysis of 125 cases.J. Clin.Oncol. 17:3201–3206, 1999.
115. I. Brink et al. Small cell lung cancer (SCLS): Glucosemetabolism and prognostic significance. J. Nucl. Med.47(suppl):163–164, 2006.
116. C. J. Hoekstra et al. Monitoring response to therapyin cancer using [18F]-2-Xuoro-2-deoxy-D-glucose andpositron emission tomography: An overview of differentanalytical methods. Eur. J. Nucl. Med. 27:731–743,2000.
117. J. Passchier et al. On the quantification of [18F]MPPFbinding to 5-HT1A receptors in the human brain. J. Nucl.Med. 42:1025–1031, 2001.
118. W. D. Heiss and K. Herholz. Brain receptor imaging.J.Nucl. Med. 47:302–312, 2006.
119. A. van Waard. Measuring receptor occupancy with PET.Current Pharm. Des. 6:1593–1610, 2000.
120. C.–M. Lee and L. Farde. Using positron emission tomographyto facilitate CNS drug development.TrendsPharmacol. Sci. 27:310–315, 2006.
121. C. C. Rowe et al. Visual analysis of 11C-PIB PET and18F-FDG PET for detection of Alzheimer's disease.J. Nucl. Med. 47(suppl):75, 2006.

obeikandl.com

الفصل السابع

معالجة البيانات وتحليلها

Data Processing And Analysis

بروفسير يو وانج — Prof. Yue Wang

بروفسير كريس وايت — Prof. Chris Wyatt

بروفسير يو بنج وانج — Prof. Yu-Ping Wang

بروفسير ماثيو فريدمان — Prof. Matthew T. Freedman

بروفسير مورايلوف — Prof. Murray Loew

(٧،١) مقدمة ٣٢٠

(٧،٢) تحسين الصور الطبية ٣٢١

(٧،٢،١) طرق النطاق المساحي باستخدام العمليات على البكسل

(٧،٢،٢) العمليات الموضعية

(٧،٢،٣) طرق النطاق ترددي

(٧،٢،٤) طرق النطاق المويجي

(٧،٢،٥) تقييم تحسين الصور

(٧،٣) تجزئ الصور الطبية ٣٣٠

(٧،٣،١) الشدة والنسيج

(٧،٣،٢) الحواف

(٧،٣،٣) النماذج الهندسية

(٧،٤) استخلاص خواص الصور الطبية ٣٣٩

(٧،٤،١) استخلاص الخواص خلال الفراغ أو المساحة، والزمن، والتردد

obeikandi.com

(٧،٤،٢) وصف واختيار الخواص
(٧،٤،٣) تطبيقات استخلاص الخواص
(٧،٥) تفسير الصور الطبية ٣٤٦
(٧،٥،١) كيف يعمل أخصائي الأشعة
(٧،٥،٢) البحث، والكشف، والوصف، والتشخيص
(٧،٥،٣) تحويل البيانات إلى معلومات
(٧،٥،٤) توصيات ما بعد التشخيص
(٧،٦) الملخص ٣٥٨
(٧،٧) تمارين ٣٥٩
(٧،٨) المراجع ٣٦٠

(٧،١) مقدمة

لقد أصبحت معالجة الصور الحيوية الطبية وتحليلها مركبة أساسية في الأبحاث الحيوية الطبية والتطبيقات العلاجية.لكي تكشف عن مرض معين وتشخصه، فإنه من الضروري للمعالج أن يطبق آخر تقنيات معالجة البيانات وتحليلها.نتيجة طبيعة البيانات الحيوية الطبية المتاحة أو حجمها، فإن العلامات المبكرة أو الخفية للأمراض يُمكن ألا يتم كشفها أويُمكن تفسيرها خطأ.لكي نتجنب هذا القصور في الدقة، فإن باحثي الطب الحيوي والمعالجين قد اتجهوا إلى الاعتماد على تقنيات معالجة وتحليل البيانات المتقدمة وعلى البرمجيات.

لقد نسجت طرق معالجة وتحليل البيانات الحيوية الطبية في نسيج أو قماش مجتمعات معالجة الإشارات وتحليل الأنماط.في البداية، تم النظر لهذه المجهودات في هذا التخصص كتطبيق لطرق تحليل البيانات والرؤية بالحاسب على هذه المجموعات من البيانات المثيرة للاهتمام على الرغم من ذلك فإنه على مدى العقدين أو الثلاثة الأخيرة فقد قدمت هذه الطبيعة الفريدة للمشكلة من خلال هذا التخصص؛ مما أدى إلى تطوير نظم حديثة خاصة بهذا التخصص.

التركيز هنا في الفصل السابع سيكون على معالجة البيانات وتحليلها. إنه مرجعاً ضرورياً وأساسياً ذلك الذي يحتوي تفاصيل الطرق الأساسية، والتقنيات، والوسائل التي تحسن من جودة إظهار وتفسير البيانات الحيوية الطبية وأيضاً دعم الكشف الكمي والقرار التشخيصي. هذه المعلومات تم تقديمها عن طريق المؤلفين المشاركين، الذين هم في مقدمة متخصصي معالجة البيانات الحيوية الطبية وتحليلها. يعرض هذا الجزء المكثف طرقاً تحليلية مثل تحسين

الصور الطبية، وتقسيم الصور الطبية، واستخلاص الخواص من الصور الطبية، والتشخيص بمساعدة الحاسب، والقرارات الطبية التي يتخذها المعالجين والمدعمة بالبيانات.

(٧،٢) تحسين الصور الطبية

نتيجة المقدرة المحدودة لنظم العرض، وضوضاء الصور المرئية، وعوامل عديدة أخرى، فإن الصور الطبية المكتسبة تعاني من جودة فقيرة. يقصد بتحسين الصورة الخطوات التي تستخدم لتغيير مظهر الصورة أو جزء منها بغرض الحصول على تباين أفضل أو العرض الأفضل لخواص معينة فيها ولتسهيل التشخيص الطبي التالي المعتمد على هذه الصور الطبية. فمثلاً،في صور الثدي بأشعة إكس (الماموجرام) لتشخيص سرطان الثدي، يتم في العادة استخدام طرق تحسين الصور لتحسين رؤية التكلسات microcalcifications، والكتل، والأنسجة الناعمة. إن التصميم الجيد لنظام لتحسين الصور يجب أن يأخذ في الاعتبار الخواص المعينة للصور الطبية وأن يفهم جيداً خطوات التصوير في أي نظام من نظم التصوير الطبي.في تصوير المخ باستخدام صور أشعة إكس المقطعية بالحاسب computed tomography, CT، فإن الهيكل العُظمى والأنسجة الناعمة تظهر بتباين وخواص هندسية مختلفة، بينما في التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني(1)PET positron emission tomography, للمخ فإنه تكون هناك معلومات هيكلية أقل. لذلك؛ فإن خوارزمات الترشيح يجب أن تكون مختلفة لتحسين تباين الأنسجة الناعمة وتحسين الهياكل التشريحية. مثالا آخر في التصوير الميكروسكوبي، حيث يتم اكتساب الصور في العادة عند مستويات بؤرية مختلفة وعند فترات زمنية وقنوات طيفية مختلفة،في هذه الحالة فإن تصميم خوارزم التحسين يجب أن يأخذ في الاعتبار مميزات هذه المعلومات المتعددة الأبعاد.

هناك العديد من خوارزمات تحسين الصور المختلفة المتاحة.في العادة يتم تصنيفها إلى نوعين: طرق معتمدة على النطاق المساحي وأخرى معتمدة النطاق التحويلي. تشتمل طرق النطاق المساحي على عمليات على كل الصورة أو منطقة موضعية تعتمد على إحصائيات الصورة. عمليات تكافؤ المخطط البيانيHistogram، ومتوسط الصورة، وشحذ أو زيادة حدة الصورة باستخدام عمليات الكشف عن الحواف والعمليات على الشكل أو المورفولوجيا، ومرشح الوسط غير الخطي، كلها تنتمي إلى هذا النوع من الطرق النوع الآخر من هذه الطرق هو طرق النطاق التحويلي، لأن العمليات على الصور يتم إجراؤها في النطاق التحويلي، كما هو الحال في نطاق تحويل فورير والتحويل المويجي طرق النطاق ترددي تسهل عملية استخلاص خواص معينة للصورة لا يُمكن استنتاجها من النطاق المساحي. يستطيع الشخص أن يتعامل مع معاملات التحويل في النطاق ترددي وبعد ذلك يسترجع الصورة في النطاق المساحي لإظهار محتويات الصورة المهمة كواحد من تحويلات الصورة القوية، فقد استخدمت

طرق التحويل المويجيفي السنوات الأخيرة لتحليل الصور الطبية.سنقدم هنا العديد من الطرق المويجية لتحسين تباين الصورة.في النهاية، سنشرح كيف نقيم أداء خوارزميات التحسين المختلفة وسنستخدم تحسين صورة كروموزومية كمثال للمقارنة بين الطرق المختلفة لتحسين الصورة.

(٧،٢،١) طرق النطاق المساحي باستخدام العمليات على البكسل

عندما يكون جهاز العرض له مدى محدود من المستويات الرمادية التي تتم عليها رؤية خواص الصورة، فإنه يُمكن استخدام طريقة شاملة لضبط كل بكسلات الصورة للتأكد من أن الخواص موضع الاهتمام في الصورة تقع في مدى الرؤية لجهاز العرض يطلق على هذه الطريقة أيضاً طريقة مد أو امتداد أو توسيع مدى التباين(2).فمثلاً، إذا كانت I_1 و I_2 تحددان مدى مستويات الشدة موضع الاهتمام، فإنه يُمكن استخدام تحويل تدريجي لتحويل شدة الصورة f إلى الشدة g والتي لها المدى 0 حتى I_{max} كالتالي: $g = \frac{I-I_1}{I_2-I_1}.I_{max}$. هذا التحويل يعتبر امتداداً أو توسيعاً خطياً (2، 3). يوجد هناك عدد من العمليات المتصلة وغير الخطية على البكسلات.في العادة تستخدم عمليات وزن أو تدريج شدة الصورة لتوسيع التباين، وللقص، ومعايرة جهاز العرض، وإلخ.حيث إنه لا توجد أي معلومات مسبقة تحدد مستويات الشدة المفيدة، فإنه من المقيد أن نوزع معلومات الشدة بانتظام على كل مستويات الشدة المتاحة، هذه الطريقة تُسمى مكافئة المخطط الإحصائي histogram equalization(2).

عندما يكون هناك أكثر من صورة متاحة، فإن متوسط الصورة يعتبر طريقة بسيطة لتحسين نسبة الإشارة للضوضاء. فمثلاً،في التصوير الميكروسكوبي، فإنه يتم الحصول على صور متعددة عند مستويات بؤرية مختلفة.بالنسبة للصور المتحركة، فإن صور نفس المنظر أو نفس المشهد يتم اكتسابها عند نقاط زمنية مختلفة(3). هذه الصور المتعددة يُمكن تسجيلها بطريقة مناسبة وعمل متوسط لها لتقليل الضوضاء. يتم إجراء طرح الصور عند الحصول على صورتين لنفس الهدف عند ظروف تصويرية مختلفة وبينهما تشابه كبير. إن طرح الصور سيحسن الفروق بين الصورتين، ومن التطبيقات على ذلك طرح أو تحسين الخلفية.في الصور الميكروسكوبية للكروموزومات البشرية،فإن الصور تبطل أو تفسد نتيجة التغير البطيء في نمط ظل الخلفية.في هذه الحالة يُمكن تحريك منصة الميكروسكوب للحصول على صورة أو مجال خالي من الكروموزومات واستخدام هذه الصورة كخلفية، بعد ذلك يتم طرح صورة الخلفية من الصورة التي تحتوي على الكروموزومات للتخلص من الظل.

(٧،٢،٢) العمليات الموضعية

حيث إن خواص الصورة تتغير عند البكسلات المختلفة، فإن عمليات الترشيح المساحي يتم إجراؤها في العادة على منطقة الجوار للموضع. كمثال على الترشيح الموضعي عملية تكافؤ المخطط الإحصائي أو الهستوجرام الموضعي، والتي يتم الحصول عليها عن طريق تعديل تكافؤ الهستوجرام.(2) إن عملية تكافؤ الهستوجرام الموضعي

تكيف طريقة تكافؤ الهستوجرام من الصورة كلها إلى مساحات صغيرة ومتداخلة في الصورة((1))، والتي تأخذ في الاعتبار الخواص الموضعية للصورة، وعلى ذلك فإن هذا الترشيح غيرالخطي يحتاج إلى حسابات مكثفة هناك عدد من التغيرات على تحويلات الهستوجرام التي تأخذ في الاعتبار الخواص الموضعية(4) للصورة. تحويل الهستوجرام الموضعي يتم إجراؤه بالاعتماد على الانحراف المعياري الموضعي.لقد تم أيضاً استخدام تكافؤ هستوجرام معتمداً على التحويل المويجي لتحسين صور الموجات الصوتية للمعدة(5).

يعتبر مرشح العدد المتوسط واحد من المرشحات غير الخطية جيدة الاستخدام التي تستبدل المستوى الرمادي الأصلي للبكسل بالعدد المتوسط للقيم الرمادية للبكسلات في منطقة مجاورة محددة حول هذه البكسل.يطلق أيضاً على مرشح العدد المتوسط بأنه مرشح الترتيب المحدد(3) لأنه يعتمد على الإحصاءات المستنتجة من ترتيب عناصر المجموعة بدلاً من أخذ متوسط هذه المجموعة.يشتهر هذا المرشح بأنه يقلل الضوضاء بدون التأثير الضبابي على حواف الصورة.(6) يعتمد تأثير تقليل الضوضاء(2) لمرشح العدد المتوسط على عاملين: الامتداد المساحي لمنطقة الجوار وعدد البكسلات المشتملة في حساب العدد المتوسط.يُمكن استخدام منطقة جوار متكيفة للحفاظ على حواف الصورة مع تنعيم الضوضاء.في حالة الترشيح مع استخدام المنطقة المتكيفة، فإن المنطقة المتمركزة حول بكسل معينة يتم زيادتها حتى يتم الوصول إلى معيار معين مسبق التحديد.طريقة الحساب الشكلي تعتبر طريقة أخرى للعمليات غير الخطية، حيث يتم تمثيل المرشح كاتحاد من عمليتين بسيطتين على المجموعات: عملية التمدد أو التوسع وعملية التآكل.اعتماداً على خواص المرشح الشكلي، فقد تم تصميم خوارزيم لتحسين تجزئ واستخلاص المساحات المشكوك فيها من صور الماموجرام.(7) يتم أيضاً استخدام المرشحات الشكلية بالتعاون مع المحيط الفعال للاستخلاص الآلي للأهداف الغريبة في صور المخطط الإشعاعي(8).

في العادة يتم استخدام قناع التخلص من الحدة لزيادة حدة حواف الصور. تشتمل هذه الطريقة من الترشيح على الضرب الالتفافي للصورة مع مرشح معين مثل قناع الترشيح العالي التردد.في العادة يتم التعبير عن عملية قناع تقليل الحدة كما يلي:

$$g(x,y)=f(x,y) + \lambda e(x,y)$$ المعادلة رقم (٧,١)

حيث $\lambda>0$، و $e(x,y)$ تؤخذ دائماً على أنها تدرج الصورة.إن هذه العملية تكافئ إضافة المعلومات التدرجية إلى الصورة. من دوال التدرج الشائعة الاستخدام مرشح لابلاس Laplac المقطع(6). مرشحات تدرج أخرى مثل مرشح سوبيل Sobel يُمكن استخدامها لحساب التدرج من الدرجة الأولى في الاتجاهين x و y. المرشحات الاتجاهية

مثلاًيُمكن(9) استخدامها لاستخلاص المعلومات الاتجاهية في الصورة لزيادة حدة الحواف في اتجاه معين. أمثلة على استخدام المعلومات التفاضلية الموضعية لتحسين الصور الطبية يُمكن الرجوع إليها في المراجع(10-12).

(٧،٢،٣) طرق النطاق ترددي

في الكثير من الأحيان يكون الترشيح في النطاق الترددي أكثر وضوحاً وبساطة عنه في النطاق المساحي عند تقليل الضوضاء ؛ وذلك لأن الضوضاء يُمكن تحديدها بسهولة في النطاق الترددي عند تحويل الصورة إلى نطاق فوريير، فإن مركبات الترددات المنخفضة تقابل في العادة المناطق الناعمة أو الهياكل الضبابية في الصورة، بينما تمثل مركبات الترددات العالية تفاصيل الصورة، والحواف، والضوضاء. ولذلك ؛ فإنه يُمكن تصميم مرشح تبعا للمركبات الترددية للصورة لتنعيم الضوضاء أو التخلص منها. (1،13) في العادة، يقوم المرشح المنفذ للترددات المنخفضة بتنعيم الصورة عن طريق إضعاف مركبات الترددات العالية، وأما الترشيح المنفذ للترددات المرتفعة فإنه يؤكد أو يوضح حواف الصورة والتفاصيل الحادة فيها عن طريق إضعاف مركبات الترددات المنخفضة.

يعتبر مرشح وينر Wiener مرشحاً مثالياً مستنتجاً تحت شرط أقل متوسط لمربع(1،3،6) الخطأ عندما تكون الصورة عبارة عن مجموع الصورة والضوضاء الثابتة g(x,y)=f(x,y)+n(x,y)، حيث تم افتراض أن الضوضاء تكون بيضاء طيفيا ولها متوسط يساوي صفراً ومتوسط تفاوت مقداره σ، ويتم استنتاج مرشح وينر كما يلي(2) :

$$H(u,v) = \frac{P_f(u,v)}{P_f(u,v)+\sigma^2}$$ المعادلة رقم (٧,٢)

حيث P_fهي قدرة طيف الإشارة. هناك حدود لمرشح وينر(3). إذا كانت الإشارة عبارة عن تحقيق لعملية غير جاوسية non-Gaussian مثل الصور الطبيعية، فإن المخمنات أو المقدرات غير الخطية تتفوق على مرشح وينر في هذه الحالة. يوجد عدد من المتغيرات لمرشح وينر عند افتراض التغيرات في الخواص المساحية في الإشارة والضوضاء(2) إحدى الطرق لجعل المرشح متغيراً مساحياً يكون عن طريق استخدام نموذج متغير مساحياً وموضعياً لمعامل الضوضاء σ_n. هذا المرشح يتغير من بكسل لأخرى أحد أشكال هذا المرشح هو مرشح وينر المتكيف مع الضوضاء المقترح عن طريق Lee et al(14)، والذي يضع نموذجا للإشارة كعملية ثابتة أو ساكنة.يُمكن تمثيل هذا المرشح كما يلي :

$$\tilde{f}(x,y)=\big(g(x,y) - m_f(x,y)\big)(X,y) + \frac{\sigma_f^2(x,y)}{\sigma_f^2(x,y)+\sigma_n^2(x,y)} m_f$$ المعادلة رقم (٧,٣)

حيث m_f هي المتوسط الموضعي للإشارة f، و σ_f^2هي التفاوت الموضعي للإشارة. هذا المرشح يشابه ترشيح تخفيف الحدة كما في المعادلة رقم (٧,١).

obeikandi.com

يتعلق مرشح وينر بالإحصائيات من الدرجة الثانية لصورة الدخل. عن طريق إدخال بعض من عدم الخطية في الصورة، فإنه يُمكن التغلب على بعض الحدود أو القصور(15). لقد اقترح كل من Abrmatic و Silverman مرشحاً عبارة عن تركيبة خطية من مرشح وينر الساكن H وخريطة الوحدة كما يلي :

$$H_\alpha=H+(1-\alpha)(1-H)$$ المعادلة رقم (٧,٤)

المرشح المتكيف المعدل يساوي مرشح وينر عندما α=1، وعندما α=0 فإن المرشح يصبح خريطة وحدة. من دراسات نظام الرؤية البشري، فقد قدم Knutsson et al مركبة متباينة في نموذج Abramatic و Silverman كما يلي :[16]

$$H_{\alpha,\gamma}=H+(1-\alpha)(\gamma+(1-\gamma)\cos^2(\varphi-\theta))(1-H)$$ المعادلة رقم (٧,٥)

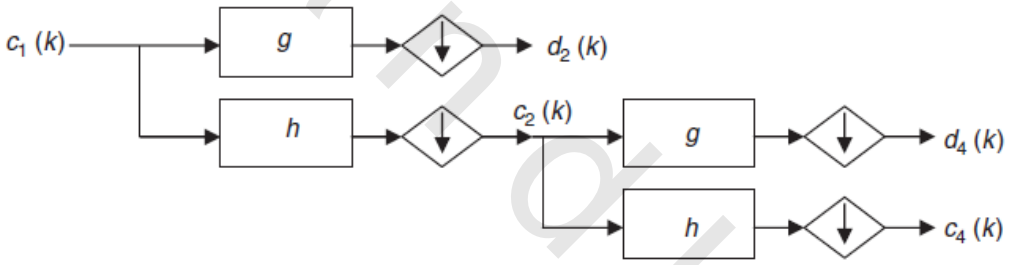
حيث المعامل γ يتحكم في درجة التباين، و φهي زاوية الاتجاه للمرشح، و θ تحدد الهيكل الموضعي للصورة.كان المرشح أكثر اتجاهية، وكلما كانت قيم γ أصغر، كلما كان المرشح أكثر تباينا.الاتجاه الموضعي ومستوى التباين يُمكن تقديرهما باستخدام تحويل هلبرت Hilbert transform الثلاثي الاتجاه دالة الوزن cos2(φ-θ) تم وضعها لخواصها التوائمية، وتم تنفيذ مرشح التباين المتجه كمرشح اتجاهي عن طريق Freeman and Adelson (9).

(٧،٢،٤) طرق النطاق المويجي

الإدراك البصريفي البشر يحدث عند عدة مستويات ؛ وبالتالي فإن حواف أي صورة يُمكن استخلاصها من لابلاس على عمليات جاوس laplacian of Gaussian operatorsكما هو مفترض عن طريق Maar-Hildreth.(6) لقد تم تطوير المويجات في الرياضة التطبيقية لتحليل الصور ذات الهياكل متعددة الدرجات.(17) تختلف الدوال المويجية عن التحويلات الأخرى مثل تحويل فورير لأنها ليست فقط تقطع أو تشرح الإشارات إلى مركباتها الترددية ولكنها أيضاً تغير في الدرجة التي يتم تحليل المركبات الترددية عندها. كنتيجة على ذلك،فإن المويجات تكون مناسبة بصورة استثنائية لتطبيقات مثل ضغط البيانات، وتقليل الضوضاء، والكشف عن التميز أو التفرد في الإشارات. إن القابلية للتعامل مع تدريج متغير للدالة عند تعاملها مع الترددات المختلفة يجعل المويجات أفضل ملاءمة للتعامل مع الإشارات ذات التغير الصدمي أو النتوئي أو التي بها عدم اتصال عن التحويلات العادية مثل تحويل فورير.لقد تمت دراسة تطبيق المويجات في تحسين الصور الطبية بكثافة كبيرة سنقدم هنا نوعين من التحويلات المويجية وخوارزميات التحسين المعتمدة على هذه التحويلات.إن استخدام تحويلات الصورة الأخرى مثل القابلية للتوجه(9) ومرشح جابور Gabor(18) يُمكن إيجادها في مراجع أخرى.

رياضياً، فإنه باستخدام التحويلات المويجية يُمكن تحليل الإشارة إلى مركبات منخفضة التردد وعالية التردد عند تدريجات زوجية 2j الشكل رقم (٧.١) يبين تحويل مويجي متعامد/ثنائي التعامد نموذجي. إنها تستخدم مرشحات منفذة للترددات المنخفضة وأخرى منفذة للترددات العالية {h} و {g}.(17) بعد كل مستوى من التحليل فإن عدد معاملات المويجات تصبح نصف معاملات التحليل السابق، كما أن مركبات المرور المنخفض والمرور العالي للصورة تكون محتواة في المعاملات {c} و {d} على التوالي.

هناك عائلة أكثر عمومية من المويجات المناسبة لتحسين الصور وهي التحويلات أو الإطارات المويجية غير المتعامدة، ولقد اقترح كل من Zhong و Mallat (١٩) عائلة من التحويلات المويجية غير المتعامدة.يُمكن استخلاص معلومات الحواف من العبور الصفرى و/أو القيمة العُظمى للتحويل المويجي (20).هذه التحويلات المويجية لا تتغير بالتنقل كما أنها تتفوق على التحويلات المويجية المتعامدة، حيث انها تقلل التأثير الاهتزازي أو الرنيني عند الحواف. هناك عائلة أكثر عمومية من التحويلات المويجية التفاضلية تم اقتراحها. (21، 22) إذا حددنا التنعيم والمحول المويجي لصورة f على أنهما $S_{2j}f$ و $W_{2j}f$، فإنه يُمكننا حساب التحويل المويجي باستخدام خوارزم سريع كما يلي:



الشكل رقم (٧،١) التحليل المويجي الهرمي المتعدد التحديدية عند مستويين.

المعادلة رقم (٧.٦)

$$\begin{cases} S_{2j}f = S_{2j-1}f * h_{\uparrow 2^{j-1}} \\ W_{2j}f = S_{2j-1}f * g_{\uparrow 2^{j-1}} \end{cases}, 1 \le j \le J$$

حيث {h} و {g}هي المرشحات المنخفضة التمرير والعالية التمرير، و $2^{j-1}\uparrow$هي عملية زيادة معدل أخذ العينات أو العيننة عن طريق وضع 2^{j-1} من الأصفار بين كل عينتين في المرشح. قيم هذه المرشحات يُمكن الحصول عليها من وانج Wang(21).

يُمكن التعامل مع معاملات التحويل المويجي عن طريق تكبير هذه المعاملات لتحسين الإشارات ذات الثقة أو الصحيحة بينما يضعف من الضوضاء. إن تعديل المعاملات المويجية ينتج عنه نقل غير خطي من معاملات التحويل

المويجيx إلى قيم جديدة، وإن دوال التشبع الحاد والتشبع الناعم المفترضه عن طريق Donoho و Johnstone(23) تقوم بهذه المهمة غير الخطية.فمثلاً دالة التشبع الناعمة تعطى كما يلي:

$$\theta(x)=\begin{cases} x-T, & if\ x \geq T \\ x+T, & if\ x \leq -T \\ 0, & if\ |x| \leq T \end{cases}. \qquad \text{المعادلة رقم (٧,٧)}$$

حيث القيمة التشبعية T يتم اختيارها في العادة لتكون $T = \sigma\sqrt{1g_2N}$ حيث Nهي طول الإشارة. المعاملات أقل من T أو أعلى من T– يتم اختصارها إلى القيمة صفر تقريباً.

في العادة يتم تطبيق معادلة التشبع (٧,٧) على نطاق التحويل المويجي المتعامد/ثنائي التعامد إن التحويل الموجي الثابت كالموجود في المعادلة رقم (٧,٦) يكون في العادة أكثر تفضيلا(20) إن تفسير خطوات التحويل الثابت تقلل من تأثير التموجات عند تقدير الإشارات غير المستمرة.هناك العديد من طرق التحسين (24، 25، 26) تم اقتراحها اعتماداً على التحويلات غير المتعامدة إن دوال التحويل المختلفة المستخدمة في هذه الطرق تتفاعل كما لو كانت أقنعة لتقليل الحدية المتعددة التدريج.

إن التحويل المويجي التفاضلي (المعادلة ٧,٦) تسهل عملية استخلاص الحواف عند التدرجات المتعددة حيث إن نماذج الحواف يتم تصحيحها مساحياً، فقد تم استخدام هذه الخاصية لتحديد الحواف وبالتالي تكبيرها. لقد تم استخدام عمليات ضرب متعددة التدريج على مستوى النقطة multiscale point-wise products, MPP لقياس علاقة ما بين التدريج.(27) الـ MPP يتم تحديدها كما يلي:

$$P_k(n) = \prod_{j=1}^{k} W_{2j}\, f(n) \qquad \text{المعادلة رقم (٧,٨)}$$

حيث $\{W_{2j}f\}$هي التحويلات المويجية المحددة في المعادلة (٧,٦). هذا المعيار قد تم استخدامه للكشف عن، وتحديد(28)، وتقليل الضوضاء(19)، وترشيح صور الرنين المغناطيسيmagnetic resonance images, MRIs (29).في الحقيقة، قبل مجيء التحويل المويجي، فإن الـ MPP قد تم استخدامها لتحسين قمم الإشارات متعددة التدريج مع قمع الضوضاء عن طريق العلاقة متعددة التدريج للإشارات المطلوبة(30). حيث إن القيم العُظمى لل $W_{2j}f(n)$ تميل للانتشار خلال التدريجات نتيجة وجود الحواف في الإشارة f(n)، بينما لا تتأثر القيم العُظمى الناتجة عن الضوضاء، فإن $P_k(n)$تعيد تقوية أو تحسين استجابة الإشارة بدلاً من الضوضاء. تحليل نماذج الحواف توضح أن الضرب متعدد التدريج لديه قابلية ذاتية لقمع الصدمات المنفردة والضيقة بينما يحافظ على استجابة الحواف عند التدريجات المختلفة.(27) هناك تحليل تفصيلي لدالة توزيع الاحتمال لل MPP يُمكن أيجادها في مرجع Sadler and Swami.(28)

اعتماداً على هذه الملاحظة، فقد اقترحنا دالة التحويل التالية باستخدام الـ MPP كمعيار لتعديل المعاملات المويجية(27):

$$\theta(x) = \begin{cases} \lambda x, & if\ |x| \geq \mu \\ 0 & otherwise \end{cases}$$ المعادلة رقم (٧,٩)

حيث λهي ثابت يُمكن ضبطه بالمقابل للتدريج، واختيارها يُمكن أن يكون له درجات مختلفة للتحسين.يُمكن للمستخدم أن يضع المعامل التشبعي μ، حيث القيم المرتفعة لل μ ينتج عنها تأثيرات عالية على الضوضاء، والعكس. إن اختيار قيمة μ تعتمد على مستوى الضوضاء في الصورة، والذي يتشابه مع طريقة التشبع الحادة التي استخدمها Coifman and Donoho(20).

(٧،٢،٥) تقييم تحسين الصور

إن تقييم تحسين التباين يكون في العادة صعباً حيث لا يوجد مقياساً عاما ليحدد الأداء الوصفي أو الموضوعي لخوارزم التحسين.(31) غالباً يعرف التباين على أنه الفرق في الإضاءة المتوسطة بين الهدف والوسط المحيط به. هناك العديد من المقاييس للتباين.مثلاً، في التعريف المقترح عن طريق Gordon and Rangayyan(32)، فإن التباين الموضعي يعرف على أنه الفرق في القيم المتوسطة في نافذتين مستطيلتين متمركزتين حول بكسل معينة.بالتحديد يعرف التباين c(x,y) كما يلي:

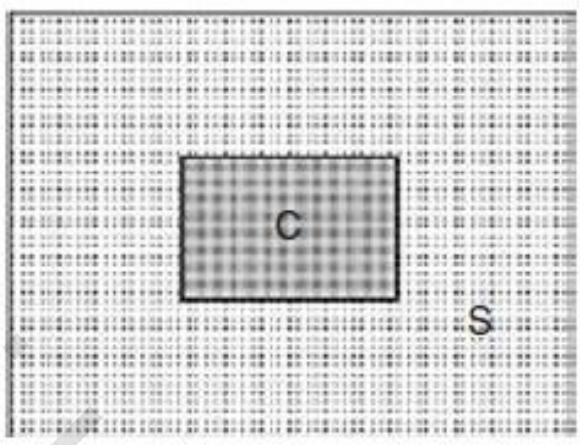
$$c(x,y) = \frac{|P-a|}{|P+a|}$$ المعادلة رقم (٧,١٠)

حيث p و aهي القيم المتوسطة للمستويات الرمادية في النافذة المركز والنافذة المحيطة بموضع البكسل (x,y)، كما هو موضح في شكل (٧,٢). إنها تعطي مقياس التباين cفي المدى [0,1]. إن مقياس الأداء، نسبة تحسين التباين contrast improvement ratio, CIR، يتم تحديدها على أنها النسبة بين الصورة المحسنة والصورة الأصلية خلال منطقة الاهتمامR:

$$\text{CIR} = \frac{\left|\sum_{(x,y)\epsilon R} |c(x,y) - \tilde{c}(x,y)|\right|^2}{\sum_{(x,y)\epsilon R} |c(x,y)|^2}$$ المعادلة رقم (٧,١١)

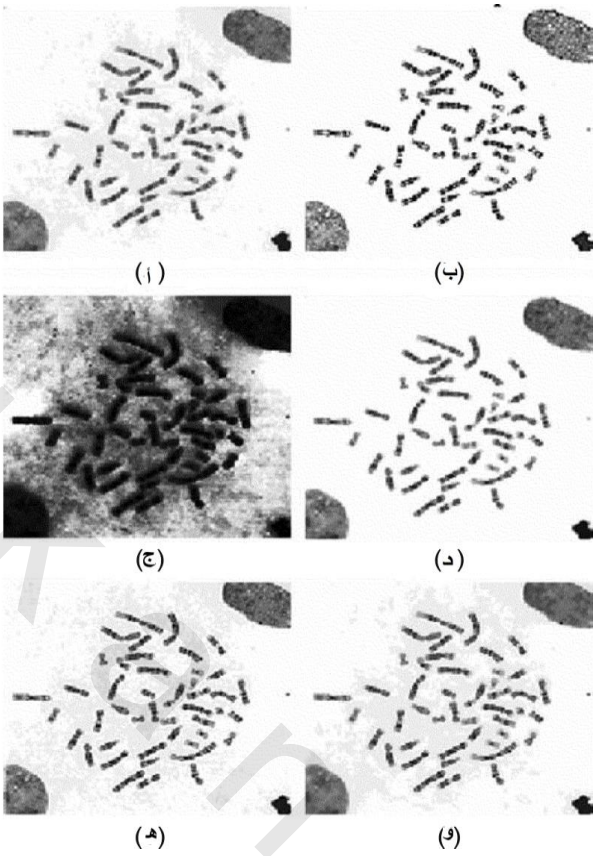
حيث c و $\tilde{c}$هي قيم التباين الموضعي للصورة الأصلية والصورة المحسنة على التوالي، والشكل رقم (٧,٢) يبين المنطقة المركزية والمنطقة المحيطة.يُمكن استخدام الـ CIR كمعيار موضوعي لتقييم طرق تحسين التباين المختلفة.

openkandil.com



الشكل رقم (٧،٢) يعرف التبأين الموضعي على أنه القياس بين منطقة مركزية والمنطقة المحيطة بها. حجم النافذة المركزية والنافذة المحيطة هي ٣ و ٧ على التوالي.

سنستخدم هنا تحسين صور الكروموزومات كمثال على مقارنة طرق التحويلات المويجية مع العديد من الطرق الأخرى(27). هذه الطرق هي طريقة امتداد أو توسيع التباين المكيفة Adaptive contrast stretch, ACS، وطريقة تحسين التباين المكيفة adaptive contrast enhancement, ACE، وتحويل تكبير التباين(4) contrast gain transform, CGT. إن معاملات الـ CGT والـ ACE المستخدمة في بحث Chang and Wu كانت ٢٥ و ٢ في هذه التجربة. المعامل λفي المعادلة رقم (٧،٩) المستخدم في طريقتنا المفترضة للثلاثة تدريجات كانت ٥ و ٢ و٢ على التوالي بالإضافة لذلك، سنقارن أيضاً طريقتنا مع طريقة تحسين التباين المتعدد التدريجات multiscale contrast enhancement, MCE المقترحة فيBoccignone and Ferraro. (33) يبين الشكل رقم (٧،٣) مثالا على تحسين الصور المنتشرة باستخدام طرق تحسين مختلفة.يُمكن ملاحظة أن طريقة المويجات المقترحة تنتج أحسن تأثير بصري بعد تحسين نماذج المجال، كما أن طريقة تحسين التباين المكيفة ACE وطريقة الـ CGT على الجانب الآخر تسببان ضبابية للحواف. تستخدم صور الكروموزومات عادة في التشخيص الخلوي وأبحاث السرطان. إن تحسين الصورة يكون مطلوباً لتحقيق عرض عالي التحديدية ورؤية النماذج النطاقية الكروكوزومية (31).في هذه التجربة تم اختبار ٢١ صورة لكروموزومات بشرية بما في ذلك ١٠ صور لكروموزومات طورية منتشرة و ١١ صورة للأنماط النووية. نتائج هذه التجربة،بدلالًة متوسط الـ CIRs المقاسة من الصور الطورية المنتشرة والأنماط النووية تم جدولتها في المرجع Wang et al(27). من ضمن كل هذه الطرق التي تم اختبارها فإن طريقة التحويل المويجي أعطت أعلى CIRs.



الشكل رقم (٧،٣) مقارنة ال CIRs للطرق المختلفة لتحسين صور الكروموزومات. (أ) الصورة الأصلية، (ب) التحسين بالطريقة المقترحة، (ج) طريقة MCE، (د) طريقة CS، (هـ) طريقة ACE، (و) طريقة CGT.

لقد تم تحديد تقييم أكثر موضوعية لخوارزم تحسين في التطبيق التالي.مثلاً ، في تحسين صورة الكروموزومات ، فإن الهدف النهائى يكون هو تحسين دقة التصنيف في هذه الصور ، ولقد أعطت طريقة تحسين الصورة بالطرق المويجية أعلى دقة تصنيف من بين كل خوارزمات التحسين التي استخدم ناها في المقارنة(27).

(٧،٣) تجزئ الصور الطبية

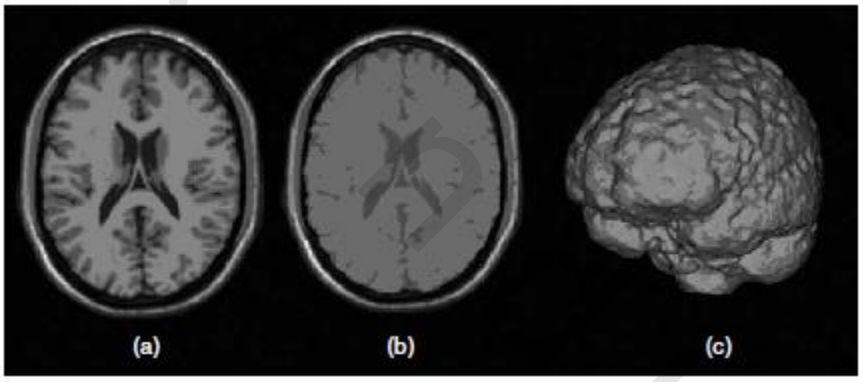
لاحظ أننا في الأجزاء التالية عندما نشير إلى بكسل فإننا نشير أيضاً ضمنياً لعنصر الحجم وهو الفوكسيل إلا في بعض الحالات الاستثنائية التي سنشير إليها.

إن تجزئ الصورة هو عملية تقسيم الصورة إلى مجموعات من البكسلات المقابلة لمناطق الاهتمام الفسيولوجي. فمثلاً ، الشكل رقم (٧،٤أ) عبارة شريحة واحدة من صور الـ MRI ، والشكل رقم (٧،٤ب) يبين تقسيم هذه الصورة إلى أنسجة مخية وأخرى غير مخية كمجموعة من البكسلات مع العلامة (red) لأنسجة المخ.

يُمكن استخدام الصورة المجزئة لعمل بعض القياسات مثل حجم المخ، وللكشف عن الأشياء غير الطبيعية أو الشاذة، أو لرؤية مساحات معينة مثل سطح المخ في شكل (٧.٤ج).لقد كان تجزئ الصورة موضوعا بحثيا فعالا في موضوعات معالجة الصور والرؤية بالحاسب في مستهل الصور الرقمية.كنتيجة لذلك؛ فإن هناك مصفوفة كبيرة وواسعة من طرق التجزئ للصور الطبية.

(٧،٣،١) الشدة والنسيج

هناك فصيل أساسي من طرق تجزئ الصورة وهو الذي يكون مناطق تتشابه في شدة إضاءتها أو في نسيجها التركيبي. إن المحرك وراء هذه الطريقة هو أن هذه المناطق تقابل أهدافا أو خواص مختلفة في الصورة الأصلية.إن هذه الطرق تختلف فيما بينها في التحديد الدقيق للمنطقة وكيفية تحديد البكسلات لهذه المناطق.إنه من الصعب تحديد ماذا نعني بالمنطقة المهمة بالمعنى أو الإدراك العام، حيث إن ذلك، يعتمد غالباً على التطبيق المفترض. وعلى الرغم من ذلك فإن التحديد الأساسي للمنطقة يكون كما يلي:



الشكل رقم (٧،٤) مثال على تجزئ الصورة مستخدم لتحديد البكسلات التيتنتمي إلى النسيج المخى. (a) شريحة من صورة موزونة بالزمن T2. (b) الصورة المحددة للمخ تم تعليمها أو إبرازها باللون الأحمر. (c) تقديم منطقة سطح المخ من حجم الصورة الكلى. صورة الرنين المغناطيسي من قاعدة بيانات صور المخ على الإنترنت http://www.bci.mni.mcgill.ca/brainweb للحصول على تفاصيل أكثر عن هذا الشكل عليك زيارة الموقع

http://books.elsevier.com/companions/9780123735836.

- المناطق التي تحتوي بكسلات تكون متشابهة بالنسبة لمعيار تجانس معين.
- هذه المناطق يجب أن تكون بسيطة طبوغرافياً أو مساحياً وخالية من الثقوب الضغيرة والحواف الغير منتظمة.
- المناطق المتجاورة يجب أن تكون مختلفة الخواص كما تم تحديدها عن طريق معيار التجانس.

حسابياً، يُمكن اعتبار ذلك على أنه تقسيم لمساحة الصورة إلى مجموعات غير متصلة تحقق معيارا معينا للتجانس كما يلي:

$$R_i = \{x \in R^N | T_i < H[f(x)] < T_{i+1}\}$$ المعادلة رقم (٧.١٢)

حيث R_iهي المنطقة رقم i، وxهي متجه طوله يعتمد على أبعاد الصورة، و H معيار التجانس المطبق على الصورة f. كل منطقة تقابل مجموعة من القيم المختلفة المشروطة بدوال التشبع T_i و T_{i+1}. عامة،يُمكن أن تكون الدالة T دالة معقدة اعتماداً على المعلومات المقدمة أو المسبقة. إن شرط أن تكون المجموعات غير متصلة يُمكن تخفيفه أثناء عملية تكوين المنطقة ولكن النتيجة النهائية يجب أن تحتوي مجموعات حصرية التبادل. لقد تم تحديد معيار التجانس بطرق مختلفة وعديدة ويتم استخدام هذه الطرق لقياس درجة أو مدى انتماء بكسل إلى منطقة معينة.

إن أبسط تكوين لمعيار التجانس هو استخدام الشدة عند موضع البكسل نفسها أو استخدام خرج مرشح معالجة للصورة، مثل مقياس التنعيم أو النسيج. بالتالي؛ فإن دوال التشبع T_iتقابل حدود الشدة، والمناطق ستكون عبارة مجموعات من البكسلات التي تكون شدتها واقعة في هذه الحدود المعطاة. هذه الطريقة يشار إليها على أنها طريقة التشبع ويكون لها معاملان أساسيان وهما: عدد المناطق، والقيم التشبعية. إذا تم افتراض منطقتين فقط، فإنه يتم استخدام قيمة تشبعية واحدة. إن هذا قليلا ما يصف المشاهد الحقيقية، ولذلك فإنه في العادة يطلب العديد من القيم التشبعية؛ مما يعطي تشبعاً متعدد القيمة. إن عدد المناطق والقيم التشبعية يُمكن تحديده من المعرفة المسبقة للكثافات المتوقعة في الصورة أو التي يُمكن تقديرها من تحليل الهستوجرام.يُمكن عن طريق تحليل الهستوجرام تحديد القمم والتقسيم الجانبي لمدى البكسلات بالتالي، أو كما يكون في الغالب، نمذجة شدة البكسلات باستخدام التوزيع الاحتمالي.يُمكن بعد ذلك تقدير معاملات هذا التوزيع من هستوجرام الصورة واستخدامه لتكوين دوال مميزة تحقق قيم التشبع.

إن تحليل الهستوجرام يعتبر مجموعة جانبية من فصيل أكبر من خوارزميات التجزئ المعتمدة على المنطقة، والتي تفترض نموذجا للصورة كعملية عشوائية ثابتة، وتقوم بتصنيف البكسلات منفردة اعتماداً على مجموعة من الخواص التي يتم حسابها من الصورة. هذه الطرق التصنيفية تعتبر مجموعة جانبية من التعرف على الأنماط ويُمكنها استخدام معلومات واسعة التغير من الصورة.في حالة التصنيف، يكون الهدف هو إيجاد أو الوصول للتجزئ الأكثر احتمالاً لهذه الصورة. يتم ذلك عن طريق تعظيم التوزيع الخلفي للحصول على التجزئ الأكثر توقعاً (تقدير القيمة العظمة maximum a posteriori, MAP). طرق التجميع أو التقسيم إلى مجموعات تستخدم القياسات بين الفصائل والتجانس داخل الفصيل، مثل معيار Fisher، لتحديد أفضل تجزئ. هناك طرق تجميع مثل التجميع الهرمي

وخواريزم أقرب جار (المتوسطات k والمتوسطات c) يُمكن استخدامها لتجميع البكسلات في مناطق.(34) عند استخدام شدة البكسل والبكسلات المجاورة لها، فإن طريقة التصنيف ينظر إليها على أنها طريقة تصنيف تعتمد على المنطقة.

إن النتائج التي يتم الحصول عليها عن طريق دوال التشبع وتصنيف البكسلات المنفردة يحتوي غالباً على العديد من الثقوب أو الفجوات داخل المنطقة، وبالذات في الحالات التي تحتوي على ضوضاء.أيضاً، فإن النتائج في هذه الحالة يجب معالجتها للحصول على البكسلات التي تكون معزولة مساحياً باستخدام خواريزم التعليم (وضع علامة). هناك طريقة أكثر تركيزاً على تجزئ المنطقة تعرف بأنها تجزئ البكسل أو طريقة نماء أو توسيع المنطقة. تبدأ هذه الطريقة من نقطة معينة من الصورة،تُسمى البذرة. بعد ذلك تقوم بتجميع كل البكسلات المجاورة لهذه المنطقة والتي تحقق نفس معيار التجانس المفترض. حيث إنه تتم إضافة بكسل واحدة فقط إلى المنطقة في كل مرة، فإنه يُمكن وضع شروط مثل حجم المنطقة أو شكلها لتتحكم في أو تقود عملية تكوين المنطقة.باستخدام هذه الطريقة، فإنه يُمكن استخلاص منطقة وحيدة متصلة بخواص مساحية أو طبولوجية معينة بدون الحاجة إلى فحص كل نطاق الصورة. بالإضافة إلى اختيار القيم التشبعية، فإن نقطة البذرة أيضاً يجب اختيارها، وهذا يتم في العادة عن طريق العامل أو المشغل، ويُمكن تحديدها أيضاً بطرق آلية في بعض التطبيقات.

على التبادل، فإن كل نطاق الصورة يُمكن تقسيمه تقسيمات جانبية وبطريقة تكرارية حتى تصبح مجموعة البكسلات في كل منطقة محققة لمعيار تجانس معين.يُمكن أيضاً إعادة تحسين هذه العملية، عن طريق تجميع المناطق المنفردة، حتى تصل إلى درجة لا يُمكن تجميع مناطق مع بعضها أكثر من ذلك وتكون كل منطقة ناتجة محققة لمعيار التجانس. هاتان الطريقتان تكونان هيكلاً مخططاً هرمي الاتجاه،في حالة التقسيم، فإن المخطط يكون له جذر واحد مقابل لعقد الصورة والعقد الطرفية التي تقابل المناطق المنفردة.في حالة ضم المجاميع، فإن المخطط يكون له جذر لكل بكسل وأقل عدد من العقد الطرفية التي تقابل المناطق المنفردة.إن معيار التجانس الذي تم استخدامه في طرق التقسيم والضم تستخدم إما القيم العُظمى أو القيم الصغرى من خواص الصورة وإما اختبار إحصائي لتحديد متى يتم التوقف عن عملية التقسيم وإما الضم. كما هو الحال فيتجميع البكسلات، فإن شروط الحجم والشكل على المنطقة يُمكن تطبيقها لتحديد مساحة أو طوبولوجيا المنطقة.

إن طرق المنطقة المتسعة، والتقسيم والضم لتقسيم الصورة تكون تتابعية في طبيعتها.إنها تأخذ القرارات عن الضم أو الاستبعاد من المنطقة اعتماداً على التقدير المسبق لهذه المنطقة. هناك طريقة تتابعية أكثر عمومية تقوم بتعديل معيار القرار لكل محاولة أو لكل تكرار وهي تُسمى طريقة الاسترخاء.في طريقة الاسترخاء، يتم قياس احتمال انتماء كل بكسل إلى فصيل أو منطقة معينة باستخدام الاحتمالات أو العضوية الضبابية(35). هذه

الاحتمالات المنفردة يتم تجديدها مع كل تكرار باستخدام احتمال البكسلات المجاورة في التكرار السابق. إن طريقة التراخي تشابه بوضوح الطرق الإحصائية للتجزئ المعتمدة على مجالات ماركوف العشوائية ,Markov random fields MRF (36) وهي تستخدم مع خوارزميات مختلفة أخرى بما في ذلك المحاكاة المقواة(37)، وأساليب التكرار الشرطية، وفي العديد من التطبيقات الطبية(38).

طريقة أخرى من طرق التجزئ المعتمد على المنطقة هي طريقة مجمعات الماء watershed، وهي مستنتجة من مجال الشكل الحسابي. باستخدام التكافؤ الجغرافي، فإنه يتم فرض تدرج الصورة كخريطة طوبولوجية، وهذه الخريطة يتم إغراقها بالماء بالتدريج؛ وبالتالي فإن المناطق المنفصلة بالقمم في مجال التدرج يتم فصلها صناعياً عن طريق حاجز يُسمى الحاجز المائي. عندما يتم إغراق الخريطة كلها فإن مجموعة النقاط في كل مستنقع مائي تكون المناطق المنفصلة. بينما يتضح أن هذه الطريقة تستخدم المعلومات عن الحواف، إلا أن عملية الإغراق تشبه إلى حد كبير طريقة اتساع أو نمو المنطقة المشروحة سابقاً. إن طريقة الإغراق المائي من الصعب بناؤها في الأبعاد الثنائية والثلاثية وتؤول الطريقة إلى المغالاة أو التجزئ الزائد للصورة. لقد تم التعامل مع هذه المواضيع عن طريق استخدام طريقة الاتساع أولاً و(39) الأول وصولا هو الأول خروجاً لأداء عملية الإغراق والمعالجة الأولية الشكلية لتصحيح التجزئ الزائد.

واحدة من الصعوبات الأساسية في تطبيق طرق التجزئ المعتمدة على المنطقة هي طريقة تقدير أو تخمين المعاملات. بالنسبة للتشبع، والتصنيف، والتجميع، وطرق الـ MRF، فإن عدد أجزاء الخواص من الممكن أن يكون صعب التحديد. إنها في الغالب الحالة التي تكون فيها المعرفة المسبقة لعدد الفصائل لا تنتج تجزيئاً مفيداً، وتكون الطرق الآلية مخصصة بطبيعتها. على العموم فإن طرق التجزئ المعتمد على المنطقة تميل إلى التجزئ الزائد للصور نتيجة الضبابية والضوضاء. من وجهة نظر التعقيد الحسابي، فإن طرق المنطقة المتسعة تكون هي أسرع الطرق المعتمدة على المنطقة، لأنها فقط تفحص مجموعة جانبية من العدد الكلي من بكسلات الصورة. طرق التشبع، والتصنيف، والتراخي لها تعقيدات حسابية متزايدة خطياً مع حجم الصورة؛ لأنه لابد أن تفحص كل بكسل على حده. إن طرق الـ MAP والـ MRF تكون عالية التكلفة الحسابية لأنها لابد أن تصل إلى نهأية دالة مركبة.

(٧،٣،٢) الحواف

لتحديد هدف في صورة ثنائية أو ثلاثية الأبعاد، فإنه يُمكنك كما في الجزء السابق، أن تحدد قلب أو داخل الهدف نفسه. كبديل لذلك، فإنه فقط يُمكنك تحديد حواف هذه الأهداف ثم تجعل الداخل يأخذ قيما من داخل الصورة الأصلية أو متوسط لهذه القيم. هذه الطريقة، يشار إليها على أنها طريقة أيجاد الحواف أو الكشف عن الحواف، وهي تعتبر وسيلة مهمة للتجزئ.

تعريف طبيعي للحافة أنها هي الموضع الذي تنفصل عنده الأهداف أو الأجزاء في الصورة. من هذا التعريف للحافة، فإن عملية إيجاد الحافة يُمكن اعتبارها باستخدام العملية التفاضلية. من المعروف جيداً أن عملية التفاضل العددي تكون سيئة في عرف Hadamard.(41) لذلك فإن خرج النظام لا يعتمد باستمرار على البيانات، في حين يتم تكبير الضوضاء. كنتيجة لذلك؛ فإن واحداً من الاعتبارات الأساسية في أبحاث الكشف عن الحواف كان تنظيم عملية التفاضل.

إن أول محاولة للحصول على معامل تفاضلي منفصل أو متقطع كانت تعتمد على تقريبات لفروق محددة بسيطة للتفاضل المستمر. هذه العمليات البسيطة يُمكن تطبيقها على الصورة للحصول على تقريب لكل تفاضل اتجاهي. كل تفاضل اتجاهي يُمكن تجميعه لتكوين التدرج، ∇f. للتعامل مع موضوع الضوضاء، فإن عملية الفرق المحدد تم ربطها مع مرشح بسيط للحصول على عملية الكشف عن الحواف الكلاسيكية بطريقتي سوبيل وبريويت Sobel and Prewitt.كل من هاتين الطريقتين تربط بين مرشح للترددات المنخفضة مع عملية الفرق المحدد للحصول على مرشحات الحواف التي تكون أقل تأثراً بالضوضاء.

هناك طريقة أكثر رسمية أو منهجية لتسوية أو تنظيم عمليات التفاضل يُمكن الحصول عليها من نظرية الأنظمة المنعكسة. هنا في هذه الطريقة، فإن نموذج تكوين الصورة الخطي يتم استخدامه صراحة للحصول على حل متوسط المربعات الأصغر لمشكلة العكس عن طريق إيجاد أقل تكلفة. إن العملية التفاضلية تعمل على تنعيم الحل؛ وبالتالي يوفر الاستقرار المطلوب. إن التأثير التنعيمي لعملية التنظيم يُمكن الحصول عليه إما بطريقة صريحة أو مباشرة عن طريق الترشيح وإما بطريقة ضمنية عن طريق التقريب. طريقة الترشيح تؤدي إلى مرشح جاوس التنظيمي الذي قدمه Marrوله صلة بطرق الفضاء التدريجي. إن عملية Marr Hildreth (43) تربط ما بين المرشح مع اختيارات للقيم التدريجية عن طريق التفاضل الثاني. (44-47) إن المرشح المستخدم كان مرشح جاوس، والذي يُمكن توضيح أنه يقلل الشك بين الانتشار في النطاق المساحي والانتشار في النطاق ترددي من مرشحات استجابة الصدمة غير المحددة ومرشحات استجابة الصدمة المحددة. وبالتالي؛ فإن عملية Marr Hildrethهي تحويل لابلاس لمرشح جاوس أو مرشح القبعة المكسيكية.(48) إن طريقة التقريب للتنظيم تؤدي إلى عملية Haralick للحافة. هذه الطريقة تقرب الصورة أولاً محلياً أو منطقياً باستخدام موائمة المربعات الصغرى لكثيرة حدود. بعد ذلك يتم تحديد الحواف باستخدام العبور على الصفر للتفاضل الثاني الاتجاهي لكثيرة الحدود الموجهة في اتجاه التدرج.

يُمكن لطريقة الترشيح للتنظيم بالعمليات التفاضلية أن تنضم مع عمليات الحواف المطلوبة في إطار عمل تخيلي.هذه الفكرة ترجع في العادة إلى John Canny (49) الذي اقترح مجموعة من المعايير التي يجب أن يتبعها أي كاشف جيد للحواف. لقد اقترح كانيCanny ثلاثاً من الخواص الأساسية التي يجب أن تكون لدى أي كاشف

للحواف.أولاً، أن العامل التفاضلي يجب أن يستجيب بقيمة عُظمى عند الحافة الحقيقية وأقل ما يُمكن للضوضاء.ثانياً، يجب على هذا العامل أن يحدد الحواف بأكبر دقة ممكنة.ثالثاً، فإن العامل يجب أن يوفر تقديراً فريداً للحافة.

إن الضوضاء في طريقة كاني تكون تراكمية، وساكنة، وبيضاء بتقديرات إحصائية معروفة. إن معيار الكشف من الممكن اعتباره تعظيم لنسبة الإشارة إلى الضوضاء. إن المعامل المثالي الذي يعظم الـ SNRهو المرشح المتطابق.يُمكن تكميم معيار تحديد الموضع عن طريق خلع أو تشويش موضع الحافة المقاس من موضعها الحقيقي. على العكس من ذلك، فقد افترض Deriche العامل المثالي للحصول على امتداد مساحي غير محدود ينتج عنه صورة مبسطة يُمكن تنفيذها بشكل تكراري. لقد استخدم سباسيك Spacek معايير مشابهة لمعايير كاني ولكنها مدمجة مع تعبير المسافة المتوسطة بين القيم العُظمى المحلية مباشرة في دالة المعايير.إن مقارنة الأداء بالنسبة للمعايير المثالية الثلاثة تبين أن عمليات Deriche and Spacek تحقق في العموم كشفاً أكثر دقة وتحديدًا للحواف عن طريقة كاني. عملياً، وعلى الرغم من ذلك، فإن طريقة كاني يُمكن تقريبها عن طريق التفاضل الأول لمرشح جاوس، والذي يعتبر مفهوماً بسيطاً وله تنفيذ فعال.

إن الخوارزميات التي تم شرحها حتى الآن كانت تتعلق بالمرشحات التي تنفذ عملية التفاضل بطريقة مستقرة وجيدة التحديد. يجب فحص خرج هذه المرشحات لتحديد مواضع الحواف بوضوح، كسلسلة من النقاط في بعدين أو كشبكة من النقاط في الأبعاد الثلاثة. هذه الخطوة السابقة للمعالجة تُسمى توصيل الحواف، وتعتبر هي الجزء الصعب في الطرق المعتمدة على الحواف. الطريقة الأبسط هي وضع حد تشبع لصورة مقدار الانحدار واستخدام العمليات الشكلية ووضع العلامات لتحديد سلسلة الحواف. الصعوبة الأساسية في هذه الطريقة تكون هي اختيار القيمة التشبعية، والتي يُمكن أن تتسبب في فجوات ويُمكن أن تكون متخصصة بطبيعتها. طريقة البحث التخطيطي وتحويل هوف Hough يعتبران مثالين لطرق التخلص من الفجوات الناتجة من تشبع الاستجابة الانحدارية. طرق البحث التخطيطي تستخدم كل من خوارزميات الجشع أو الشره والبحث الإرشادي لملء هذه الفجوات، بينما يستخدم تحويل هوف لتحديد الخطوط والمنحنيات المحددة بمعاملات.

هناك طريقة أكثر مبدئية وهي تحديد عبور الصفر للتفاضل الثاني، مثل هذه الناتجة عن طريق عملية Marr Hildreth. على الرغم من أن هذه العملية محددة جيداًعددياً، إلا أنها لا تضمن مخططات مغلقة ولا تتعامل جيداً مع الاستجابة للضوضاء.يُمكن إنشاء مجموعة من القوانين لاختيار نقاط الحواف، مثل هذه المقترحة عن طريق كاني بالاتصال مع عملياته المثالية. تشتمل هذه القوانين على قمع النقاط غير العُظمى والقمع التلاكؤي، وقد تم تطبيقها على عمليات عديدة أخرى على الحواف.

(٧،٣،٣) النماذج الهندسية

تبدأ النماذج القابلة للتشكيل بتقدير أو توقع لشكل الهدف المطلوب تجزيئه وموضعه التقريبي بالنسبة للصورة. بعد ذلك يتم تعديل هذا التوقع تكرارياً حتى يتطابق مع بيانات الصورة الموضعية باستخدام طرق حسابية من حساب التكامل والتفاضل التغييري والأمثلة. إن تطبيق النماذج القابلة للتشكيل يكون مناسباً عندما تكون هناك معلومات مسبقة معروفة عن موضع وشكل الهدف أو يُمكن توفيرها يدوياً، وهذه هي الحالة الواقعية في تجزئ الصور الطبية.

إن النماذج القابلة للتشكيل تكون هي نفسها مجموعة جانبية من طرق التجزئ المتغيرة وتتضمن ضمنيا العلاقات بين البكسلات (الفوكسلات) عن طريق استخدام التمثيل الهندسي للهدف المراد تجزيئه. إن الفائدة من النماذج القابلة للتشكيل تنبع من التركيز على المعلومات الموضعية، والتي يتم التحكم فيها بطريقة عامة أو شاملة باستخدام دوال. تشتمل طريقة التغير الهندسي على نماذج فراغ الصورة الموزع(50-53) distributed image space, DIS(54-57) ونماذج فراغ المعامل المجمعة lumped parameter space, LPS. (58-65) من أمثلة نماذج الـ DIS النماذج القابلة للتشكيل المعتمدة على الطبيعة والنماذج الهنسية القابلة للتشكيل.(61) تشتمل نماذج الـ LPS على نماذج الشكل الفعال ونماذج الشكل الإحصائي. تحاول نماذج الـ DIS أن تقلل من قيمة دالة تكون محددة فقط على منحنى أو سطح في الصورة. إن تطبيق الحساب التفاضلي والتكاملي المتغير على هذه الدالة يعطي معادلة تفاضلية جزيئية partial differential equation, PDE تحدد التشويه الأمثل في معاملات النموذج.في حالة النماذج القابلة للتشكيل أو التشويه المعتمدة على الطبيعة، فإن الـ PDE تكون شرطاً ضرورياً للقيمة الصغرى وهذه تُسمى معادلة أويلر لاجرانج، وهي تستخدم لتحديد حركة المنحنى.في حالة النماذج الهندسية القابلة للتشكيل، فإن التغير الأول للدالة يتم استخدامه لاستنتاج معادلة هاملتون جاكوبي، والتي تعطي الاتجاه الأشد تناقصاً أو انحداراً ناحية أقل قيمة للدالة. نماذج الـ LPS تقوم بالأمثلة على مجموعة أقل كثيراً من المعاملات عن نماذج الـ DIS ولها تمثيل أكثر إدماجاً. كل واحدة من طرق النماذج القابلة للتشكيل تتطلب البدء بتقدير محيط أو سطح، وهذا التقدير إما أن يكون باليدو إما أن يكون طريقة أخرى من الطرق العالية المستوى (بمعنى قاعدة بيانات للأشكال).

تستخدم طرق الـ LPS نماذج شكلية مدمجة وذات معاملات لتعيد تشكيل أو تشويه وتسجيل الشكل على الصورة المقاسة عن طريق تقليل دالة إلى أقل قيمة لها. نموذج كل واحد من هذه الأشكال يكون مطلوباً، ويجب الحرص للتأكد من أن النموذج يُمكنه أن يحتوي كل التغيرات الممكنة في الهدف. واحد من الأمثلة على النماذج الشكلية هو واصف فورير، وهو عبارة عن تمثيل للشكل ذي المعاملات كتجميع محدد من الدوال الأساسية. هذه الدوال الأساسية تكون غالباً دوال جيبية ويتم تحديد معاملاتها باستخدام إحدى طرق الأمثلة. طريقة أخرى لـ LPS

تستخدم الشكل التصويري والنماذج الإحصائية للتعبير عن الهدف وتشويهاته المحلية. هذه الطرق وطرق أخرى ذات علاقة أصبحت واعدة في تحليل الصور الطبية لتجزئ الصور المنخفضة التباين حيث تكون التغيرية في شكل الهدف أو الأهداف منخفضة.

على العموم، فإن نماذج الـ LPS لا يُمكنها أن تغير الطبولوجيا الخاصة بها من الشكل الأساسي لها، وهي تتطلب وصف أفضل للشكل نفسه من النماذج الأخرى القابلة للتشكيل. ولذلك؛ فإنها متعلقة جداً بأهداف التعرف على الأنماط. وعلى الرغم من ذلك، فلأن نماذج الـ LPS تعتمد بدرجة كبيرة على المعرفة المسبقة للشكل نفسه، فإنها تكون في العادة حلولاً أكثر صلابة للمشاكل المحدودة التباين، والتي لا تكون المرونة الطبولوجية من الضرورة بمكان فيها.

نماذج فراغ الصورة الموزع تعتبر نماذج قابلة للتشكيل معتمدة على الطبيعة، أحياناً يشار إليها بنماذج الثعابين snakes أو نماذج المنحنيات النشطة. إنها في العادة تحاول الوصول لأقل قيمة لدالة عن طريق الربط بين أخاديد الطاقة الداخلية للنموذج، الذي يعتبر معامل قوة مستنتج من الشدة والانحدار في الصورة في اتجاه هذا المنحنى، ومعامل آخر يشتمل على القوى الخارجية التي يُمكن تطبيقها على النموذج بناء على المعرفة المسبقة. إن التنفيذ عن طريق الحاسب يتطلب أخذ عينات من المنحنى في عناصر الثعبان والحل التكراري لمعادلات أويلر لاجرانج أو أي طرق أخرى لإيجاد القيم الصغرى. (62، 63) النموذج المعتمد على الطبيعة هو الآخر قابل للتطبيق على الأسطح الثلاثية الأبعاد، والمشار إليها بالبالونات(64)، والتنفيذ المتعدد التدريج(52، 65).

النقد الأساسي لنماذج إعادة التشكيل المعتمدة على الطبيعة هي الصعوبة في تعقب المحنى أو السطح البارامتري، وبالذات في المساحات التي تتغير فيها طبولوجيا الأسطح.هذه المواضيع تم تناولها عن طريق استخدام الطريقة المعتمدة على الطبيعة (الثعابين T أو الأسطح) وتعبير ضمني للنموذج القابل للتشكيل. طريقة ثعابين الـ T(51) وأسطح الـ Tالتي افترضها McInerney and Terzopoulos قادرة على تغيير الطبولوجيا عن طريق إعادة البراميترات للمنحنى عند كل محاولة باستخدام تشكيل ضمني. النماذج القابلة للتشكيل المعتمدة على الطبيعة تتطلب أيضاً معاملات وزنية لضبط التفاعل بين القوى على المنحنى، وهذه الأوزان تكون صعبة التحديد بطريقة أساسية ويُمكن ضبطها تجريبيا.

النماذج القابلة للتشكيل الهندسي تخفي المنحنى أو السطح في فراغ ثنائي أو ثلاثي الأبعاد يعتبر دالة المستوى، ويستخدم طرقاً عددية مقترحة عن طريق Osher and Sethian (66) لحساب معادلة هاملتون جاكوبي لدالة الحفاظ على الطول أو المساحة. نتائج الوصول إلى أقل قيمة لهذه الدالة والاختفاء في مجموعة مستويات تكون عبارة عن معادلة تدفق تدريجي تستخدم سرعة معتمدة على الصورة للتحكم في حركة المنحنى. الميزة الأساسية للطريقة

الهندسية السابقة هي أن السطح يتم تحديده عن طريق مجموعة المنحنى بحيث تكون التغيرات في الطبولوجيا ممكنة بدون أي تدخلات أخرى، وذلك يعتبر اتجاه قوة لهذا الاستخدام.

الصعوبة مع نموذج إعادة التشكيل الهندسي المذكورة سابقاًهي قلة أي أساسيات طبيعية لاستنتاجها. يتحرك الإطار في اتجاه المنحنى الأقل طولاً مع السرعة المعتمدة على الصورة، على الرغم من عدم وجود تفسير طبيعي لوقف أو اختيار تعبير السرعة. إن إضافة قوى معتمدة على الصورة تضاف للمعاملات التي يجب اختيارها، بينما يحسن استقلال الضوضاء، فإن ذلك يقلل الحساسية للتباين المنخفض والحدود العالية المنحنيات.

لقد وحد البحث المقدم من Caselles et al و Kichenassamy et al (67) نموذج تقليل الطاقة الطبيعية والشكل الضمني لنشوء الإطار المنحنى في نموذج جيوديسي قابل للتشكيل ؛(68). وبالتالي فقد أوضح التحليل والتطبيق في كل من الأبعاد الثنائية والثلاثية أن هذه الطريقة مفيدة في تجزئ الصور الطبية.

(٧،٤) استخلاص خواص الصور الطبية

في العادة يتم أداء التصنيف، أو المقارنة، أو تحليل الصور بدلالة مجموعة من الخواص التي يتم استخلاصها من هذه الصور.في العادة يكون ذلك ضرورياً لواحد أو أكثر من الأسباب التالية(69) :

١ - تقليل البعدية. الصورة التي تتكون البكسل فيها من ٨ بتات، والتي تكون أبعادها ٢٥٦×٢٥٦ بكسل سيكون لها $256^{65536} \approx 10^{157826}$ تحقيقا ممكناً. من الواضح أنه من المجدي أن نعبر عن الهيكل خلال الصورة والتشابه بين الصور بطرق تعتمد على علاقات قليلة وذات تعبيرات عالية المستوى بين قيم هذه البكسلات.

٢ - التعاون مع التلميحات من الإدراك أو المفهوم البشري. نحن نعرف كثيراً عن تأثيرات المؤثرات الأساسية على نظام الرؤية.في الكثير من المواقف، يكون لدينا فهم أو إدراك لكيفية تحليل البشر للصور (بالذات مثلاً عند تدريب فني الأشعة ومفسري الصور). إن استخدام الخواص الصحيحة من هذه الصور سيساعد جيداً في تحويل هذه الخبرة البشرية إلى التحليل الآلي لهذه الصور.

٣ - تجاوز الحدود البشرية في الإدراك. على الرغم من الوسائل العظيمة التي يمتلكها البشر في العديد من أنواع الصور، فإن هناك خواص (مثلاً بعض النسيج) للصور لا يُمكننا إدراكها بصرياً ولكنها من الممكن أن تكون مفيدة في تمييز هذه الصور. هذه الخواص من الممكن تشكيلها من التعاملات المختلفة مع الصورة لجعل هذه الخواص واضحة.

٤ - الحاجة للثبات.في العادة لا يتغير معنى الصورة أو المنفعة منها عند حدوث ارتباك أو تغيير في الصورة نفسها بطرق مختلفة، مثل التغير في واحد أو أكثر من التدريجات، والموضع، والإضاءة، والاتجاه مثلاً، وفي وجود

الضوضاء، والمشاكل، والتغير الضمني كلها تغيرات في الصورة والتي تكون الخواص الجيدة التصميم غير متغيرة تماما أو جزئياً معها (اعتماداً على التطبيق). العديد من الأمثلة للخواص المقدمة في الأجزاء التالية تكون ثابتة في واحد على الأقل من هذه الطرق.

هذه الخواص من الممكن أن تعتمد على البكسلات المنفردة (مثلاً، عدد البكسلات التي تكون لها شدة أكبر من القيمة x، والمسافة بين نقطتين)، أو على المساحات أو الأحجام (مثلاً الكشف عن مناطق يكون لها أشكالا معينة)، أو على الزمن (مثلاً التدفق في أحد الأوعية، والتغير في صورة معينة منذ الفحص السابق)، أوعلى التحويلات (مثل التحويل المويجي وتحويل فورير والكثير من التحويلات الأخرى) للبيانات الأصلية.سنفترض هنا أن استخلاص هذه الخواص يكون آلياً، وسنصف هنا هذه الخواص التي يُمكن حسابها بدون تدخل من المستخدم. هذه العملية تكون سهلة إذا كانت الصورة قد تم تجزئتها، بمعنى، تقسيمها إلى مناطق كل منها يكون متجانس داخليا ومختلفة عن جيرانها. التجزئ قد تم شرحه في موضع آخر في هذا الفصل وأحياناً يتم تبديله مع استخلاص الخواص.

(١،٤،٧) استخلاص الخواص خلال الفراغ أو المساحة، والزمن، والتردد

إن توزيع المستويات الرمادية (قيم الشدة) أو مستويات اللون (مثلاً الأحمر أو الأخضر أو الأزرق) يُمكن أن يكون له قيمة كبيرة في وصف أي صورة. فمثلاً، إذا كان كل عنصر صورة (بكسل) يُمكن أن يأخذ واحدة فقط من قيمتين متباعدتين، فإن الصورة سيكون لها تباين عالٍ، مع عدم التغير في التناسق أو الظل. على الجانب الآخر، إذا كانت كل الشدة ممثلة بالتساوي على كل البكسلات، فإن الصورة ستبدو كما لو كانت ممسوحة، ولها تباين ضعيف. هناك وسيلة لوصف توزيع المستويات وهي الهستوجرام، وهو عبارة عن رسم لمعدل الحدوث النسبي لكل مستوى رمادي (أو شدة أي لون).في الحالات التي سبق ذكرها فإن الهستوجرام الأول سيكون به نتوآن أو اثنان من الأشكال المسمارية، والثاني سيكون مسطحاً أو مستوياً: أي خطاً أفقياً.

في العادة يكون من المفيد أن نصف شكل الهستوجرام. بعض هذه الأدوات التي تستخدم لهذا الوصف هي المتوسط والنسق (معاملات الموضع) (70، 71)، والعزوم المركزي (مثل التفاوت أو الفرق، والانحراف، والتفرطح)، والتي تصف الشكل الخشن، والطاقة (مجموع مربعات قيم الشدة، مع التركيز على القيم الكبيرة)، والإنتروبيا (كمقياس لعدم الانتظام).

تعرف المناطق على أنها المساحات التي تكون متجانسة في خاصية أو مجموعة خواص معينة.يُمكن وصف شكل أي صورة جانبية بدلالة محيطها (وصف معتمد على المحيط)(71) و/أو بدلالة داخلها (وصف معتمد على المنطقة).

تشتمل أدوات وصف المحيط على ما يلي: (١) كود أو شفرة السلسلة، التي تستخدم تتابع متصل من أجزاء خط مستقيم، كلها لها طول محدد، ومتجهة بزاوية مقدارها عدد صحيح من الـ ٤٥ درجة.يبين رقم هذا الكود اتجاه الخط وتتابعاً من هذه الأرقام يقابل تتابعاً من الحواف المحيطة بمنطقة معينة. (٢) مجموعة من القيم الدالة على انحناء السطح عند كل نقطة(72). (٣) تحليل التدرج للحواف القطرية (مثلاً لوصف التكهنات في صور الماموجرام)(73). (٤) توقيع، وهو عبارة عن تمثيل أحادي الأبعاد للحدود. بعض الخواص للحدود (مثلاً المسافة من مركز المنطقة) يتم رسمها كدالة في الزاوية أو طول القوس. (٥) الأجزاء التي يتم الحصول عليها من تحليل الحدود، وهذا قد يعتمد مثلاً، على تقعر الحدود. وهذه يُمكن الكشف عنها عن طريق البحث عن قشرة التحدب (أصغر منطقة محدبة تحتوي على المنطقة الأصلية حيث المنطقة المحدبة هي المنطقة التي يُمكن توصيل أي نقطتين بها عن طريق خط يقع كله داخل هذه المنطقة)(71) مع ملاحظة هذه المناطق الجانبية التي تبتعد عنها قشرة التحدب. (٦) إذا تم أخذ إحداثيات النقط على الحدود الرقمية كمكونات لأعداد مركبة، فإن تتابع هذه الأرقام سيصف مساراً مغلقاً في مستوى مركب. محول فورير لهذا التتابع يعطي مجموعة من المعاملات، التي يُمكن استخدام مجموعة جانبية منها في محول فورير العكسي لتكوين المحيط التقريبي. هذه المجاميع الجانبية من المعاملات يُمكنها أن تخدم كخواص.

من الأشياء المفيدة التي يُمكن أن تصف الشكل والمستنتجة من كل الهدف تشتمل على ما يلي: (١) القطر الفعال (قطر الدائرة التي يكون لها نفس المساحة مثل المنطقة)، إنها تساوي$(A/\pi)^{1/2}$، حيث Aهي المساحة. (٢) الدائرية (دائرة لها القيمة ١)، إنها تساوي$4\pi A/P^2$، حيث Pهي القطر. (٣) الانضغاطية أو الاكتناز (أقل ما يُمكن للدائرة): P^2/A. (٤) الإسقاطات وهي تحدد الشدة التراكمية لأي منطقة يتم قياسها على طول مجموعة من الأشعة المجمعة خلال المنطقة في أي اتجاه، وفي العادة تكون الإسقاطات في الاتجاهين الأفقي والرأسي.إذا كانت أي منطقة بها قيمة بكسل f(x,y) عند الموضع (x,y)، فإن الإسقاطات الأفقية والرأسية p_h ستكون على التوالي كما يلي:

$$p_h(i) = \sum_{j=1}^{n} f(i,j) \; and p_h(j) = \sum_{i=1}^{m} f(i,j)$$ المعادلة رقم (٧,١٣)

حيث m و nهي الأحجام الكلية (بالبكسل) للصورة أو المساحة تحت الاهتمام. هذه القياسات من الممكن أن تكون مهمة لقياس ارتفاع وعرض هدف معين (عندما تكون قيمة الإسقاط تساوي صفراً فإن ذلك يبين نهاية المنطقة) وأيضاً قياس التجانس خلال المنطقة (تستنتج من التغير في قيم الإسقاط على طول الامتداد). (٥) هيكل أي منطقة (تُسمى أيضاً المحور المتوسط) يُمكن اعتباره على أنه مجموعة النقاط التي تكون أبعد ما يكون من الحدود، كالمحل الهندسي لمراكز أكبر قرص داخل المنطقة. لذلك؛ فإنها تصف الإتجاه والانحناء التقريبي للمنطقة ككل ويُمكن أن يبين وجود فروع في الهدف. هناك العديد من الخوارزميات الموجودة لحساب الهيكل من صور المستوى الرمادي

والصور الثنائية. (٦) واصفات الطبولوجيا وتشتمل على العدد C من المكونات المتصلة (المكون المتصل هو المكون الذي تكون كل بكسلاته لها مسار أو طريق لكل بكسلاته الأخرى، بكسلات المسار يجب أن تقع في نفس المكون، تتحدد الاتصالية على أنها تساوي إما -4 وإما -8 مجاورات)، العدد H من الثقوب (بكسلات متصلة لا تنتمي للمنطقة ولكنها تقع خلال المنطقة)، ورقم أويلر C-H.

النسيج ليس له تعريف رسمي محدد، بالرغم من أنها تؤخذ في العادة لتشير للانتظام، والنعومة، والخشونة في الصورة. إن إدراك النسيج يعتمد على التدريج وأحياناً على الاتجاه؛ وبالتالي فإن الوصف يجب أن يسمح بالتعاون الضمني لهذه العوامل.

إحدى الطرق لوصف العلاقات بين البكسلات هي باختيار أي علاقة وفحص الصورة لتحديد الطريقة التي تظهر بها هذه العلاقة. لنفترض أن P عملية أحد العلاقات، ولنفترض أن Aهي مصفوفة بالأبعاد LxL حيث Lهي عدد المستويات الرمادية الممكنة. العملية P يُمكن النظر إليها على أنها متجه إزاحة $P=(\delta x,\delta y)$ يحدد الاتجاه؛ والبعد بين أي بكسل معطاة وبكسل أخرى. كل عنصر a_{ij}في المصفوفة A يحتوي على عدد مرات حدوث زوج من البكسلات التي بينها علاقة في الفضاء بالعملية P ولها على التوالي المستويات الرمادية b_i و b_j.

لنفترض nهي عدد أزواج النقط في الصورة التي تحقق العلاقة P. إذا تم تطبيع المصفوفة C عن طريق قسمة كل عنصر فيA على القيمة n، فإن C_{ij} ستكون تقدير للاحتمال المشترك أن زوج من النقاط اللتان تحققان العلاقة P ستكون لهما القيمة (b_i,b_j). بالتالي ستكون المصفوفة المحددة ليست متماثلة على العموم نتيجة الاتجاهية في العلاقة بين البكسلات. المصفوفة C تُسمى مصفوفة المستويات الرمادية المشاركة في الحدوث. (70، 72)

يُمكن تطوير فهم خواص المصفوفة C عن طريق فرض قيم ممكنة ل P. إذا كان نسيج الصورة خشناً أو متباعداً بمعنى، أن δ أصغر من بعد عنصر النسيج؛ فإن البكسلات المتباعدة بمقدار δ سيكون لها نفس المستويات الرمادية، وسيكون هناك العديد من الإحصاءات أو العدات على طول القطر الرئيسي للمصفوفة. وعلى العكس من ذلك، فإن التغيرات الدقيقة خلال الصورة (δ تكون مقاربة لحجم عنصر نسيج الصورة) ستظهر فيC كأعداد جوهرية أو حقيقية للإحصاءات الموضوعة أو العدات الموضوعة بعيدا عن القطر مما يجعل المصفوفة ككل أكثر انتظاماً.

عمليا، C أو A يتم حسابها للعديد من قيم الـ P. إحدى الطرق لتحديد العلاقة بطريقة أكثر رسمية هي عن طريق تحديد الزاوية φ والمسافة d من البكسل الأولى للثانية. باستخدام $C_{\varphi,d}(i,j)$ أو $A_{\varphi,d}(i,j)$ للرمز لعناصر المصفوفة للمستويات الرمادية i و j، فإنه يُمكننا استخلاص العديد من الخواص من مصفوفة الحدوث المشترك التي ستعطي فهماً لطبيعة النسيج في الصورة. حيث إن C عبارة عن هستوجرام(70، 74)، فإن بعض الخواص المستخدمة معها تكون قابلة للتطبيق هنا أيضاً.

تظهر التتابعات في الصور الثنائية الأبعاد في العديد من التطبيقات.أي مجموعة من شرائح الـ CT والـ MRI مثلاً يُمكن النظر إليها على أنها تتابع.أي بكسل في أي شريحة يُمكن مقارنتها بالبكسل المقابلة في الشريحة التالية، وهكذ؛ مما يُعطى رسماً أحادي البعد للشدة مع رقم الشريح لكل بكسل. إن التغير في حجم الشريحة سيعنى أن بعض البكسلات لن يكون لها جار في الشريحة المجاورة؛ وبالتالي فإن طول الرسم الأحادي البعد سيكون مختلفاً على العموم.يُمكن للتتابع أن يحدث في الزمن بدلاً من الفراغ. الأمثلة على ذلك تشتمل على صوراً من القلب النابض وصوراً لامتصاص الدواء في المخ. مثل هذه الشرائح يُمكن التعامل معها في العادة بنفس طريقة التعامل مع شرائح الـ CT والـ MRI.

البكسلات المتجاورة في أي شريحة سيكون لها في الغالب نفس الشدة (لأنها غالباً تصف نفس نوع النسيج أو نفس الظاهرة)، وهذا التشابه يكون أيضاً محققا غالباً خلال الزمن. إن الامتداد لهذا الثبات في الفضاء و/أو الزمن يُمكن قياسه بالعديد من الطرق. يعتبر الترابط correlation عملية معروفة جيداً، والتي تتم فيها إزاحة إحدى الإشارات بالنسبة للأخرى، وعند كل قيمة لهذه الإزاحة يتم حساب مجموع ضرب قيم النقاط المتناظرة في الإشارتين. عندما تكون الإشارتان هما نفسهما؛ يكون لدينا ما يُسمى بالترابط الذاتيautocorrelation، وقيمة هذا الترابط الآلي كدالة في الإزاحة تكون مقياساً لكمية المعلومات التي يتم الحفاظ عليها في قيم أخرى للإشارة.إنها مقياس لثبات هيكل الإشارة ويُمكن حسابها لكل واحد من الرسومات أحادية البعد المحددة فيما سبق، كدالة في الإزاحة في الزمن أو الفراغ. إن طول هذا الترابط يعتبر خاصية يُمكن للمستخدم أن يحددها كمقياس لأكبر قيمة للإزاحة التي يُمكن أن تحدث قبل أن ينزل الترابط الذاتي تحت قيمة معينة.

بنفس الطريقة، فإن الترابط داخل أي شريحة يمن حسابه.في الأبعاد الثنائية يُمكن إزاحة صورة أو جزء منها بالنسبة لصورة أخرى (أو نفسها)، ويتم حساب مجموع المضاريب. إن هذا يُمكن أن يوفر مقياساً للتجانس المساحي.

الترابط الذاتي هو أحد الأمثلة على أداة من أدوات تحليل التتابعات الزمنية.نماذج الاحتمالات للتتابع الزمني تحقق مجموعة أكثر ثراء من الأدوات التي تساعد في وصف الهيكل. تستخدم عمليات التراجع الذاتي القيم السابقة من الإشارة لتقدير القيمة التالية، معاملات مثل هذا التراجع من الممكن أن تكون أدوات مفيدة للوصف والسماح بالمقارنة للدوال أحادية البعد من خلال البكسلات المتجاورة.

التحليل الأكثر عمومية للمشاكل متعددة الأبعاد (ثنائية البعد وثلاثية البعد مع الزمن) يُمكن التعامل معه عن طريق التصوير الفائق الطيفية والذي توجد له أدوات وطرق متغيرة كثيرة.

في العادة يتم تمثيل الصور في نطاق الفراغ ثنائي الأبعاد، والذي يعرض الشدة كدالة في الموضع (x,y)(75). يوفر تحويل فورير تمثيلاً إضافياً ثنائي الأبعاد في مساحة النطاق الترددي. المحوران يمثلاًن التردد المساحي (بوحدات

الدورات لكل وحدة طول أو زاوية)، كقائمة في اتجاهين متعامدين في الفراغ المساحي، المساحة (u,v).إن نموذج منتظم من الشرائط المتوازية والموازية للمحور x والتي تتغير بين الأبيض والأسود خلال المحور y، مثلاً (76، 78)، ستكون لها المركبة الترددية صفراً في u (لأنه لا يوجد تغير) وقيمة ترددية واحدة لل v (نتيجة الانتظام).

مع دوران الهدف في المستوى (x,y) فإن تحويل فورير له يدور أيضاً حول نقطة الأصل في المستوى (u,v). وهذا يعنى أن الخواص الجيدة الاستخلاص من المستوى (u,v) ستكون ثابتة بالنسبة للدوران في المستوى (x,y)، وهذه تعتبر خاصية مطلوبة في العادة. الأمثلة على ذلك تشتمل الحلقات والأقراص الممتدة على مناطق من التردد المساحي. الشكل الدائري المنتظم لهذه الأهداف يؤكد أن تمثيل هذه الأهداف (قياس القدرة لها في مدى تردد مساحي معين والذي يُمكن مثلاً أن يقيس خشونة النسيج وتدرجة)(79) يكون غير حساس للدوران. وعلى العكس من ذلك، فإن القدرة المقاسة خلال أي شريط قطري يُمكن استخدامها للكشف عن الدوران.

أحد تطبيقات الخواص المتعلقة بتحويل فورير تظهر في مجهودات نمذجة الحس البشري(80). كما تم الوصف في أماكن أخرى في هذا الفصل، فإن الكشف ومهام التعرف عن طريق الملاحظ البشري تكون صعبة على الملاحظ أن يصفها مباشرة. قياسات حركة عين الملاحظ أثناء أداء هذه المهام يحقق بعض الفهم في آليات الكشف عن الهياكل المهمة في أي صورة.

هناك مقياس إدراكي التعلق تم تنفيذه أو تجريبه يقوم بتكميم الملامح البصرية الموضعية والمنخفضة المستوى ويحدد الترددات المساحية التي تكون منفصلة والتي ربما يتم الاعتماد عليها من قبل إخصائي الأشعة لأخذ القرار. الهدف هو توفير مقياس كلي، أو من القمة للقاع، الذي يُمكن أن يكمم التغير الإدراكي المنبثق الذي يحدث كنتيجة لحالات اختلاف (الخلفية التشريحية)، أو حجم الضرر أو الأذى، أو نسبة الإشارة للضوضاء، مثلاً.هناك مقياس للخواص مستنتج من المرشحات الضوئية تم استخدامه لتوضيح أن المناطق ذات الاهتمام التي يتم الحصول عليها من بيانات موضع العين تعرض فروقاً إحصائية واضحة مع أنواع مختلفة من الفصائل(81) (حقيقي موجب وحقيقي سالب)، ومستوى خبرة القارى، وأحواله.إن مرشح جابور يفحص مناطق الاهتمام ويستخلص معلومات من كل منها عند ترددات مساحية متغيرة ودورانات، وهذا يعتبر مقياس جديد للبروز يربط استجابات جابور في قيمة واحدة.إن الخاصية الموجودة في نطاق عبور ومتوسط مقياس البروز تؤدي إلى مقياس يكون مفيداً في الكشف عن الجروح وفي تصنيف الصور.(81)

(٧،٤،٢) وصف واختيار الخواص

يتم استخلاص الخواص واختيارها بناء على واحد أو أكثر من المعايير، والتي من الممكن أن تتداخل بل وقد تتعارض. تشتمل هذه المعايير على مقدرة مجموعة من الخواص على تجميع العينات من الأنواع المتشابهة (التجميع)،

وفصل العينات من الأنواع المختلفة (التصنيف)، ونقل المعلومات الضمنية عن العينات (الوصف)، الحصول على الخواص التي يراها المستخدم مهمة لمهمة معينة (البروز مثلاً)، وأن تظل مفيدة في وجود الضوضاء، وأن تتغير في التدريج والاتجاه، وأخطاء القياس (الثبات).

إن تخفيض عدد الخواص المستخدمة في مشكلة تصنيف أو تجميع معينة يكون مطلوباًفي العادة لأنه عند التشكيل المعتمد على كمية محدودة من بيانات التصميم (التدريب)، فإن المصنفات التي تستخدم عدد كبير من الخواص لن تؤدي أو تعمل جيداً مع البيانات الأخرى(83). هذه العيوب في الأبعاد تؤدي إلى الحاجة إلى خواص أفضل وطرق لاختيار أفضل مجموعة جانبية من هذه الخواص المرشحة أو المقترحة. كل من هذين الموضوعين تم التعامل (83) معهما بكثافة في المنشورات العلمية ولن نشرحها هنا ويجب التعرض لهما بحرص عند تصميم أي نظام عملي.

(٣،٤،٧) تطبيقات استخلاص الخواص

الكثير من طرق الميكنة الحالية في الصور الطبية تهدف إلى إنتاج نظام يستطيع آلياً أن يضع التصنيف الصحيح (مثلاً طبيعياً أو غير طبيعي) لأي صورة معطاة، وهذه هي مشكلة التصنيف الغرض هنا هو الحصول على معدل عالٍ للموجب الحقيقي ومعدل أقل للموجب الخطأ، وسيكون هناك بالتأكيد مفاضلة بين كل منهما، ويتم عمل ذلك صراحة عن طريق منحنى خواص تشغيل المستقبل receiver operating characteristics, ROC (84)، المشروح في الكثير من الأماكن ويتم تلخيصه دائماً بالإحصاء الأحادي A_z، والمساحة تحت المنحنى،والتي نحاول أن نعظمها.إحدى الطرق لقياس أداء المصنف يكون باستخدام A_z.

في العادة يتطلب تصميم المصنف مجموعة من بيانات التدريب المعلمة أو المعرفة، والتي منها نقوم باستخلاص الخواص والتي سنقيمها ونختارها كما سبق. مجموعة منفصلة من البيانات (مجموعة الاختبار) يتم استخدامها بعد ذلك لتقييم الكفاءة الكلية لمجموعة المصنفات والخواص(83)، وغالباً ما يتم استخدام الـ ROC كمعيار.

في بعض الظروف، تكون عينات البيانات المتاحة ليس بها تعريف بالفصيل الذي تنتمي إليه التحليل في هذه الحالة غير الإشرافية تُسمى تجميعاً، وهناك العديد من المواقف التي تجعل هذا الموقف موضع اهتمام. هذه الأسباب تشتمل على ما يلي: (أ) من الممكن أن تحتاج لتصميم مصنف لكمية كبيرة من البيانات غير المعرفة أو غير المعلمة (ربما لأنها قد تكون أرخص) وبعد ذلك يتم استخدام البيانات المعرفة لضبط عملية التصنيف. (ب) التغير البطيء في خواص البيانات (مثلاً،الظهور المتدرج للأمراض، أو في دراسات علوم البيئة التي تعتمد على الزمن وعلى الجغرافيا) من الممكن تحديده واتباعة عن طريق مصنف يعمل بالحالة غير الإشرافية (ج) من الممكن تقييم الخواص المرشحة على حسب مقدرتها على إنتاج مجاميع طبيعية في البيانات.

إن التفاعل بين اختيار الخواص وعملية التجميع من الممكن أن يوفر فهماً لهيكل البيانات ويعرض الفرصة لدمج أي نوع من البيانات أيا كان نوعها عن المشكلة، مثل عدد المجاميع، أو احتمالات الحدوث المسبقة لمختلف الفصائل، أو الطبيعة الاحتمالية للخواص لكل فصيل مفترض أو حقيقي.

بدلاً من محاولة التعامل الصريح مع كل واحدة من العدد الهائل من الصور الممكنة التي يُمكن توليدها عن طريق تغيير هيكل تدريجها الرمادي، فإنه يُمكننا استخدام خواص معينة للحصول على معلومات أساسية لمهمة معينة موجودة في أي صورة أو مجموعة من الصور المعطاة.في هذه الحالة، وعند استخلاص مجموعة n من الخواص من الصورة، فإنه يتم تمثيلها بعد ذلك كنقطة في فراغ أبعاده n، والنقاط جيدة الانفصال في هذا الفراغ ستؤكد على الفروق بين محتويات مجموعة الصور. الهدف هنا هو للصور التي تكون متشابهة (كما يتم تحديدها بالمهمة) أن يتم تجميعها في مجموعة في فراغ الخواص. هنا أيضاً نرى التفاعل بين طرق التجميع.

إن الاستعلامات من نظام تخزين واستدعاء الصور يُمكن تشكيلها صراحة بدلالة الخواص، أو كاستعلام بالأمثلة. إذا كان المستخدم يعرف خواص الصورة المطلوبة بدلالة الخواص المستخلصة منها (الحجم، وواصفات الشكل، إلخ)، فإنه من السهل بعد ذلك البحث في قاعدة البيانات عن الصور التي تتطابق معها إما تطابقاً تاماً وإما تقريبياً.في الحالة الثانية، فإن المستخدم يقدم صورة يكون مطلوب البحث عن تطابق معها.يتم استخلاص خواص من هذه الصورة الاستعلامية وتستخدم هذه الخواص كأدوات للبحث في قاعدة البيانات. من الواضح، أنه سيتم التكرار في هذه العملية عن طريق التخلص الاختياري للخواص من مجموعة خواص البحث.

إن عملية استخلاص الخواص من الصور الطبية تكون جزئياً علماً والجزء الآخر فناً إنها عملية محددة المهمة بدرجة كبيرة. إن الوصف الموضوع عن طريق خبير عملية التشخيص يوفر للعالم نقاط البدأية لتحديد الخواص المرشحة التي يُمكن استخدامها للتشكيل والتحليل الحسابي. إن مجموعة الخواص المرشحة، والتخلص من بعضها بعد ذلك، سيتم دفعها جزئياً في الخطوة التالية (عادة تكون تصنيف أو تجميع)؛ وبالتالي فإن تحديدية المهمة تدخل عند هذه النقطة. على المستخدم أن يحدد بحرص طبيعة الصور المصدر والملخصات المتوقعة عند نهاية العملية. إن ذلك سيؤدي إلى قواعد أساسية لتحديد الخواص واختيارها.

(٧،٥) تفسير الصور الطبية

في هذا الجزء سنشرح كيف يعمل إخصائي الأشعة عندما يفحص ويفسر أي صورة طبية. يعمل إخصائي الأشعة، إلى درجة معينة، في فراغ الصورة بدلاً من الفراغ اللفظي أو الشفهي. ولذلك فإنهم قد يكون لديهم صعوبة بالغة في شرح ما يفعلون، وكيف يعالجون البيانات في الصورة للوصول إلى تشخيص، ولماذا يكونون متأكدين (إذا كانوا كذلك) أنهم على صواب. إن البيانات في الصورة تكون غامضة، وأخصائي الأشعة تكون لديه المهارة الفطرية أو أنه يكون قد تعلم مهارة تجميع المعلومات الغامضة في صورة نماذج وهذه النماذج تؤول إلى تشخيص. تحديد هذه

التشخيصات يعتمد إلى درجة ما على عمليات الجاستالت أو البنية أو التكوين، ولكن كيفية عمل هذه العمليات في العقل يكون قليل الفهم.الجاستالت تحقق أو توفر أسماء لما يحدث ولكنها لا تشرح.

أخصائيو الأشعة لا يكونون متطابقين فيما يحددون أو يعلقون على أي صورة، ولا يتواقون مع أنفسهم ومع الأخصائيين الآخرين بتكرار وسطي معين عندما تحتوي الصورة على مكتشفات تكون صعبة التفسير. عندما تفحص النتيجة مع إخصائي الأشعة، فإنه قد يجد صعوبة في شرح طريقة تفكيره التي أدت إلى تحديد المرض واختيار هذا التشخيص. إن التشخيص المعتمد على الصور يكون متغيرا في تأكيده، ودرجة عدم التأكد من الممكن تضمينها في تقرير الأخصائي على الصورة لأغراض البحث، تكون معرفة أرضية معينة للحقيقة غاية في الأهمية، وقد يحتاج أحدهم أن يدرب ويختبر خوارزيزم شخص آخر على الحالات الأكثر تأكيداً، ولكن عدد الحالات المحددة المتاحة يكون محدوداً. إن معرفة درجة التأكد من التشخيص يجب أن تنقل مع الخوارزيزم الذي تم تطويره أو اختباره على بعض الحالات.

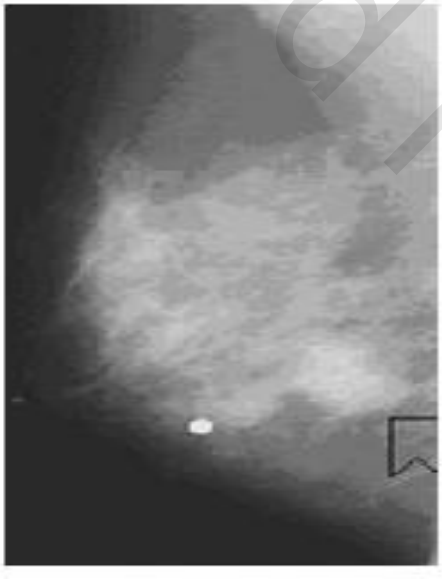
(٧،٥،١) كيف يعمل أخصائي الأشعة

يتنوع أخصائيو الأشعة في تدريبهم ومهاراتهم ويستخدمون طرقاً مختلفة إلى حد ما لتفسير الصور. بعضهم يكون أكثر مهارة في اكتشاف التشخيصات غير العادية على الصور ويقوم بعمل ذلك بسرعة كبيرة وبتطابق،والبعض الآخر يصل إلى مستويات مهارة عالية عن طريق طرق البحث الحريصة والمحددة التي دربوا أنفسهم على اتباعها. على العموم، سيواجه أخصائيو الأشعة صعوبة في وصف ما يفعلون عندما يقومون بتفسير أي صورة.في العادة يشير الأخصائي إلى الشذوذ أو المرض ولكنه لا يستطيع أن يشرح كيف توصل لذلك، إنه فقط من الواضح لهم أنهم لا يستطيعون أن يذكروا لك ماذا فعلوا، أو إذا كانوا قد فقدوا شيئاً من المفروض الكشف عنه، ولماذا فقدوه.في الجزء التالي وصف نظامي لما يظهر أن أخصائيو الأشعة يقومون بعملهم. إن ذلك يعتمد على نتائج تم تعلمها من خلال فحوصات واكتشافات نظامية ولكنها غير مكتملة. تذكر أنه على الرغم من ذلك فإن أخصائيو الأشعة لن يفهموا العملية التي يتبعوها أو كيف أن الأجزاء التي اتبعوها تتعلق بالأشياء التي يقومون بها فعلا أثناء تفسير الصور الطبية.

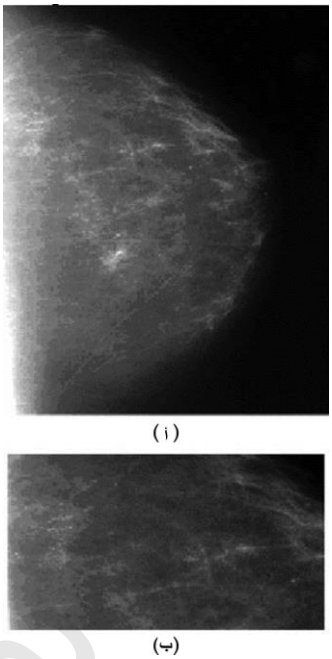
(٧،٥،٢) البحث، والكشف، والوصف، والتشخيص

من الظاهر أن هناك أربع عمليات في تفسير الصور: البحث، والكشف/الاستبعاد، والوصف، والتشخيص. البحث هو المراجعة البصرية النظامية أو غير النظامية للصورة التي خلالها يتم تركيز الانتباه على مساحة معينة للمراجعة الأكثر تركيزاً. الكشف/الاستبعاد هو عملية تقييم كل واحدة من هذه المساحات التي وجه الانتباه إليها لنقرر إذا كان هناك شذوذ غير طبيعي حقا يتطلب التحليل أم أنها نتائج زائفة يُمكن اسبعادها.الوصف هو تحديد مساحة للكشف وقد يحتاج هنا أو لا يحتاج أن يشتمل على بعض الكلمات. التشخيص هو تعيين صنف لهذه العملية التي تم اكتشافها: طبيعية أو غير طبيعية، وإذا كانت غير طبيعية فماذا تمثل غالباً.

هناك ثلاث طرق يتم اتباعها غالباً للبحث.يُمكن للبحث أن يكون مراجعة سريعة للصورة بحثاً عن المساحات التي بها شك. ومن الممكن أن يكون البحث نظامياً بحيث تتم مراجعة كل أجزاء الصورة.أيضاً من الممكن أن يكون البحث معتمداً على توقع وجود خواص تشير إلى مرض وحيد متوقع أو أمراض عديدة متوقعة.مثلاً، يوضح الشكل رقم (٧.٥) ماموجرام يوجد به منطقة غير عادية، عبارة عن كتلة. الكتلة لها تباين عالٍ وواضحة تماما، حيث إنها مختلفة تماما عن الخلفية.الشكل رقم (٧.٦) يبين ماموجرام يوجد به تكلسات متناهية الصغر.على الرغم من أن كل واحدة من هذه التكلسات تكون عالية التباين، إلا أنها صغيرة.يُمكن إيجاد مثل هذه التكلسات عن طريق البحث النظامي الذي يمسح كل صورة نسيج الثدي،مثلاً، عن طريق المسح العلوي والسفلي على كل الصورة ويكون ذلك غالباً باستخدام مكبر. إذا كان أحدهم ينظر إلى الماموجرام، فإنه سيعرف أن هناك فقط بعض من خواص السرطان القليلة. تشتمل هذه الخواص على كتل، وتكلسات متناهية الصغر،وتشوهات هيكلية. ولذلك؛ فإن أحدهم يقوم بالبحث في الماموجرام متوقعاً أنه في حالة وجود واحدة أو أكثر من هذه الخواص فإنه قد يكون هناك سرطان، ولذلك فإن توقع ما يُمكن رؤيته من الممكن أن يقود الباحث. هناك مخاطر في استخدام حاسب للكشف الجيد عن هذه الأمراض حيث إنه من الممكن أن يعطي نتائج جيدة في حالة الخواص الظاهرة، ولكنه بالطبع سيفشل في حالة الكشف الدقيق والخواص غير الظاهرة.أحياناً، تكون النتائج الأكثر وضوحاً على الماموجرام تمثل نتوءات أو آثار جرح بينما يكون السرطان من الصعب كشفه أو رؤيته. بالإضافة لذلك، فإذا كان برنامج الحاسب يستخدم لمساعدة إخصائي الأشعة في الكشف، فإنه من المؤكد أنه سيحتاج مساعدة لذلك.



الشكل رقم (٧،٥) مثال على كتلة ظاهرة في الجزء الأسفل من صورة ثدي امرأة (السهم). الهدف الأبيض الصغير الدائرى عبارة عن علامة معدنية تبين أن الكتلة يُمكن الشعور بها أثناء الجس اليدوى أو ملامسة الثدي.



الشكل رقم (٧،٦). (أ) هذا الماموجرام يوضح تكلسات متناهية الضغر من النوع الذي يوضح ورمًا خبيثاً. عند رؤية منطقة كبيرة من الثدي فإن هذه التكلسات يصعب رؤيتها. (ب) هنا تم عرض نظرة مكبرة لجزء من نفس الثدي مما يوضح وجود التكلسات المتناهية الصغر ونقط بيضاء وخطوط بيضاء قصيرة.

أحياناً يشتمل البحث على صورة واحدة، وأحياناً يشتمل على مقارنة لصور تم الحصول عليها بنفس النمط (العديد من الماموجرام، والعديد من الـ CTs).أحياناً أخرى تكون المقارنة على صور من أنماط مختلفة (مثلاً مقارنة الـ CT مع الـ MRI).

نماذج الثدي الطبيعي تميل لأن تكون متناسقة، ولذلك فعند ملاحظة شيئاً على أحد مناظر الماموجرام الذي من الممكن أن يكون طبيعياً أو غير طبيعي، فإنه من العادي لمتخصص الأشعة أن يقارن النتائج مع الجانب المقابل. عند تقييم الثدي، يكون التماثل مهماً وجيداً، بينما عدم التناسق من الممكن أن يشير إلى شيء غير طبيعي أو مرض.أحياناً تكون العلامة الوحيدة على وجود السرطان في الماموجرام هي اكتشاف نسيج أكثر في ثدي معين عن الآخر. كل ثدي يظهر طبيعياً، ولكن عدم التناسق بين الثديين هو الذي وضح وجود المرض.إن العديد من أجزاء الجسم يكون بها التناسق أو التماثل بين اليمين واليسار.

عند أخذ صورتين عند زمنين مختلفين، فإن نموذج البحث يُمكن توجيهه عن طريق معرفة ما يُمكن رؤيته في الصورة الأخرى أو السابقة.في صورة الأشعة الراديوية على الصدر التي تظهر طبيعية في البداية، فإنه يُمكن أحياناً

رؤية مساحة من الالتهاب الرئوي على الفيلم السابق ؛ وبالتالي فإن هذا سيوجه الأخصائي إلى الانتباه لنفس المساحة في الفيلم الحالي لرؤية إذا كان الالتهاب الرئوي مازال موجوداً.

عند رؤية منطقة صغيرة من التخفيف غير الطبيعي في صورة أشعة مقطعية CT للكبد، فإنه يُمكن إجراء صورة الرنين المغناطيسي للمساعدة في ذلك. إن إخصائي الأشعة، وبناء على معرفته بصورة الـ CT السابقة، فإنه سيوجه نظره خصيصا لنفس المساحة المقابلة في صورة الـ MRIالتي كانت غير طبيعية في صورة الـ CT.

عندما يكون إخصائي الأشعة لديه بيانات متاحة وهذه البيانات ليست بيانات صورة، هذه البيانات قد توجهه للنظر في نماذج معينة للمرض.ولذلك ؛ إذا كان الأخصائي يعرف مثلاً أن المريض كان مدخنا منذ العديد من السنوات، فإنه من الممكن أن يبحث بعناية عن علامات سرطان الرئة وانتفاخها، ولذلك فإن الأخصائي سيرى ما كان متوقعاً أن يرى إلى حد ما.إن ذلك تكون له خواص جيدة وأخرى سيئة إنه، وإلى درجة ما، سيحسن احتمال الكشف والتشخيص الصحيح للمرض. إن الخاصية السيئة هي ما يُسمى نسبة الخطأ في التشخيص. إذا كانت النتائج على الصورة مطابقة للتشخيص المتوقع، فإن الأخصائي في الغالب سيعين النتائج كما لو كانت بسبب هذا التشخيص السابق، في حين أنها قد يكون لها سبب آخر.

بمجرد أن يحدد إخصائي الأشعة منطقة الاهتمام، فإنه سيقوم بتحليل حرج لهذه المنطقة، بحيث يقرر إما إنها منطقة مهمة تحتاج اهتماماً آخر وإما انها منطقة طبيعية من الممكن إهمالها.العملية الابتدائية لهذا الفصل تحدث في اللاوعي ؛ ولذلك فإن آليتها تكون غير معروفة. إنها من المفترض أنها تتعلق ببانك صور كبير في الذاكرة والذي يكونه الأخصائي مع الزمن وهذه الصور تمثل النماذج الطبيعية والمريضة. العديد من مثل هذه التحليلات تحدث عند رؤية الصورة، والعملية تكون سريعة بطريقة غير عادية. طريقة الرؤية العادية تبدأ غالباً بنظرة عامة وشاملة يعقبها مراجعة سريعة للعديد من المساحات الصغيرة على الصورة. القليل فقط من هذه المساحات التي تجذب الاهتمام وتصل إلى مستوى الوعي التحقيقي.إذا وصلت هذه المساحات إلى الوعي للتحقيق، فإن الأخصائي سيقوم بمجهود في الوعي لفصل نموذج الصورة إلى خواص قد تمثل المرض أو الحالة الطبيعية.إن هذا يتعلق أيضاً إلى حد ما بالذاكرة المخزنة عند الأخصائي للنماذج الطبيعية وغير الطبيعية، وإلى درجة ما، بالاستقراء من هذه النماذج المعروفة للوصول إلى التطابق. إن الأخصائي سيكتشف سريعاً مالا يطابق النماذج الطبيعية.

إن المعرفة بالنماذج الطبيعية تكون مهمة للأخصائي لأن التغيرات في النماذج الطبيعية تكون واسعة جدا. عندما يريد الأخصائي أن يتعلم تفسير نوع جديد من التصوير، فإنه يستطيع أن يتعلم ذلك بكثافة من النظر في الحالات الطبيعية. بمجرد تعلم مدى من المناظر الطبيعية وتكون فعالة في مستوى اللاوعي، فإن التغيرات من النماذج الطبيعية يُمكن الكشف عنها بسهولة وبسرعة.

مركبة أساسية أخرى في هذا التمييز أو الفصل هي تتابع من نماذج تفسير الصور تُسمى الجاستالت أو البنية. إلى درجة ما، فإن كل نماذج الصور تكون إلى حد ما غامضة أو مبهمة بدلاً من أن تكون محددة الجاستالت (كلمة ألمانية تدل على وضع الأشياء مع بعضها، لتكون شكلها أو هيكلها أو صورتها) هو مجموعة من العمليات القليلة الفهم والتي عن طريقها يعالج المخ بيانات الصور ليكون الشكل الذي سيظهر مع التفسير. يمتد ذلك بدرجة كبيرة إلى اللاوعي، ولكن القرارات التي تؤخذ بناء عليهم ترتفع بالطبع إلى مستوى الوعي الأربعة نماذج جاستالت الأساسية هي الظهور أو البزوغ، الإغلاق، الاستقرار المتعدد، والثبات. هذه هي الأربعة نماذج التي تؤثر في تفسير الصور الطبية (85-88).

الظهور أو البزوغ يحدث عندما عندما يكون هيكلاً أي هدفاً في الصورة غير محدد يستطيع المخ في هذه الحالة أن يدخل حدوداً للهدف بحيث يستطيع تفسيره هناك تفسير بديل وهو التجميع. يستطيع المخ أن يجمع خواص الصور الغامضة لتوليد هدف يُمكن تفسيره ووصفه.

يحدث الإغلاق عندما يكون الهدف المرئي الحقيقي ليس له حدود يستطيع المخ إكمال هذه الحدود بحيث يُمكن التعرف على الهدف.

الاستقرار المتعدد يسمح للشخص بتفسير الأهداف غير الكاملة التحديد بطرق مختلفة، ولذلك فإن الهدف الغامض من الممكن أن يكون واحداً من هيكلين ويُمكن تفسيره على أنه واحد منهما. إن ذلك يستخدم عادة مع الهياكل الغامضة عندما يقوم الأخصائي بإعادة تجميع هدف بطرق مختلفة ليقرر عما إذا كان حقيقياً أو أي شيء يمثله.يُمكن للأخصائي أن يغير سريعاً من تجميعات البيانات الغامضة ليكون الاحتمالات التجميعية المختلفة لتكوين صورة، ويختار منها التي من الممكن أن تكون نتائج لأمراض ويستبعد التي لا يحتمل أن تكون كذلك.

الثبات هو القدرة على التعرف على الهدف عند رؤيته من مناظير مختلفة.يُمكن للشخص أن يتعلم التعرف على شكل الهدف ويستمر بعد ذلك في التعرف عليه مع دورانه، أو تغيير حجمه، أو التواء شكله. أنواع محددة من الصور يتم الحصول عليها كتتابع أو رصة من الشرائح المتجاورة.الأخصائي الذي ينظر لهذه الصور يُمكنه أن يفهم بسرعة العلاقة بين الشريحة والتالية لها ويُمكنه أن يرى العلاقة بين هذه الصور.

الجاستالت التي يستخدمها الأخصائي في التعرف تكون مهمة حيث يقوم الأخصائي بإتمامها سريعاً جداً. الآن، برامج الحاسب المستخدمة في التعرف على الأنماط تواجه صعوبة مع مهام الجاستالت.

التعرف الثابت يُمكن برمجته إلى درجة ما، ولكن ثبات شكل الهيكل مع التفافه من الممكن أن يمثل صعوبة بالنسبة للحاسب. إن الظهور أو البزوغ، والإغلاق، والاستقرار المتعدد تعتبر مشاكل صعبة على الحاسب لحلها وربما يُمكن حلها جزئياً بالتقنيات الحالية.

نادراً ما يصف الأخصائي النتائج التي توصل إليها على الصور بالتفصيل.الاتجاه بالنسبة للأخصائي منذ زمن كان الانتقال من الوصف المكثف إلى التشخيص، ونفس التغيير حدث في علم الأمراض. منذ سنوات تم تدريب الأخصائيين على كيفية وصف الصور عن طريق مدرب واحد يقوم بوصف نتائج الصورة في كلمات على مخطط الأشعة على مدرب آخر لم يسمح له بالنظر لهذه الصورة. المدرب الثاني ربما يقوم هو بتشخيص من هذا الوصف اللفظي، ولكن هذا لم يعد يحدث الآن.

المهندسون الذين يقومون بتطوير نظم تحليل الحاسب للصور الطبية يطلبون في الغالب وصفاً لهذه النتائج، مما يعكس الرغبة لتحويل ذلك إلى برامج حاسب لملاحظات الأخصائي. هذه الأوصاف عن طريق الأخصائي تكون في الغالب ملخصة وغير كاملة. للحصول على وصف يُمكن أن يساعد المهندس، فإنه قد يكون من الضروري للمهندس أن يسأل أسئلة محددة للأخصائي تعكس ما يُمكن للمهندس أن يفعله بدلاً من الاعتماد على ما وصفه الأخصائي.

من الممكن أن يطلب الأخصائي من المهندس أشياء لا يُمكن للمهندس أن يحققها، أو حتى إذا كان يستطيع، فإن الأخصائي قد لا يستطيع أن يقدر مقدار الشغل الذي سيبذله المهندس للحصول على ما قد يبدو بسيطا من وجهة نظر الأخصائي. إن الأخصائي المفكر هو الذي يعرف ما يحتاجه ليجعل شغله أسهل وأن يكون قادراً على ترتيب احتياجاته. إن المهندس يستطيع أن يفهم ما هو سهل وما هو صعب التحقيق. عن طريق الحوار،يُمكن الوصول إلى قرار يجمع ما بين ما هو أهم مع ما هو أسهل وممكن الوصول إليه.في الغالب يريد الأخصائي كل شيء مرة واحدة وعادة لا يستوعب أن ما يكون سهلاًفي وجهة نظره من الممكن أن يكون صعب التنفيذ بطرق الحاسب الحالية.

يختلف الأخصائيون في طريقة عرضهم للتشخيص. هناك ثلاثة نماذج أساسية لذلك:

١ - وضع تشخيص يكون في الحقيقة عبارة عن وصف ملخص.مثلاً، يقول إن هناك تسرباً في الرئة. إن هذا يعني أن الرئة غير طبيعية، ولكنه لا يصنف ذلك إلى مرض محدد. التسرب الرئوي من الممكن أن يكون بسبب الالتهاب الرئوي، أو فشل قلبي،أو صمة رئوية، أو مجموعة أخرى من الأمراض، ولذلك فإن تشخيص التسرب الرئوي هو في الحقيقة وصف. بنفس الطريقة فإن الكتلة من الممكن أن تكون بسبب السرطان، أو عدوى أو التهاب بدون عدوى أو أمراض أخرى عديدة.

٢ - يعطي التشخيص مع علامة على عدم التأكد.مثلاً يقول هناك تسرب رئوي ربما يكون بسبب التهاب رئوي.إلى حد ما، فإن النماذج توضح أن أي عملية تحدث في الغالب بسبب مرض معين.

٣ - يعطي تشخيص،مثلاً، التهاباً رئوياً، ولكن لا يعطي درجة لعدم التأكد. يحدث ذلك بفرض أن الطبيب الذي سيقرأ التقرير يعرف أن هناك عدم تأكد في العديد من تقارير إخصائي الأشعة وهو فقط يريد أن يعرف

الاحتمال الأكبر، وليس عدد من أو كل الاحتمالات. إذا كان تشخيص الأخصائي غير ملائم علاجياً فإن طبيب آخر قد يسأل احتمالات أخرى. معنى ذلك، أنه عندما يكون المحتمل، اعتماداً على الصورة، يظهر أنه خطأ، فإن الطبيب سيبدأ في التفكير في تشخيص آخر.

على العموم، فإن أخصائيو الأشعة يكونون مدربون على النظر للصورة بدون المعرفة المسبقة بالأعراض من المريض أو تاريخه المرضى، وهذا التدريب يكون لمساعدة الأخصائي على تجنب أخطاء التعيين أو القرار (انظر ماسبق). إذا كان الشخص سيرى غالباً ما كان متوقعاً أن يراه، فإن المعرفة المسبقة للأعراض أو التشخيص المشبوه من الممكن أن ينتج عنه أن الأخصائي سيخفف من أهمية النتائج التي لا تتوافق مع التشخيص المتوقع أو التي فشلت لشرح الأعراض. إن هذا يعتبر جزء من مشكلة الرضاء أو الارتياح عن البحث، وهي عملية سيتم شرحها فيما يلي.

بمجرد أن يعتبر الأخصائي أن كل شيء في الصورة قد تمت رؤيته، وغالباً بعد أخذ القرار على أساس تشخيص مؤقت، فإنه سينظر إلى المعلومات العلاجية والتقارير المسبقة ليرى إذا كانت هذه المعلومات تتوافق مع التشخيص الابتدائي. سواء كان هناك توافق أو لا، فإن الأخصائي سينظر غالباً إلى الصورة مرة أخرى ليرى إذا كانت هناك نتائج أخرى قد تشرح الجانب العلاجي أو تعارض هذا الانطباع.إن دور أخصائي الأشعة في هذه الحالة هو ليقرر إذا كانت النتائج على الصورة تشرح النتائج العلاجية أو الإكلينيكية، أم أنها تؤيد التشخيص، أم أنها تبين أن هناك احتمالا لتشخيص آخر.

في كثير من الأحيان فإن الأخصائي سيظهر ليدعي سريعاً أن المريض لديه تشخيص غير متوقع، بسرعة في الغالب تباغت الملاحظ من غير الأخصائيين. إن الأخصائيين يُمكن أن تكون لديهم مهارات مهولة من الصور المخزنة في ذاكرتهم، وإذا كان النموذج فريداً لأحد الأمراض النادرة، فإنه يُمكنه أن يتعرف عليه في لحظات. إن التشخيص الصحيح يقفز خارجاً من عقل الأخصائي بدون تفكير أو رقابة.

في بعض الأحوال الأخرى، فإن الأخصائي سيأخذ بسرعة ما قد يبدو أنه معلومات غير مركزة عن المريض، وبتجميع ذلك مع الصورة، فإن ذلك يتم تجميعه في تشخيص غير متوقع.

في الحالة الأولى، إذا تم سؤال الأخصائي، فإنه غالباً سيقول "هي كذلك" أو "لقد تذكرت ذلك للتو". إن الأخصائي في العادة لا يفهم كيف تم هذا التشخيص المفاجئ.

إن أخصائيو الأشعة يفكرون دائماً في فراغ الصورة بدلاً من الفراغ اللفظي.في الكثير من الأحيان، يكون من الصعب الشرح بالكلمات كيف توصل الأخصائيون إلى قرارهم، بالرغم من تعلمهم الوصف بالكلمات لما وجدوه.

(٧،٥،٣) تحويل البيانات إلى معلومات

من المؤكد أن الأخصائيون يواجهون مشاكل عندما يفسرون الصور، وهذه المشاكل تنتج في صورة عدم تطابق في التشخيص. (90–92) من الممكن للأخصائي أن يتعارض مع نفسه عندما ينظر للصورة للمرة الثانية، كما أن اثنين من الأخصائيين من الممكن أن يتعارضان مع بعضهما. في الأحوال الصعبة، يكون معدل التغير حوالي ٢٠٪. عندما ينظر الأخصائي إلى الصورة فإنه قد يجد شيئاً واضحا، ويقوم بشرح أعراض المريض ويتوقف عن نظر الصورة، وهذا هو ما يُسمى بالرضى عن البحث. العديد من الصور التي ينظر إليها الأخصائيون تكون غامضة.يقوم الأخصائي بتجميع النتائج من التفاصيل المشوشة أو الغامضة.في الغالب يكون هناك تشخيص غامض: نفس النتائج يُمكن أن يكون لها أكثر من تشخيص معقول ويُمكن أن يكون لها تشخيصات قليلة ونادرة.

التغيرات بين الملاحظين تعتبر مشكلة معروفة جيداً وغير مفهومة تماماً إذا أعطيت للأخصائي نفس الصورة مرتين وسألته أن يشخصها، فإن الأخصائي قد لا يعطي نفس الوصف ولا نفس التشخيص.عندما تكون الحالة سهلة، مثل كسر أساسي في عظمة كبيرة،فإن الأخصائي في الغالب سيعطي نفس النتيجة في المرتين، ولكن كانت الصورة أكثر غموضاً، كلما كانت الفرصة كبيرة أن التشخيص سيتغير جزء من ذلك يكون نتيجة للتغير في تحديد الأشياء من خلال عملية الجاستالت.الهياكل غير الجيدة التحديد أو غير الكاملة من الممكن في العادة ألا يتم تفسيرها حيث أن الجاستالت من الممكن أن يختلف عند الأوقات المختلفة. إن هيكل العديد من الأهداف غير الجيدة التعريف لابد أن ينبثق من غموض الشدة الحقيقية في الصورة، وعند الأوقات المختلفة من الممكن أن تنبثق أشياء مختلفة. عندما يقوم الأخصائيون بتفسير صور صعبة، فإن تغيرات الملاحظة فيما بينهم من الممكن أن تكون في المدى ٢٠٪، وهذا يعنى أن ١٠٪ للنتائج غير الطبيعية التي تم رؤيتها مسبقاً لن يتم النظر إليها مرة ثانية، وأن ١٠٪ من هذه الأشياء التي لم ترى مسبقاً من الممكن أن تنبثق.

بنفس الطريقة وكما هو الحال في التغيرات بين الملاحظين، فإذا عرضت نفس الصورة على اثنين أو أكثر من الأخصائيين، فإنهم سيعطوا تفسيرات مختلفة. الفرق بين التفسيرات من قبل اثنين من الأخصائيين أو أكثر تُسمى التغيرات ما بين الملاحظين interobserver variability. إذا كانت النتائج واضحة للإخصائيين، فإنهم في الغالب سيتوافقون، ولكن إذا كانت النتائج غامضة أو صعبة الرؤية فإنهم لن يتوافقوا مع بعضهم في حدود ٣٠٪ من الأحوال.كما هو الحال مع التغيرات بين الملاحظين، فإن واحد من الأخصائيين أحياناً سيتعرف على مجموعة واحدة من النتائج، وإخصائيون آخرون سيتعرفون على مجموعات مختلفة مع بعض التداخل في المجموعات. لحسن الحظ للإخصائي والمريض، فإن معظم الأشياء على الصورة تكون واضحة نسبيا للأخصائيو؛ بالتالي فإن التغيرات بين الملاحظين ومن الملاحظ نفسه ستكون أقل كثيراً(92).

لعمل برنامج حاسب لتحليل الصور عن طريق مهندس، فإن هذه التغيرات بين الملاحظين وخلال الملاحظ نفسه تتسبب في مشاكل في معرفة أرض الحقيقة التي يجب عليه أن يستخدمها إذا وصل جميع الأخصائيين الذين ينظرون نفس الصورة إلى نفس التشخيص، فإنه ببساطة يُمكن القول أنهم كلهم قد استفادوا من أحد برامج الحاسب لمساعدتهم في الكشف. إذا كانت الحالة من الصعوبة بحيث إن الأخصائي سيختلف مع نفسه وكذلك الأخصائيون سيختلفون مع بعضهم البعض بشأن هذا الكشف، فإنه في هذه الحالة سيكون من الصعب معرفة أرض الحقيقة. على الجانب الآخر، فإن هذه هي الحالات بالضبط التي يواجه فيها الأخصائيون صعوبة وهي الحالات التي من الممكن أن تقدم فيها برامج الحاسب المساعدة الكبيرة للأخصائيين.

إن مهمة الأخصائي هي مراجعة الصور والوصول إلى تشخيص في أسرع ما يُمكن.للوصول إلى ذلك، ستكون هناك مخاطرة في أن يصل الأخصائي إلى نتيجة مؤداها أنه هذا الشخص أكمل هذه المهمة بحيث نستطيع الانتقال إلى حالة جديدة. إن الوصول إلى نتيجة مؤداها أن ما نظرناه أو ما تم من بحث يكفي تعنى أن البحث كان مرضياً. إن الأخصائيين يرضون عن بحثهم في كل صورة يقومون بفحصها، ولكنهم عند نقطة معينة يوقفون النظر وينتقلون إلى الصورة أو الحالة التالية. إن المشكلة مع الرضاء عن فحص الصورة،هي أنه أحياناً، يكون هناك شي آخر في الصورة على الأخصائي أن ينظر إليه، وهذا الشيء الذي لم ينظر إليه يوصف على أنه منسٍي من أجل الوصول إلى الرضا عن الفحص(93-95).

كل إخصائي يقرر عن كل صورة يقوم بفحصها متى وصل إلى الرضا عن هذا الفحص. ليس هناك قانون أو معيار يُمكن استخدامه لمعرفة إنه قد تم بذل الوقت والمجهود الكافيين لهذا الفحص، وبدلاً من ذلك، فإذا نسي الأخصائي شيئاً، فإنه قد يكون لأن الفحص كان غير مرضٍ، أو لأن الغموض أو الالتباس في الصورة كان صعباً وهذه النتيجة لم تكن مرئية ولن تكون مرئية حتى لو تم بذل المزيد من الوقت والمجهود.في الحقيقة، فإن بعض الدراسات قد أوضحت أن الأخصائيين الذين يبذلون الكثير من الوقت على صورة معينة قد يخرجون أنفسهم خارج نتيجة قد تكون حقيقية ومهمة(96، 97).

العديد من الصور الطبية تكون غامضة إلى حد ما في نتائجها، وغالباً ما يكون معظم هذا الغموض غموضا في الحواف أسهل الطرق لإثبات ذلك هو أن ندع العديد من الأخصائيين يقومون بتلخيص نفس النتيجة، سيكون هناك غالباً بعض الفروق في الحواف المرسومة. الشكل الثاني للغموض يكون في التضمين والاستبعاد. عند رؤية أي جرح أو ضرر يكون هناك دائماً عدم تجانس في النتائج. عندما يرى الأخصائي ذلك، فإن بعض الأجزاء قد تبدو مناسبة للتضمين (لأنها جزء من النتيجة) وبعض الأجزاء الأخرى تبدو مناسبة للاستبعاد (ليست جزءاً من النتيجة).يُمكن لهذا الغموض أن ينتج عنه أن بعض الأخصائيين من الممكن أن يرسم حدوداً مختلفة أو يعطي

أحجاما مختلفة لنفس الهدف. الغموض الثالث هو غموض التباين. عندما يكون كشف أو نتيجة معينة لها تباين منخفض، فإن أحد الأخصائيين من الممكن أن يقرر أن هذا الكشف موجوداً، بينما الآخر قد يقرر أن الكشف غير موجود. هذه المشكلة تكون كبيرة مع الصور التي بها ضوضاء عالية بينما تكون أقل مع الصور ذات الضوضاء المنخفضة.

هناك عدة آلاف من التشخيصات الطبية، وهناك كتب لتشفير معظم هذه التشخيصات. معظم المرضى يعانون من أمراض شائعة. إن الاكتشافات الموضوعة على صورة معينة والتي تشير إلى مرض معين في الغالب لا تكون بالتحديد لهذا المرض ولكنها من الممكن أن تحدث لعدد من الأمراض المختلفة.في الغالب إما أن يعطى الأخصائيون تشخيصاً وصفياً (كما في حالة التسرب الرئوي المشروحة مسبقاً)، أو، إذا كانوا يريدون إعطاء قائمة بأمراض معينة، فإنهم سيدونون أقرب مرضين أو ثلاثة تقابل الاكتشافات على هذه الصور وأي أشياء أخرى يعرفونها عن المريض. إن تشخيص أي مرض يأتي من صورة فقط يجب أن يوضع في صورة عبارة احتمالية.في حالة الكسر في الفخذ مثلاً، فإن التشخيص غالباً صحيحاً، بينما مع صورة كتلة في الكلية، فإنه يكون هناك احتمال إحصائي عالٍ في تشخيص هذه الكتلة، ولكن ليس هناك تأكد ١٠٠٪ من الصورة وحدها عما إذا كانت هذه الكتلة هي سرطان.في حالة التسرب الرئوي، فإن درجة الغموض وعدم التحديدية تزداد. يجب على المهندس الذي يصمم أي برنامج تشخيصي أن يأخذ في الاعتبار درجة الشك في تشخيص الصور المستخدمة في تدريب النظام وفي أي ادعاء أو شكوى تخص هذه الدقة.

(٧،٥،٤) توصيات ما بعد التشخيص

معظم الأخصائيين في نهاية التقرير الذي يكتبونه عن صورة معينة أو تتابع من الصور سيعطون إما وصفا وإما تشخيصا للمرض.في الغالب إذا افترض الأخصائيون التشخيص، فإنهم لن يوضحوا أي درجة من الشك أو عدم التأكد في كلمات التقرير. إنه من المفترض أن الشخص المعالج للمريض يفهم بأن هناك درجة من الشك في التشخيص المعتمد على الصور فقط.في بعض الأحوال يشتمل التقرير على بعض التقديرات عن احتمالات التشخيص أو احتمالات أي تشخيص بديل. الكلمات التي تستخدم في العادة لتوضيح عدم التأكد أو الشك هي: نادراً، ومن الممكن، وعلى الأرجح، ومن المحتمل. على الرغم من أن هذه الألفاظ ليس لها استخدامات دقيقة عن طريق الأخصائيين، فإنه يُمكن تفسيرها كما يلي: نادراً تعني أقل من ١٪، وممكن تعني حوالي ٥٪، وعلى الأرجح تعني حوالي ٥٠٪، ومن المحتمل تعني حوالي ٩٥٪، وأما بالتحديد فتعني حوالي ٩٩٪.

بالنسبة لتفسير صور الماموجرام، فقد تم تطوير مجموعة من الأسماء القياسية. نظام التصوير والتقرير وبيانات الثدي breast imaging reporting and data system, BI-RADS وقد تم تطويره عن طريق أخصائيو الأشعة ويستخدم

عادة لوصف احتمال أن الماموجرام طبيعي أم أن به أعراض سرطان.الـ BI-RADS1(98) تم تخصيصة للماموجرامات الطبيعية. وأما الـ BI-RADS2 فقد تم تخصيصه للماموجرامات التي تحتوي بعض من عدم الطبيعية أو الشذوذ، ولكنها ليست سرطام.الـ BI-RADS3 يبين أن الماموجرام به نتائج ولكن من المحتمل أنها ليست سرطانا، ولكن هناك إمكانية للسرطان؛ ولذلك فعلى المريض أن يقوم ببعض المتابعات الإضافية أو التقييم.الـ BI-RADS4 مخصص للماموجرام التي تحتوي نتائج ذات شك معتدل للسرطان.الـ BI-RADS5 مخصص للماموجرام التي تحتوي نتائج من المحتمل أن تكون سرطانية.

بعد التشخيص، يقوم بعض الأخصائيين بتضمين عبارة توصية للخطوة أو الخطوات التالية التي يُمكن استخدامها للتحقق من تشخيص الأخصائي. إذا كان هناك مثل هذه العبارة، ستكون واحدة من هذه العبارات أن هناك توصية بطريقة معينة من العديد من الطرق الأخرى المناسبة لتحقيق التشخيص.

عموما يكون الأخصائيين والأطباء متعودين على التعامل مع مثل هذه الشكوك أو عدم التأكد.إنهم يعلمون أنهم لن يروا كل شيء في كل صورة وأن تفسيرهم لما يرون لن يكون متوافقاً حتى لو نظروا إلى الصورة مرة ثانية بأنفسهم أم بالاستعانة بأخصائيين آخرين. إن المهندسين وهم يعملون مع الأخصائيين عليهم أن يتوقعوا درجة ما من عدم التأكد فيما يشخصه الأخصائي.

إن تأسيس أرض للحقيقة أو معيار ذهبي، بحيث يُمكن تطوير نظام حاسب معتمدا على هذه الحقيقة، يكون مهمة أساسية وصعبة وربما تكون ناقصة التحقيق. لهذا السبب، ربما يكون من الأفضل التفكير في كيفية التعامل مع عدم التأكد من التشخيص مع القبول بأن أحدهم يجب أن يتعامل مع الصور في وجود أرض مختلفة للحقيقة.

هناك طرقا مختلفة تستخدم لتأسيس الحقيقة للأنواع المختلفة من المشاكل حيث تكون هناك حاجة لمعرفة الحقيقة إما للتدريب وإما لتحقيق أحد خوارزميات الحاسب. كان معيار الإثبات أعلى، كلما كان عدد الحالات المحتمل إن تكون متاحة للتطبيقات الهندسية أقل. حيث أن المهندس ربما لا يكون قادراً على الحصول على العدد الكافي من الحالات مع أعلى مستوى من الإثبات أو التأكيد، فإنه في العادة يلجأ إلى دمج المعلومات الوصفية مع الإثبات القياسي المستخدم لتطوير واختبار البرنامج.

دائماً يأتي الإثبات أو التأكد في العديد من المستويات. إن أعلى مستوى من التأكد يتطلب التشخيص عن طريق إخصائي أمراض، مع إمداده بمعلومات دقيقة عن الموضع النسيجي الذي تم أخذ العينات منه. ولذلك؛ فإن طريقة أخذ العينات النسيجية الموجهة بالصور يُمكن استخدامها للتأكد من أن النسيج يأتي من نفس المساحة المهمة في الصورة. حتى مع هذه الطريقة،فإنه تتبقى بعض الشكوك لأن أخصائيو الأمراض يواجهون نفس النوع من المشاكل مثل إخصائوا الأشعة عند تفسيرهم لصور الأمراض: غموص الصورة، التغير بين الملاحظين للصورة

وللملاحظ الواحد لنفس الصورة، والغموض في التشخيص.بجانب ذلك، يكون هناك مشاكل أخطاء أخذ العينات، حيث تكون المساحة ذات الاهتمام في الصورة ليست هي المساحة التي تم أخذ العينات منها. هناك أيضاً تغير في النسيج يحدث نتيجة معالجة هذا النسيج قبل الفحص المرضى.

المستوى الأعلى التالي من التأكد هو حينما تكون النتائج من الصورة تتوافق مع النتائج من أخصائي الأمراض على الرغم من أن الموضع الحقيقي للعينات من النسيج يكون غير معلوم تماما.في هذا المستوى من التاكد، وفي مستويات أخرى، فإنه من العادي استخدام لوحة للتوافق (انظر التالي) للتأكد من نتائج الصورة، وفي بعض الأحوال من نتائج أخصائي الأمراض.

عند عدم وجود التأكيد من الأخصائي المرضى، فإنه يتم الحصول على المستوى التالي أو الأقل في الأهمية عن طريق استخدام لوحة التوافق. لوحة التوافق هي مجموعة (عادة) من الخبراء أو المتخصصين المعروفين في تقييم مثل هذا النوع من الصور أو الأمراض التوافق هنا يعني أن كل الخبراء يجب أن يتوافقوا على تفسير الصورة.يُمكن لأعضاء لوحة التوافق أن يقيموا الحالة كمجموعة، يعطوا إجماعاً أو توافقاً نهائياً، أو كأفراد يعطي كل منهم تشخيصه المنفرد هذه التشخيصات المنفردة يُمكن تجميعها بطرق مختلفة لأنه ستكون هناك بالتأكيد درجة ما من الاختلاف.من الممكن للنتائج أن تبين عدد الخبراء الموافقين بالمقارنة مع أولئك الرافضين، فمثلاً خمسة من خمسة تعني أنه كان هناك خمسة أخصائيين وخمسة منهم كانوا موافقين، وثلاثة من خمسة تعني أن ثلاثة فقط من الخمسة كانوا موافقين. إذا كان مطلوب أن يرى كل الأخصائيين نتيجة معينة لعد هذه النتيجة، فإن بعض الجروح أو الأمراض يُمكن استبعادها لأنه ليس كل الأخصائيين قد رأوا هذا الجرح الغريب. ولذلك فعند الوصول إلى اتفاق تام (خمسة من خمسة مثلاً) فإنه قد يكون من الصعب توضيح فائدة نظام مثل نظام الكشف بمساعدة الحاسب لأنه قد يتم استبعاد هذه الأمراض. إذا سمح أحدهم بالحالات التي يقبل فيها موافقة عدد أقل من الأخصائيين، فإن أحدهم قد يرى ضم الحالات التي فيها تشخيص واحد أو اثنين من الأخصائيين يكون غير صحيحاً. على الرغم من ذلك، إذا كان صحيحاً، فإن الحالات يحتمل أن تكون صعبة، وهي كذلك؛ ولذلك فمن الأفضل توضيح الفائدة من استخدام نظام حاسب إذا كان خوارزم الحاسب سيكتشفهم.

(٧،٦) الملخص

لقد قدم هذا الفصل مقدمة عن طرق معالجة وتحليل البيانات، معظم هذه الطرق تساعد في روية واتخاذ قرارات التشخيص. معظم الأعمال التي تمت مراجعتها هنا تدور حول معالجة وتحليل البيانات عن طريق الحاسب، متراوحة

من وصف للخطوات التي يتبعها المعالج في أخذ القرارات الطبية إلى العرض المفصل لبعض الطرق المحددة مثل طرق تحسين الصورة، وتقسيمها، واستخلاص الخواص منها، وتفسير هذه الصور.

معظم هذه الطرق الحسابية والتقنية في هذا الفصل تظهر في مستوى عام من التطور. ولكي يتم الفهم التام للطرق التي تم شرحها، فقد تم اللجوء إلى المراجع المذكورة والمواضيع التكميلية المطلوبة.

(٧،٧) تمارين

١ - قارن الفروق بين طرق تنعيم الصور المساحية، والترشيح الترددي، والترشيح المويجي لتحسين الصور. قارن مميزات وعيوب هذه الطرق.

٢ - ما هو الفرق بين التحويلات المويجية الثابتة التحويل، والمتعامدة، وثنائية التعامد؟

٣ - أضف الضوضاء الجاوسية البيضاء على صورة طبية. قم بإجراء خوارزيزم التشبع القوي والناعم المعتمد على التحويل المويجي، واحسب التحسن في نسبة الإشارة إلى الضوضاء SNR الحادث نتيجة استخدام هاتين الطرقتين لتخفيض الضوضاء.

٤ - ما هو الفرق بين تنعيم الصورة وزيادة حدية الصورة ؟ وكيف تقيم هاتين الطريقتين المختلفتين؟

٥ - إشرح باختصار الأربع طرق لعملية الجاستالت التي يستخدمها الأخصائيون في تفسير الصور.وكيف من الممكن أن يؤثر ذلك على تحليل الصور بالحاسب؟ ما هي أنواع طرق الرؤية بالحاسب التي يُمكن استخدامها لتقليد عملية الجاستالت ؟

٦ - ما هو خطأ التعيين أو النسبة؟ وما هو تأثيره المحتمل على التشخيص الذي يقترحه الأخصائي؟ كيف سيؤثر الخطأ النسبي عكسياً على برامج الحاسب لتشخيص الصور ؟

٧ - ما هو الرضا عن البحث؟ وما هي المشاكل المصاحبة للرضاء عن البحث؟ وهل من الممكن للكشف بالحاسب أن يكون لديه مشكلة مع الرضا عن البحث؟ وهل من الممكن لبرنامج حاسب لمعالجة الصور أن يكون ضاراً بالصحة نتيجة الرضا عن البحث؟

٨ - ما هي التغيرات بين الملاحظين؟ وما هي التغيرات بين الملاحظ ونفسه؟ إذا كنت تصمم برنامج حاسب لمساعدة الأخصائي في التشخيص، كيف سيؤثر هذان النوعان من التغير على تصميمك واختبارك؟ وهل من الممكن لبرنامج حاسب أن يكون به تغيرات بين الماكينة ونفسها intermachine؟ وما هي آثار برامج الحاسب هذه على تحليل الصور؟

obeikandi.com

٩ - ما هو الـ BIRADS ؟ لماذا يجب على نظام الحاسب أن يحقق المقياس المكافىء لل BIRDS للشك أو عدم التأكد؟ أم أنه لن يحقق مقياساً مكافئاً للشك أو عدم التأكد؟

١٠ - ما هي أرض الحقيقة (والتي تُسمى أيضاً المعيار الذهبي)؟ وكيف يُمكن إنشاؤها؟ وكيف يُمكن لنظام حاسب للتشخيص أن يؤثر بالسلب أو بالإيجاب على تحديد أرض الحقيقة؟

١١ - كيف يُمكنك أن تتعامل مع الشك أو عدم التأكد في أرض الحقيقة في تقييم أنظمة الحاسب للكشف أو تشخيص الأوضاع غير العادية؟

(٧،٨) المراجع

1. A. P. Dhawan. Medical image analysis.In IEEE Press Serieson Biomedical Engineering.John Wiley & Sons, Inc, 2003.
2. R. B. Paranjape. Fundamental enhancement techniques.InIssac N. Bankman (Ed.).Handbook of Medical Imaging.Academic Press.2–18, 2000.
3. K. Castleman. Digital Image Processing.Prentice Hall,1996.
4. D.-C. Chang and W.-R.Wu.Image contrast enhancementbased on a histogram transformation of local standarddeviation. IEEE Trans. Med. Imaging. 17(4):518–531, 1998.
5. H. C. Lien, J. C. Fu, and S. T. C. Wong.Wavelet-basedhistogram equalization enhancement of gastric sonogramimages.Comput.Med. Imaging Graphics. 24:59–68, 2000.
6. A.K. Jain. Digital Image Processing.Prentice-Hall, 1989.7. H. Li et al. Computerized radiographic mass detection–Part I: Lesion site selection by morphological enhancementand contextual segmentation. IEEE Trans. Med. Imaging.20(4):289–301, 2001.
8. J. Xuan et al. Automatic detection of foreign objects incomputed radiography. J. Biomed. Opt. 5(4):425–431, 2000.
9. W. T. Freeman and E. H. Adelson. The design and use ofsteerable Wlters.IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.13(9):891–806, 1991.
10. K. S. Song et al. Adaptive mammographic image enhancementusing Wrst derivative and local statistics. IEEE Trans.Med. Imaging 16(5):495–502, 1997.
11. A. Polesel, G. Ramponi, and V. J. Mathews.Image enhancementvia adaptive unsharp masking.IEEE Trans.Image Process. 9(3):505–510, 2000.
12. A. Beghdadi and A. Le Negrate. Contrast enhancementtechnique based on local detection of edges. Comp. Vis.Graph. Image Proc. 46:162–174, 1989.
13. C. B. Ahn, Y. C. Song, and D. J. Park.Adaptive templateWltering for signal-to-noise ratio enhancement inmagnetic resonance imaging. IEEE Trans. Med. Imaging18(6):549–556, 1999.
14. J. S. Lee. Digital image enhancement and noise Wltering bylocal statistics.IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.2:165–168, 1980.
15. J. F. Abramatic and L. M. Silverman.Nonlinear restorationof noisy images.IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.4(2):141–149, 1982.
16. H. Knutsson, R. Wilson, and G. H. Granlund. Anisotropicnon-stationary image estimation and its applications—Part I, Restoration of noisy images. IEEE Trans. Communications.COM–31(3):388–397, 1983.
17. S. Mallat. A theory for multiresolution signal decomposition:Wavelet representation. IEEE Trans. Pattern Anal.Mach.Intell. 11(7):674–693, 1989.
18. D. A. Clausi and H. Deng. Design-based texture featurefusion using Gabor Wlters and co-occurrence probabilities.IEEE Trans. Image Process. 14(7):925–936, 2005.
19. S. Mallat and S. Zhong.Characterization of signals frommultiscale edges.IEEE Trans. Pattern Anal.Machine Intell.14(7):710–732, 1992.

obeikandl.com

20. R. R. Coifman and D. L. Donoho.Translation-invariantde-noising.In A. Antoniadis and G. Oppenheim (Eds.).Wavelets and Statistics.Springer-Verlag, 1995.
21. Yu-Ping Wang. Image representations using multiscalediVerential operators.IEEE Trans. Image Process.8(12):1757–1771, 1999.
22. Y-P. Wang and S. L. Lee. Scale-space derived fromB-splines. IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.20(10):1050–1065, 1998.
23. D. Donoho and I. Johnstone. Ideal spatial adaptation viawavelet shrinkage.Biometrika. 81:425–455, 1994.
24. A. Laine, X. Zong, and E. Geiser. Speckle reduction andcontrast enhancement of echocardiograms via multiscalenonlinear processing. IEEE Trans. Med. Imaging.17(4):532–540, 1998.
25. A. Laine, I. Koren, and F. Taylor.Enhancement via fusionof mammographic features.International Conference onImage Processing. 2:722–726, 1998.
26. A. Laine and W. Huda.Enhancement by multiscale nonlinearoperators.In Issac N. Bankman (Ed.).Handbook ofMedical Imaging.Academic Press.33–56, 2000.
27. Y.-P. Wang et al. Chromosome image enhancement usingmultiscale diVerential operators. IEEE Trans. Med. Imaging.22(5):685–693, 2003.
28. B. M. Sadler and A. Swami.Analysis of multiscale productsfor step detection and estimation. IEEE Trans. Inform.Theory. 45(3):1043–1051, 1999.
29. Y. Xu et al. Wavelet domain Wlters: A spatial selective noiseWltration technique. IEEE Trans. Image Process.3(11):747–757, 1994.
30. A. Rosenfeld. A nonlinear edge detection technique.Proc.IEEE.814–816, 1970.
31. Q. Wu et al. The eVect of image enhancement on biomedicalpattern recognition.Second Joint IEEE EMBS–BMESConference, 2002.
32. R. Gordon and R. M. Rangayyan. Feature enhancement ofWlm mammograms using Wxed and adaptive neighborhoods.Appl. Opt. 23(4):560–564, 1984.
33. G. Boccignone and M. Ferraro.Multiscale contrast enhancement.Electron.Lett. 37(2):751–752, 2001.
34. R. O. Duda, P. E. Hart, and D. G. Stork.Pattern ClassiWcation.2nd ed. John Wiley & Sons, Inc., 2001.
35. A. Rosenfeld and A. C. Kak.Digital Picture Processing.Vol.2.Academic Press, 1982.
36. D. Geman and S. Geman. Stochastic relaxation, Gibbsdistributions, and the Bayesian restoration of images.IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Int. 6:721–741, 1984.
37. J. Besag. On the statistical analysis of dirty pictures. J. RoyalStat. Soc. B 48:259–302, 1986.
38. K. Held et al. Markov random Weld segmentation of brainMR images. IEEE Trans. Med. Imaging. 16:878–886, 1997.
39. L. Vincent and P. Soille. Watersheds in digital spaces: Anefficient algorithm based on immersion simulations. IEEETrans. Pattern Anal. Mach. Intell. 13:583–598, 1991.
40. L. Najman and M. Schmitt.Geodesic saliency of watershedcontours and hierarchical segmentation IEEE Trans. PatternAnal. Mach. Intell. 18:1163–1173, 1996.
41. O. Faugeras. Three-Dimensional Computer Vision: A GeometricViewpoint. MIT Press, 1996.
42. R. C. Gonzalez and R. E. Woods.Digital Image Processing.3rd ed. Addison Wesley Publishing Company, 1993.
43. D. Marr. Vision. W. H. Freeman and Co., 1982.
44. T. Lindeberg. Scale-space for discrete signals.IEEE Trans.Pattern Anal. Mach. Intell. 12:234–254, 1990.
45. Y. Lu and R. C. Jain.Behavior of edges in scale space.IEEETrans. Pattern Anal. Mach. Intell. 11:337–356, 1989.
46. J. Sporring et al. Gaussian Scale Space Theory.KluwerAcademic Publishers, 1997.
47. A. P. Witkin. Scale space Wltering. Proc. Intl. Joint Conf. onAI, 1983.1019–1022, 1983.
48. R. Haralick. Digital step edges from zero crossing of seconddirectional derivative. IEEE Trans. Pattern Anal. Mach.Intell. 6:58–68, 1984.
49. J. Canny. A computational approach to edge detection.IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 8:679–698, 1986.
50. M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos. Snakes: Activecontour models. Int. J. Computer Vision. 1:321–331, 1988.
51. T. McInerney and D. Terzopoulos.Topology adaptivedeformable surfaces for medical image volume segmentation.IEEE Trans. Med. Imaging. 18:840–850, 1999.
52. J. A. Schnabel and S. R. Arridge.Active shape focusing.Image and Vision Computing 17:419–428, 1999.

53. C. Xu and J. L. Prince.Snakes, shapes, and gradient vectorXow.IEEE Trans. Image Process. 7:359–369, 1998.
54. R. Malladi, J. A. Sethian, and B. C. Vemuri. Shape modeling with front propagation: A level set approach. IEEETrans. Pattern Anal. Mach. Intell. 17:158–175, 1995.
55. W. J. Niessen, B. M. t. H. Romeny, and M. A. Viergever.Geodesic deformable models for medical image analysis.IEEE Trans. Med. Imaging. 17:634–641, 1998.
56. K. Siddiqi et al. Area and length minimizing flows forshape segmentation.IEEE Trans. Image Process.7:433–443, 1998.
57. A. Yezzi et al. A geometric snake model for segmentationof medical imagery. IEEE Trans. Med. Imaging.16:199–209, 1997.
58. S. M. Pizer et al. Segmentation, registration, and measurementof shape variation via image object shape. IEEETrans. Med. Imaging 18:851–865, 1999.
59. L. H. Staib and J. S. Duncan.Model-based deformablesurface Wnding for medical Images. IEEE Trans. Med.Imaging. 15:720–731, 1996.
60. B. C. Vemuri and Y. Guo. Snake pedals: Compact andversatile geometric models with physics-based control.IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 22:445–459, 2000.
61. T. F. Cootes et al. Use of active shape models for locatingstructure in medical images. Image and Vision Computing.12:355–365, 1994.
62. L. D. Cohen and R. Kimmel. Global minimum for activecontour models: A minimal path approach. Int. J. Comput.Vision. 24:57–78, 1997.
63. J. Park and J. M. Keller. Snakes on the watershed.IEEETrans. Pattern Anal. Mach. Intell. 23:1201–1205, 2001.
64. L. D. Cohen and I. Cohen. Finite-element methods foractive contour models and balloons for 2D and 3D images.IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 15:1131–1147,1993.
65. J. A. Schnabel. Multi-scale active shape description inmedical imaging.University College London, 1997.
66. S. J. Osher and J. A. Sethian. Fronts propagating withcurvature dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulation. J. Computational Physics.79:12–49, 1988.
67. V. Caselles, R. Kimmel, and G. Sapiro.Geodesic activecontours.Proc.5th Int. Conf. Computer Vision.MITPress.694–699, 1995.
68. S. Kichenassamy et al. Conformal curvature flows: Fromphase transitions to active vision. Arch. Rational Mech.Anal. 134:275–301, 1996.
69. M. H. Loew. Feature extraction. In M. Sonka and J. M.Fitzpatrick (Eds.).Medical Image Processing and Analysis.SPIE Press.273–341, 2000.
70. M. Sonka, V. Hlavac, and R. Boyle.Image Processing,Analysis, and Machine Vision. Pacific Grove, CA: Brooks/Cole, 1999.
71. R. C. Gonzalez and R. E. Woods.Digital Image Processing.2nd ed. Prentice Hall, 2002.
72. R. M. Haralick and L. G. Shapiro.Computer and RobotVision.Addison-Wesley, 1992.
73. H. Zhimin et al. Analysis of speculation in the computerizedclassification of mammographic masses. Med. Phys.22:1569–1579, 1995.
74. R. M. Haralick. Statistical and structural approaches totexture.Proceedings of the IEEE. 67:786–804, 1979.
75. C. ChatWeld. The Analysis of Time Series: An Introduction.6th ed. Chapman and Hall, 2003.
76. D. Landgrebe. Hyperspectral image data analysis.IEEESignal Processing Magazine. 19:17–28, 2002.
77. J. Freeman et al. Multispectral and hyperspectral imaging:Applications for medical and surgical diagnostics.Presented at the 19th Annual International Conference ofthe IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.1997.
78. B.-C. Kuo et al. Regularized feature extractions for hyperspectral
data classification. Presented at 2003 IEEE International Geosciences and Remote Sensing Symposium,IGARSS ’03., 2003.
79. H. L. Kundel. Visual search in medical images.In Physicsand Psychophysics.H. L. Kundel and R. Van Metter (Eds.).Handbook of Medical Imaging, vol. 1.SPIE Press.837–858,2000.
80. P. Perconti and M. H. Loew. Salient features in mammogramsusing Gabor Wlters and clustering. Presentedat Medical Imaging 2004: Image Perception, ObserverPerformance, and Technology Assessment. 2004.

81. P. Perconti and M. H. Loew. Analysis of parenchymalpatterns using conspicuous spatial frequency features inmammograms and applied to the BI–RADS density ratingscheme. Presented at SPIE Medical Imaging 2006: ImagePerception, Observer Performance, and Technology Assessment.2006.
82. P. Perconti and M. H. Loew.An objective measure forassembling databases used to train and test mammogramCAD algorithms. Presented at Proc. 3rd IEEE InternationalSymposium on Biomedical Imaging: From Nano to Micro.2006.
83. R. O. Duda, P. E. Hart, and D. G. Stork.Pattern Classification.2nd ed. Wiley-Interscience, 2000.
84. H. H. Barrett and K. J. Myers. Foundations of ImageScience.Wiley-Interscience, 2004.
85. S. Lehar. Gestalt isomorphism and the primacy of subjectiveconscious experience: A gestalt bubble model. Behavioral& Brain Sciences. 26:375–444, 2004.
86. http://en.wikipedia.org/wiki/Gestalt_psychology
87. C. Torrans and N. Dabbagh.Gestalt and InstructionalDesign. http://chd.gmu.edu/immersion/knowledgebase/strategies/cognitivism/gestalt/gestalt.htm.
88. J. W. Oestmann et al. Chest ‘‘gestalt’’ and detectability oflung lesions. Eur. J. Radiol. 16:154–157, 1993.
89. K. S. Berbaum and W. L. Smith.Use of reports ofprevious radiologic studies. Acad. Radiol. 5:111–114,1998.
90. J. Yerushalmy. The statistical assessment of the variabilityin observer perception and description of roentgenographicpulmonary shadows.Radiol.Clin. North Am.7:381–392, 1969.
92. M. T. Freedman and T. Osicka. Reader variability: Whatwe can we learn from computer-aided detection experiments.J. Am. Coll. Radiol. 3:446–455, 2006.
93. R. L. Siegle et al. Rates of disagreement in imaging interpretationin a group of community hospitals. Acad. Radiol.5:148–154, 1998.
93. K. S. Berbaum et al. Can order of report prevent satisfactionof search in abdominal contrast studies? Acad. Radiol.12:74–84, 2005.
94. K. S. Berbaum et al. Can a checklist reduce SOS errorsin chest radiography? Acad. Radiol. 13:296–304, 2006.
95. K. S. Berbaum et al. Role of faulty visual search in thesatisfaction of search effects in chest radiography. Acad.Radiol. 5:9–19, 1998.
96. T. Osicka et al. Computer-aided detection of lung canceron chest radiographs: Differences in the interpretationtime of radiologist’s showing vs. not showing improvementwith CAD. Proc. of SPIE: Image Perception, ObserverPerformance, and Technology Assessment. 5034:483–494,2003.
97. K.S. Berbaum Role of faculty visual search in the satisfactionof search effect in chest radiography. Acad. Radiol.5:9–19, 1998.
98. American College of Radiology.Illustrated Breast ImagingReporting and Data System (BI–RADS).3rd ed. AmericanCollege of Radiology, 1998.

obeikandl.com

الفصل الثامن

تسجيل البيانات ودمجها

Data Registration And Fusion

د زيا يانج وانج	Dr. Xiu Ying Wang
د. ستيفن ابيرل	Dr. Stefan Eberl
بروفسير ميتشل فلهام	Prof. Michael Fulham
د. سيو سوم	Dr. Seu Som
بروفسير ديفيد داجن فينج	Prof. David Dagan Feng

(٨،١) مقدمة ٣٦٦

(٨،٢) أساسيات تسجيل الصور الطبية ودمجها ٣٦٩

(٨،٢،١) تعريف التسجيل

(٨،٢،٢) المكونات الأساسية للتسجيل

(٨،٢،٣) تصنيف التسجيل بالاعتماد على بيانات الدخل

(٨،٢،٤) تحويلات التسجيل

(٨،٢،٥) الاستيفاء

(٨،٢،٦) الأمثلية

(٨،٣) تسجيل الصور الطبية المعتمد على الخواص ٣٧٨

(٨،٣،١) التسجيل المعتمد على العلامات

(٨،٣،٢) التسجيل المعتمد على الخط

(٨،٣،٣)، التسجيل المعتمد على السطح

(٨،٤) التسجيل المعتمد على الشدة ٣٨٣

obeikandl.com

(٨،٤،١) الفرق في الشدة ونسبة مقياس التشابه
(٨،٤،٢) الطرق الارتباطية أو العلاقية
(٨،٤،٣) التسجيل المعتمد على نظرية المعلومات
(٨،٥) التسجيل المهجن والتسجيل الهرمي أو الطبقي ٣٩٠
(٨،٥،١) التسجيل المهجن
(٨،٥،٢) التسجيل الهرمي والاندماج
(٨،٦) التسجيل عن طريق الأجهزة..... ٣٩٥
(٨،٧) تقييم دقة التسجيل..... ٣٩٨
(٨،٧،١) المحاكاة والأشباح
(٨،٧،٢)العلامات
(٨،٧،٣) الفحص البصري
(٨،٧،٤) مقاييس الاتساق أو التطابق
(٨،٧،٥) تحقيقات في دقة التقييم
(٨،٨) تطبيقات تسجيل ودمج الصور الطبية..... ٤٠١
(٨،٨،١) تطبيقات على المخ
(٨،٨،٢) التطبيقات خارج نطاق المخ
(٨،٩) الملخص ٤٠٤
(٨،١٠) تمارين..... ٤٠٥
(٨،١١) المراجع ٤٠٥

(٨،١) مقدمة

في التطبيقات الإكلينيكية الحالية، تكون هناك كميات كبيرة من بيانات الصور التي يتم اكتسابها من أجهزة التصوير المختلفة على مدى نقاط زمنية متعددة،وهذه الصور تستخدم في التشخيص الدقيق وإدارة المرضى بالأمراض المختلفة. وسائل التصوير التشريحي مثل التصوير بالرنين المغناطيسيMRI، والتصوير المقطعي بالحاسب CT، وأشعة إكس تبين أساساً تفاصيل الهيكل الشكلي. طرق التصوير الوظيفي مثل الرسم المقطعي بالانبعاث البوزيتروني PET والرسم المقطعي بالانبعاث الفوتوني الأحاديSPECTتُعطي معلومات أساسية عن التغيرات الكيميائية الحيوية والفسيولوجية. تم أخيراً دمج التصوير التشريحي والوظيفي في أجهزة منفردة مثل ماسحات

openkandi.com

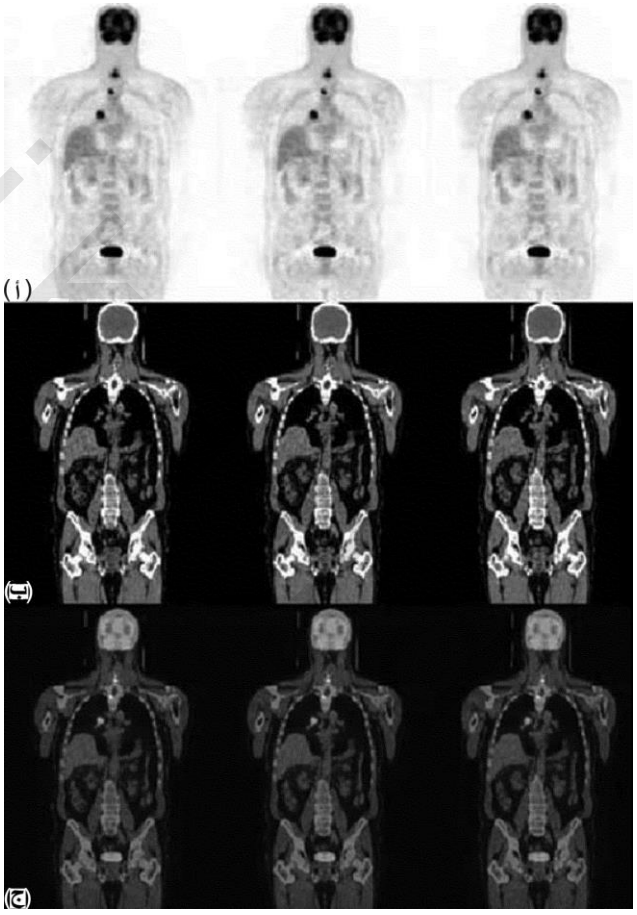
PET/CT و SPECT/CT ، وقد عملت هذه الأجهزة على توسيع مصفوفة طرق التصوير وعرضت تحديات جديدة في استيعاب وفهم بيانات التصوير. بالإضافة لذلك، فإن طرق التصوير هذه يُمكن أن تكون لها قيمتها الخاصة بها في إدارة المرضى، وكل هذه البيانات التصويرية من الممكن أن تكون متاحة لكل شخص على حدة عند طلبها. وعلى الرغم من ذلك، فإن التكامل التام لهذه البيانات المتنوعة المكتسبة من الماسحات المختلفة وعند أزمنة مختلفة تكون لها تحديات جوهرية.

يعتبر تسجيل الصور الطبية خطوة مهمة في تعظيم المعلومات الخبيئة في مجموعات بيانات الصور. يهدف التسجيل إلى التطابق المساحي لمجموعات البيانات التي قد تختلف في زمن اكتسابها، أو جهاز تصويرها، أو في زاوية الاكتساب. بعد التسجيل، يُمكن الوصول إلى التقابل المساحي بين المعلومات الوظيفية والهيكل التشريحي.في العادة يعقب خطوات التسجيل عملية دمج لهذه البيانات لربط المعلومات المتكاملة من مجموعات الصور العديدة وتمثيل هذه البيانات غير المتجانسة في نظام محوري عام. المعلومات التي كانت ظاهرة في إحدى مجموعات البيانات يُمكن استخلاصها عن طريق التسجيل والدمج فمثلاً، صور الـ PET تكون لها تحديدية مساحية أقل بالمقارنة ببيانات الـ CT. وعلى الجانب الآخر، فإنه يكون من الصعب تحديد موضع المرض في بيانات الـ CT، بينما يُمكن تحديدها في صور الـ PET. إن التسجيل الذي يعقبه الدمج في هذا التنوع من طرق اكتساب البيانات يسمح للشذوذ الوظيفي أو غير الطبيعي التي تكون واضحة في صور الـ PET وغير واضحة في الـ CT أن تحدد بدقة ويسمح بفهم كامل للمشاكل الموجودة فيها.

إن الزيادة في دقة التشخيص توفر إدارة أفضل للمرضى. وفي نفس سياق المرضى بسرطان خلايا الرئة الكبيرة non-small cell lung cancer, NSCLC، فإن البيانات المسجلة قد تعني الفرق بين الشفاء بالعملية الجراحية وطريقة التسكين عن طريق المقدرة على مراحل أفضل للمريض كما في الشكل رقم (٨.١) بالإضافة لذلك، فإن تسجيل العديد من الدراسات من نفس طريقة التصوير (أحادية الطريقة) التي يتم أداؤها على فترات زمنية متعددة تكون حرجة في التقدير الطولي لعمليات محددة، مثل الدراسات التتابعية على المرضى بسرطان الغدد الليمفاوية، حيث يتم عمل المسحات على مدى العديد من الشهور لقياس كفاءة العلاج الكيميائي.

يلعب تسجيل الصور الطبية ودمجها دوراً مهما ومتزايداً في تحسين جودة وكفاءة الرعاية الصحية من خلال توفير بيانات الصور في أشكال قابلة للاستخدام. هناك العديد من التطبيقات العلاجية، بما في ذلك تخطيط العلاج الإشعاعي وتقديره، والرصد المتقدم للمرض، والكشف عن التغيرات الهيكلية الديناميكية والوظيفية، والعمليات الجراحية الموجهة بالتصويرimage guided surgery, IGS.في الـ IGS. يوفر تسجيل ودمج بيانات قبل العملية مع الاكتشافات أثناء العملية أداة ملاحية جيدة لتحديد المساحة ذات الاهتمام بدقة مع الحد من التداخل مع الهياكل

الطبيعية. يعتبر تسجيل الصور مهماً أيضاً في بناء الأطالس الإحصائية لمسك وتشفير التغيرات الشكلية والوظيفية على قطاع سكاني كبير.يُمكن استخدام الأطلس المعتمد على التعداد السكاني في التعليم أو الوسم الآلي، وفي التقسيم، وفي استيفاء الهياكل والأنسجة، بينما يُمكن للأطلس المعتمد على التحديد المرضى أن يستخدم في الكشف عن الأمراض.



الشكل رقم (٨،١) التصوير التاجي بالPET (أ) وبالCT (ب) والصور المدمجة (ج) للFDG, ^{18}F-fluoro-deoxyglucose من صور الPET/CT لرجل سنه ٦٩ سنة مريض بالNSCLCفي الفرع الأيمن الأساسي. لقد اكتشفت صور الPET مواضع إضافية للمرض في الهيكل العُظمى، وهي موضحة في الصور المدمجة. هذه الاكتشافات أوضحت أن المريض لم يخضع لعملية جراحية نتيجة التأكد من وجود مرض مكثف خارج الصدر.

على الرغم من ذلك، فإن البحث في تسجيل الصور ليس جديداً ويرجع تاريخياً إلى الثمانينات بعد عقود في البحث المكثف، فقد تم فرض العديد من الخوارزميات، وتمت طباعة العديد من المراجعات، والاستطلاعات، والكتب الخاصة في هذه المساحة البحثية.في هذه الاستطلاعات، يتم تصنيف طرق التسجيل إلى حوالي تسعة من

الطرق المختلفةالمعتمدة على المعيار مثل أبعاد الصور، وتسجيل فراغ الخواص، والتحويل، وقياس التشابه، وطرق التصوير، والأمثلية، والتفاعل، والموضوعات المشاركة. هذه المعأيير من الممكن أن تتداخل مع بعضها في خطوات التسجيل، بحيث يكون أي نظام تسجيل من الممكن أن يكون دمجاً لاختيارات مختلفة من هذه المعأيير.

بالإضافة إلى العدد الكبير من الخواريزمات المعتمدة على البرمجيات، فإن أجهزة التصوير الأكثر تقدماً مثل التي هي عبارة عن ماسحات من دمج PET/CT و SPECT/CT، توفر حلولاً معتمدة على الأجهزة لعملية التسجيل والدمج عن طريق أداء التصوير الهيكلي والوظيفي في جلسة تصوير واحدة بجهاز واحد. على الرغم من أن ماسحات الدمج PET/CTيُمكنها أن تقلل التسجيل الخاطئ بين بيانات الـ PET والـ CT عن طريق الحصول على هذه البيانات في جلسة تصوير واحدة، فإن التسجيل المعتمد على البرمجيات من الممكن أن يكون مازال مطلوباً لتصحيح التسجيل الخاطئ الناتج من حركة المريض بين مسحات الـ PET ومسحات الـ CT.

هذا الفصل يهدف إلى تعلم وفهم أساسيات التسجيل والدمج، والطرق والتقنيات الأساسية، وتطبيقات التسجيل والدمج في الوسط العلاجي أو الإكلينيكي.

(٨،٢) أساسيات تسجيل الصور الطبية ودمجها

(٨،٢،١) تعريف التسجيل

يعتبر تسجيل الصور أداة أساسية في مقارنة أو دمج الصور المكتسبة من أنماط التصوير المختلفة، أوعند الأوقات المختلفة، أو عند نقاط ملاحظة مختلفة وذلك بغرض التحليل والرؤية.الغرض الأساسي من خواريزمات التسجيل هو لتحديد عملية نقل أو تحويل لإيجاد علاقة مساحية بين مجموعات الصور بحيث يُمكن تمثيل هذه الصور في نظام محوري عام.يُمكن تمثيل تسجيل الصور حسابيا كما يلي:

$$I_R(X_R)=g(I_S(T(X_S))) \qquad \text{المعادلة رقم (٨،١)}$$

حيث:

- I_R و I_S هما مجموعات الصور المرجع وصور الدراسة على الترتيب، والمفهرسة تبعاً لمحاور كل منها.
- $T:(X_S)\rightarrow(X_R)$هو التحويل المساحي لمحاور صور الدراسة X_S إلى محاور الصور المرجع X_R.
- $g:(I_S)\rightarrow(I_R)$ هو تحويل الشدة الأحادي البعد.

(٨،٢،٢) المكونات الأساسية للتسجيل

كما هو موضح في الشكل رقم (٨،٢)، فإن مجموعة صور الدراسة تتم مقارنتها مع مجموعة الصور المرجع باستخدام مقياس للتشابه. بالاعتماد على مقياس التشابه، يتم تقدير تجديد لمعاملات تحويل لتحقيق تحسن في

التماثل المساحي بين مجموعتي الصور. يتم استيفاء صور الدراسة وتحويلها باستخدام المعاملات الجديدة ومقارنتها مجددا مع الصور المرجع لرؤية إذا كان هناك تحسن آخر في معاملات التحويل عن طريق خطوة الأمثلة. يتم تكرار هذه الخطوات حتى يتم الوصول إلى معاملات التحويل المثالية، والتي يتم استخدامها بعد ذلك في تسجيل مجموعة صور الدراسة إلى مجموعة صور المرجع.

(٨،٢،٣) تصنيف التسجيل بالاعتماد على بيانات الدخل

على حسب أبعاد صور الدخل،يُمكن تصنيف التسجيل إلى: ثنائي الأبعاد 2D، أو ثلاثي الأبعاد 3D، أو مختلط بين الثنائي والثلاثي الأبعاد 2D-3D (والتي تكون فيها إحدى الصور ثنائية الأبعاد وأما باقي الصور فتكون ثلاثية الأبعاد)، أو متعدد الأبعاد (وذلك عند إضافة البعد الزمني كبعد رابع). بالمقارنة في كل هذه التصنيفات فإن التسجيل الثنائي الأبعاد يكون أسهل وأسرع نتيجة صغر حجم البيانات ومعاملات التحويل الأقل التي يكون من المطلوب حسابها. تشتمل تطبيقات التسجيل الثنائي الأبعاد على فسيفساء الصور التي توفر نظرة كلية على تتابع من الصور المتداخلة جزئياً وتشكيل الأطلس. تسجيل الصور الثلاثية الأبعاد تكون مطلوبة في معظم التطبيقات الإكلينيكية. على الرغم من ذلك، فإن قلة الكفاءة الحسابية وآلية طرق التسجيل الثلاثي الأبعاد تحد من الاستخدام الروتيني في الإعداد الإكلينيكي، خاصة لمجموعات البيانات الكبيرة مثل البيانات الثلاثية الأبعاد لكل الجسم.في بعض التطبيقات مثل الـ GS يكون التسجيل المختلط 2D-3D مطلوباً لمحاذاة الصور الثلاثية الأبعاد قبل العملية (مثل الـ CT و MRI) مع صور أثناء العملية (مثل صور فوق الصوتيات وأشعة إكس)، بهدف الحصول على نتائج جراحية أقل تدخلا وأكثر أماناً. تعتبر الكفاءة الحسابية أو السرعة واحداً من أهم الاهتمامات في تطبيقات التسجيل هذه. يُستخدم التسجيل المتعدد الأبعاد في تسجيل تتابع من الصور الطبية المكتسبة عند أوقات مختلفة في تطبيقات مثل مراقبة نمو الأورام، ومراحل السرطان، وتقييم استجابة العلاج.

يُمكن للصور المدخلة للتسجيل أن تكون من نفس نمط التصوير (مثل CT-CT, PET-PET, MRI-MRI) أو من أنماط تصويرية مختلفة (مثل، CT-PET, CT-MRI, MRI-PET)؛ وبالتالي فإنه يُمكن تصنيف التسجيل على أنه أحادي النمط، و متعدد الأنماط.يستخدم التسجيل الأحادي النمط أساساً للكشف عن التغيرات على المدى الزمني نتيجة التقدم في المرض وفي العلاج. يُستخدم التسجيل المتعدد الأنماط لدمج المعلومات المكملة من الأنماط المختلفة (مثل CT و MRI) للرؤية المثالية لكل من معلومات الأنسجة الناعمة والهيكل العظمى.

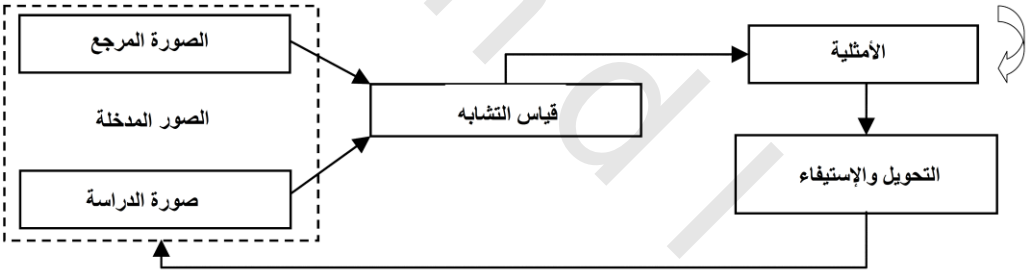
(٨،٢،٤) تحويلات التسجيل

(٨،٢،٤،١) المعنى الأساسي للتحويل

في أي خطوات للتصوير الطبي يكون هناك العديد من العوامل التي تؤدي إلى التشوهات في الصور فمثلاً، من الأسباب الأساسية في الفروق بين الصور المتعددة الأنماط المطلوب تسجيلها تكون هي الفيزياء الكامنة وراء الحساسات المستخدمة في التصوير، بالإضافة لذلك، فإنه حتى في حالة الصور الأحادية النمط فإن مثل هذه العوامل مثل الفروق بين نفس الشخص،والحركات الإرادية واللاإرادية للشخص أثناء التصوير، والفروق في المواضع والظواهر للشخص في الدراسات المختلفة، كلها يُمكن أن تؤدي إلى فروق جوهرية في الاتجاه المساحي للهيكل والعضو تحت الاهتمام. لضبط أو محاذاة بيانات الصور الطبية مع هذه الفروق والتشوهات، فإنه يجب تحديد تحويل تسجيليT وهذا التحويل قد يكون خطي أو غير خطي. هذا التحويل يكون خطياً إذا كان لأي صورتين X_1 و X_2 وأي ثابتين α و βيُمكن كتابة ما يلي:

$$T(\alpha X_1+\beta X_2)=\alpha T(X_1)+\beta T(X_2)$$ المعادلة رقم (٨،٢)

عدد العوامل المستخدمة لوصف التحويل تعرف بأنها درجة الحرية degree of freedom.



الشكل رقم (٨،٢) الإطار أو الشكل العام لتسجيل الصور.

(٨،٢،٤،٢) المحاور المتجانسة

بعد تقديم متجه بعدي إضافي، فإن المحاور المتجانسة لا تشتمل فقط على المحاور والتحويلات الكارتيزية في مصفوفة واحدة، ولكن من المهم أنها تقوم بجعل دمج التحويلات الخطية بسيطة.

في المحاور الكارتيزية، فإن النقطة الثلاثية الأبعاد (x,y,z) يتم تمثيلها كالتالي (x,y,z,1)، وتحويلات الدوران الثلاثية الأبعاد، والنقل، والتدريج أو التحجيم يتم تمثيلها بمصفوفة ٤×٤. أي تتابع من هذه التحويلات الخطية

يُمكن دمجها في مصفوفة واحدة عن طريق ضرب مصفوفاتها المناظرة.في المحاور المتجانسة، يتكون التحويل من تحويلين متتابعين T_1 و T_2 ويُمكن حسابهما كما يلي:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{bmatrix} = T_1 \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix}; \begin{bmatrix} x_2 \\ y_2 \\ z_2 \\ 1 \end{bmatrix} = T_2 \begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{bmatrix} = T_2 \diamond \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} T_1$$

المعادلة رقم (٨,٣)

فمثلاً، T_rهي مصفوفة النقل، و Rxهي مصفوفة الدوران للدوران بمقدار α من الدرجات حول المحور x، و Sهي مصفوفة التدريج أو التحجيم كما يلي:

$$T_r = ; R_x \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \propto & -\sin \propto & 0 \\ 0 & \sin \propto & \cos \propto & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; \ S = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & s_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

المعادلة رقم (٨,٤)

إن التحويل T، المشتمل على الدوران حول المحور x وبعده تحجيم ثم تحويل يُمكن التعبير عنه كما يلي:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} T = T_1 \diamond S \diamond \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} R_x = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 & t_x \\ 0 & s_y cos \propto & -s_y sin \propto & t_y \\ 0 & s_z sin \propto & s_z cos \propto & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

المعادلة رقم (٨,٥)

(٨،٢،٤،٣) تحويل الجسم الصلب

التحويل الصلب هو تحويل خطي له ست درجات حرية في الأبعاد الثلاثة، يشتمل على ثلاث دورانًات حول المحاور الثلاثة وثلاثة تحويلات في الاتجاهات الثلاثة. بعد التحويل الصلب، فإن المسافة بين النقط والزاوية بين الخطوط لن تتغير.يُمكن استخدام التحويل الصلب للتعامل مع الفروق البسيطة الناتجة عن تغيرات موضع الهدف وتستخدم عادة في تسجيل صور المخ نتيجة الهيكل الصلب للجمجمة.

يُمكن اعتبار كل التحويلات الصلبة كحالات خاصة من تحويلات الألفة (أفيني)، والذي يشتمل على دورانات، ونقل، وتحجيم، وقص. الخطوط المتوازية تبقى متوازية بعد التحويل الأفيني.يُمكن حدوث التشوهات الأفينية في الصور الطبية، مثلاً، من خلال الإزاحة التحجيمية في مسحات الـ MRI نتيجة فقد المعايرة في انحدار الرنين المغناطيسي، أو أخطاء الانحراف التي تظهر في صور الـ CT إذا تم ميلان المسند التحويلات الأفينية مع درجات الحرية الاثنتي عشرة الخاصة بها في الأبعاد الثلاثة، يُمكن استخدامها لتصحيح هذه الإزاحات في الصور، ويتم استخدامها عادة كتحويلات عامة لتوفير تقديرات مبدئية للتسجيل غير الخطي المركب.

(٨،٢،٤،٥) التحويل المرن أو المطاط

طرق التسجيل الخطية تكون محدودة خارج نطاق المخ نتيجة تحرك الأعضاء وتغير الشكل (في القلب، والرئتين، والكبد، والأمعاء، إلخ) الذي يحدث نتيجة الفسيولوجيا الطبيعية وتأثيرات العملية المرضية. لذلك ؛ فإن

التسجيل خارج المخ يتطلب تحويلات مركبة وغير خطية. للتعامل مع هذه التغيرات المعقدة، فإنه تكون هناك حاجة لدرجة أعلى من الحرية في حالة التعامل مع التسجيل غير الخطي لا يُمكن تمثيل التحويلات غير الخطية المعقدة ببساطة كمصفوفة ٤×٤، وبدلا من ذلك، فإنه يتم في العادة تمثيلها كمجال إزاحة D، والذي يتكون من متجهات الإزاحة v_i. يتم تحديد متجه إزاحة واحد لكل نقطة منفردة في الصور كفرق بين مواضع النقطة P_{Ri} و P_{SI}:

$$D = \{v_i | v_i = P_{RI} - P_{SI}, P_{RI} \in X_R \& P_{SI} \in X_S\}$$ المعادلة رقم (٨,٦)

بعد التحويل غير الخطي، فإن الخطوط المستقيمة لن يتم التحفظ عليها.بالمقارنة مع تحويلات الجسم الصلب، فإن درجات الحرية المضافة للتحويلات الغير صلبة ستزيد لا محالة من تعقيد عملية التسجيل وتبطئ من سرعة التسجيل. بالتالي سيبقى التسجيل ؛ غير الصلب للصور مساحة نشطة ونقطة تحدٍّ للبحث العلمي.

(٨،٢،٥) الاستيفاء Interpolation

مركبة أساسية من مركبات تسجيل الصور هي الاستيفاء ويكون الاستيفاء مطلوباً عندما تحتاج الصورة إلى التحويل. عند وضع نقط الصورة في أماكن أو مواضع غير محددة بالشبكة بعد عملية التحويل، يتم أداء عملية الاستيفاء لتقريب قيم هذه النقط المحولة.تقوم عملية الاستيفاء أيضاً بتعويض للفروق في التحديدية بين الصور المراد تسجيلها. فمثلاً، نحتاج لعملية الاستيفاء لتعويض الفروق في التحديدية بين الشرائح وفي داخل الشرائح نفسها. حيث إن الصور من أنماط التصوير المختلفة تكون لها تحديديات مختلفة، فإن الصور ذات التحديدية المنخفضة في حالة تسجيل الصور المتعددة الأنماط يتم عادة استيفاؤها لتتوافق مع فراغ العينات للصور ذات التحديدية العالية. هناك دراسة شاملة لطرق الاستيفاء في معالجة الصور الطبية في مرجع Lehmann et al.

تشتمل طرق الاستيفاء الأكثر استخداماً على ما يلي:

- طريقة الجار الأقرب.
- الطرق الخطية .
- المزدوجة الخطية.
- الثلاثية الخطية.
- ثنائية التكعيب.
- ثلاثية التكعيب.
- رباعية الخطية.
- الالتفاف التكعيبي.

كلما كانت طريقة الاستيفاء أكثر تعقيداً، كان عدد النقاط المحيطة المستخدمة في الاستيفاء أكثر؛ وبالتالي كانت سرعة التسجيل أقل.فمثلاً، طرقة الجار الأقرب للاستيفاء تعتبر طريقة سريعة لأنه في هذه الحالة يتم أخذ نقطة الشبكة الأقرب فقط في الاعتبار، ولا تكون هناك حاجة لأي حسابات تستخدم الأرقام ذات النقطة العائمة (الكسرية).وعلى العكس فعند استخدام الاستيفاء الثلاثي التكعيب، تكون هناك حاجة لـ ٦٤ نقطة لتقدير أي قيمة جديدة. لتسريع خطوات عملية تسجيل الصور، يكون من المفضل دائما استخدام طرق الاستيفاء الأقل في التكلفة الحسابية أو الأسرع.

الاستيفاء الخطي يعتبر واحدة من أشهر طرق الاستيفاء، ويتم فيه تحديد قيمة أي نقطة عن طريق التجميع الموزون لجيران هذه النقطة، وهذه الأوزان تعتمد على المسافة بين هذه النقطة والجيران.نتيجة الاتزان الجيد بين الدقة والتعقيدات الحسابية لطريقة الخطية المزدوجة،التي تحتاج لأربع نقاط لتقدير قيمة النقطة الجديدة، فإنها تعتبر أكثر الطرق استخداماً تبعا للأبحاث المقدمة في تسجيل الصور القلبية والصدرية، فإن الاستيفاء الثلاثي الخطية، والذي يتم فيه استخدام ثماني نقاط لحساب نقطة الاستيفاء يُمكن استخدامها للحصول على أداء تسجيلي أفضل.

يتم أيضاً استخدام طرق استيفاء أخرى مثل طريقة الـ sinc والـ window sincفي تسجيل الصور. لقد تم استخدام طرق استيفاء خاصة مثل الاستيفاء الحجمي الجزئي والاستيفاء العشوائي في تسجيل الصور المعتمد على تبادل المعلومات mutual information, MI. مرجع Ji et al يحتوي على تحليل لطرق الاستيفاء المعتمدة على الـ MI.

(٨،٢،٦) الأمثلية Optimization

تحتاج كل خطوة من خطوات التسجيل تقريباً إلى أحد خوارزمات الأمثلة، والتي تبحث عن التحويل الأمثل لتقليل دالة تكلفة معينة (أو تعظيم مقياس التشابه).يُمكن التعبير عن خطوة التسجيل حسابيا من أجل أي خوارزم من خوارزمات الأمثلة كما يلي:

$$T_{optimal} = \text{argmin}_{(T)} f(T(X_S), X_R)$$ المعادلة رقم (٨،٧)

حيث Tهي معلومات التسجيل، و fهي دالة التكلفة المطلوب الحصول على القيمة المثلى لها.

(٨،٢،٦،١) الطرق المعتمدة على الانحدار

تستخدم طرق الأمثلة المعتمدة على الانحدار في العادة لتحديد اتجاه البحث الذي تكون فيه قيمة دالة التكلفة متناقصة في هذا الموضع.يُمكن التعبير عن متجه الانحدار لدالة التكلفة $f(\vec{x})$ حيث $\vec{x}$هي متجه له nمن الأبعاد $\vec{x} = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T$، كما يلي:

$$\nabla f(x) = g(x) \equiv \left[\frac{\partial f}{\partial x_1}, \frac{\partial f}{\partial x_2}, \dots, \frac{\partial f}{\partial x_n}\right]^T$$

ويُمكن التعبير عن التفاضلات الجزيئية من الدرجة الثانية عن طريق مصفوفة Hessian كما يلي :

$$\nabla^2 F(x) \equiv H(x) \equiv \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial^2 x_1} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1\, \partial x_n} \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_1\, \partial x_n} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial^2 x_n} \end{bmatrix}^T .$$ المعادلة رقم (٨,٨)

يُمكن تقريب الدالة f(x) باستخدام مفكوك أو متتابعة تأيلور حول النقطة x_k كما يلي :

$$f(\vec{x}_k + \vec{x}) \vec{x}_k f(\approx) + \vec{x}\left(\nabla f(\vec{x}_k)\right)^T + \vec{x}(\vec{x}_k) f \nabla^2 \vec{x}^T \frac{1}{2}$$ المعادلة رقم (٨,٩)

(٨،٢،٦،١،١) خوارزم عام للأمثلة المعتمدة على الانحدار

يتم تنفيذ خوارزم الأمثلة المعتمد على الانحدار بالخطوات التكرارية التالية :

الخطوة ١ : البدأ، بوضع عداد الخطوات k=0، ووضع قيمة ابتدائية للمتجه $\vec{x}$ وحساب الدالة $f(\vec{x})$.

الخطوة ٢ : اختبر شرط التقارب. إذا كان شرط التقارب محققاً ؛ فإن خطوات الأمثلة ستتوقف وسيكون المتجه $\overrightarrow{x_k}$هو الحل المطلوب.

الخطوة ٣ : احسب اتجاه البحث. المتجه $\overrightarrow{p_k}$الذي يحدد اتجاه البحث سيتم حسابه في هذه الخطوة.

الخطوة ٤ : احسب طول الخطوة l_k. سيتم تحديد قيمة موجبة l_kبحيث يكون :

الخطوة ٥ : تجديد قيم المتغيرات. ضع $\overrightarrow{x_{k+1}} = \overrightarrow{x_k} + l_k \overrightarrow{p_k}$ واحسب $f(\overrightarrow{x_{k+1}})$، ثم ضع k=k+1 وارجع إلى الخطوة ٢.

البحث عن اتجاه الانحدار $\overrightarrow{p_k}$ وحساب طول الخطوة l_k يكونان من الأشياء المهمة في خوارزمات الأمثلة المعتمدة على الانحدار، والطرق المختلفة لحساب اتجاه الانحدار ستُعطي طريقا مختلفة من الطرق المعتمدة على الانحدار.

(٨،٢،٦،١،٢) طرق الانحدار الأشد Steepest Descent

في طريقة الانحدار الأشد يتم استخدام مفكوك تأيلور من الدرجة الأولى لتقريب الدالة :

$$f(\vec{x}_k + \vec{P}_k)\, \vec{x}_k f(\approx) + \left(\nabla f(\vec{x}_k)\right)^T \vec{P}_k$$ المعادلة رقم (٨,١٠)

obeikandl.com

وكنتيجة على ذلك، فإن متجه الانحدار عند كل نقطة يتم استخدامه كاتجاه للبحث، والذي يمثل أيضاً الاتجاه الأشد انحداراً عند هذه النقطة:

$$\overrightarrow{p_k} = -\nabla f(\overrightarrow{x_k})$$ المعادلة رقم (٨,١١)

(٨،٢،٦،١،٣) طريقة نيوتن والطرق الشبيهة بطريقة نيوتن

في طريقة نيوتن، يتم استخدام مفكوك من الدرجة الثانية لتقريب الدالة، ويتم الحصول على اتجاه البحث من حل المعادلة التالية:

في الطرق الشبيهة بنيوتن يتم تقريب وتجديد مصفوفة Hessianفي كل خطوة. هناك طريقتان فعالتان لتنفيذ الطرق الشبيهة بنيوتن: الأولى هي خوارزم Dividon-Fletcher-Powell, DFP والذي يتم فيه حساب مقلوب مصفوفة Hessian، والطريقة الثانية هي طريقة Fletcher-Goldfarb-Shanno, BFGS والتي يتم فيها استخدام تقريب Hessian.

لقد تكلم Christensen et al عن الأمثلة الأشد انحداراً، ولقد استخدم العديد من الباحثين الطرق الشبيهة بنيوتن. إن طرق الأمثلة المعتمدة على الانحدار تعتبر من الطرق الفعالة حسابياً، ولكن أداءها يعتمد على التقدير الأولى كما أنها تكون عرضة للوقوع في أمثلة نطاقية أو محلية.

(٨،٢،٦،٢) خوارزم بويل Powell

في طريقة بويل، لا نحتاج للتفاضلات في اختيار اتجاهات البحث المتتالية، والتي من الممكن أن تقلل من التكلفة الحسابية. تقوم طريقة بويل بأداء تتابع من خطوات الأمثلة من الدرجة الأولى، للحصول على الحل الأفضل لكل متغير، ثم يتم استخدام الأمثلة للمتغير الأحادي لتحديد اتجاه البحث الجديد. يتم تكرار الخوارزم حتى لا يكون قادراً على إيجاد حل جديد به تحسين أفضل من الحل الحالي. لقد تم استخدام هذا الخوارزم مراراً في طرق الأمثلة في تسجيل الصور.

(٨،٢،٦،٣) طريقة انحدار التل Downhill البسيطة

خوارزم Nedler-Mead الانحداري البسيط لا يحتاج أيضاً للتفاضل. وعلى الرغم من ذلك، فإنه وعلى العكس من خوارزم بويل، فإن الانحدار المبسط يكون عبارة عن طريقة أمثلة متعددة الأبعاد تبدأ ببداية مبسطة.في حالة n من الأبعاد، فإن التبسيط يكون عبارة عن شكل هندسي من (n+1) من النقاط. تقوم الطريقة المبسطة بالبحث عن الحل الأمثل مع انحدار التل من خلال طبولوجيا مبسطة من عدد n من الأبعاد عن طريق عمليات الانعكاس، والامتداد، والتضاغط، والتضاغط المتعدد. عند كل خطوة من البحث يتم ما يلي:

١ - يتم حساب قيمة الدالة عند الـ n+1 من النقاط.

openkanar.com

٢ - يتم تحديد النقاط ذات القيمة الأعلى، والنقاط ذات القيمة الثانية بعد القيم الأعلى، والنقاط ذات القيمة الأقل.

٣ - يتم تحديد نقطة جديدة، ويتم استبدال هذه النقطة الجديدة بواحدة من النقط الموجودة لتوليد تبسيط جديد.

٤ - يتم تكرار الخطوة ٣ حتى يكون الفرق بين القيمة الأعلى والقيمة الأقل، أقل من قيمة يسبق تحديدها.

إن طريقة الانحدار المبسط ليست بكفاءة خوارزم بويل نتيجة العدد الأكبر من الحسابات المستخدمة، ولكنها أكثر متانة واعتمادية. لقد تم استخدام طريقة الانحدار المبسط، مثلاً، عن طريق Hill et al. لقد استخدم Rohlfing et al طريقة متغيرة أو بديلة من طريقة الانحدار الأبسط مخصصة للبحث عن الاتجاه الأشد صعوداً.

(٨،٢،٦،٤) الأمثلة الشاملة Global

جميع الخوارزمات التي تم شرحها مسبقاً تعتبر خوارزمات أمثلة منطقية أو محلية ومن الممكن أن تقع في قيمة مثالية منطقية وليست شاملة كنتيجة لمقياس التشابه المحلي الجيد أو كنتيجة لمعاملات التنفيذ الرديئة مثل الاستيفاء والتغير في التداخل بين الصور. للحصول على تسجيل جيد للصور فإنه يكون من المطلوب طرق أمثلة شاملة.

(٨،٢،٦،٤،١) الأمثلة شبه الشاملة

لقد تم استخدام طرق الأمثلة شبه الشاملة كطرق أمثلة لتسجيل البيانات الطبية، ولقد استخدمت هذه الطرق في التحويلات البسيطة (مثل النقل) فقط نتيجة الدرجة العالية من التعقيد الحسابي لها. إنها تعتبر اختياراً غير فعال وأصبحت غير عملية في عمليات البحث الشاملة عندما تكون التحويلات أكثر تعقيداً.

بالإضافة إلى التكلفة الحسابية العالية لطرق الأمثلة شبه الشاملة، فإن البحث عن تحويل تسجيل مثالي وشامل يُمكن تنفيذه عن طريق الخوارزمات الجينية genetic algorithms، وطرق المحاكاة الانصهارية simulated annealing، وطرق الأسراب الجزيئية particle swarm.

(٨،٢،٦،٤،٢) خوارزم الجينات Genetic Algorithm

الخوارزم الجيني[31] Genetic algorithm, GA يعتبر إحدى طرق الأمثلة المثيرة للاهتمام المعتمدة على المفهوم الداروينى الذي ينص على أن البقاء للأصلح.

١ - يبدأ الخوارزم الجيني عن طريق فرض عدد n من الحلول الابتدائية لحل التشابه المراد إيجاد قيمته المثلى يتكون كل حل من قيم لمعاملات تحويلية (الجينات) المشفرة في صورة كروموزومات تتكون من بتات موصلة في صورة سلسلة، ويطلق عليها الفرد.

٢ - بعد ذلك يتم تقدير أو إيجاد الملاءمة لكل واحد من هذه الحلول أو الأفراد عن طريق دالة التشابه التي يُمكن حسابها من الجينات المخزنة في هذه الأفراد.

٣ - تبعا لمفهوم البقاء للأصلح فإنه يتم اختيار أزواج الملائمة لعمل ربط بين جيناتها للحصول على ذرية أو جيل جديد.

٤ - الجيل الحالي يتم إبداله بالجيل الجديد أو الذرية.

٥ - هذه الأجيال من الحلول الناشئة تمر بعمليات الاختيار selection ، والتبادل crossover ، والطفرة mutation لإنتاج أكثر الحلول ملائمة.

طرق الأمثلة المتعددة التحديدية تم استخدامها بكثرة للهروب من الوقوع في القبم المثالية المحلية ولتسريع عملية التسجيل [15, 25].في الفترة الأخيرة، تم اقتراح طريقة أمثلة جديدة شاملة خالية من التفاضلات لتسجيل الصور الطبية في المرجع Wachowiak and Peters [34].

(٨،٣) تسجيل الصور الطبية المعتمد على الخواص

تهدف طرق التسجيل إلى أمثلة قيمة دالة تكلفة معينة أو مقياس للتشابه لتحديد جودة تسجيل مجموعتين من الصور. من الممكن لمقاييس التشابه أن تعتمد على المسافة بين خواص معينة متجانسة والفروق في القيم الرمادية في مجموعتي الصور المطلوب تسجيلهما.وعلى ذلك، فإن تسجيل الصور الطبية يُمكن تقسيمه بدلالة الاعتماد على الخواص أو الاعتماد على الشدة.

في التسجيل المعتمد على الخواص، والذي يشتمل على خواص ومعالم تتحدد في مجموعة البيانات المراد تسجيلها، فإن التحويل المطلوب لعمل التطابق المساحي للخواص من الممكن أن يتم تحديده بكفاءة حسابية وتطبيقه على مجموعة بيانات الصورة. طرق تسجيل الصور الطبية المعتمدة على الخواص يُمكن تقسيمها إلى طرق معتمدة على النقطة [35]، وخوارزمات معتمدة على المنحنى [36, 37]، وطرق معتمدة على السطح [1,38].في العادة نحتاج إلى خطوة قبل المعالجة لاستخلاص الخواص يدوياً أو بطريقة شبه آلية، والذي يجعل هذه الطريقة تكون ذات عمالة مكثفة وتعتمد على المشغل الطرق الآلية لاستخلاص الخواص وتحديدها تكون مطلوبة ومرغوباً فيها لأنها ؛ تتجنب التعامل مع العمالة المكثفة وما زالت تأخذ بميزة الكفاءة الحسابية للتسجيل المعتمد على الخواص.

(٨،٣،١) التسجيل المعتمد على العلامات

يشتمل التسجيل المعتمد على العلامات على تحديد نقاط علامات متطابقة أو متماثلة، ومطابقة هذه العلامات، ثم تقدير تحويل الصورة من مواضع هذه العلامات. يطلق أيضاً على هذه النقط المتماثلة العلامات الشكلية المتطابقة homologous، ولكي نؤكد على ذلك فإنها يجب أن تقدم نفس الخواص في الصور المختلفة. هذه

النقاط من الممكن أن تكون خواص تشريحية أو علامات ملصقة على المريض يُمكن تحديدها في كل من نمطي الصورة.

(٨،٣،١،١) العلامات الخارجية (العلامات الجلدية)

نقصد بالعلامات الخارجية أنها هي العلامات الصناعية التي يتم لصقها على الشخص. هذه العلامات من الممكن أن تكون غير تدخلية مثل قالب، أو إطار، أو موائم لطبيب الأسنان، أو علامات جلدية. على الرغم من ذلك، فإنه نتيجة مرونة الجلد البشري، فإن العلامات الجلدية لا تحقق نتائج تسجيل دقيقة. على الرغم من أن العلامات الغير تدخلية اللولبية العلامة[39] والإطارات المجسمة [40] تحقق قاعدة متينة للتسجيل وتعتبر المعيار الذهبي لتسجيل صور المخ إلا أنها تكون غير مريحة وتدخلية.

نتيجة أن العلامات الجلدية يُمكن الكشف عنها بسهولة في الصور، فإن التسجيل المعتمد على هذه العلامات الخارجية يكون في العادة آلياً ويُمكن استخدامه في تسجيل الصور أحادية النمط ومتعددة الأنماط.بمجرد استخلاص هذه العلامات المتطابقة، فلن تكون هناك حاجة لمعاملات الأمثلة والحسابات المعقدة، وبالتالي فالنتيجة النهائية تكون التسجيل السريع.يُمكن استخدام هذه الطريقة في الـ IGS حيث تكون كفاءة التسجيل واحدة من الاهتمامات الأساسية [39].

(٨،٣،١،٢) العلامات الداخلية أو الضمنية

يُمكن للعلامات الداخلية أن تكون تشريحية أو نقاط هندسية بارزة مستخلصة من صور المريض. مثل هذه العلامات يجب التحديد الفريد لها موضعياً ويجب توزيعها بعدالة على كل حجم الصورة ويجب أن تحمل معلومات مميزة وجوهرية عن الصورة.في حالة التسجيل المعتمد على العلامات التشريحية، فإنها تشتمل عادة على التفاعل المكثف مع المستخدم من حيث التحديد اليدوي لنقاط الخواص الشكلية المتطابقة، وبالتالي تعتمد دقة نتائج التسجيل على خبرة المستخدم. العلامات الهندسية مثل النقط الركنية، ونقط التقاطع، والنقاط القصوى [41]يُمكن تقسيمها آلياً، وعلى الرغم من ذلك، فإن دقة التسجيل المعتمد على مثل هذه العلامات يُمكن أن تعتمد على دقة خوارزم التقسيم المستخدم.

(٨،٣،١،٢،١) الخوارزم التكراري لأقرب نقطة

بمجرد تحديد العلامات،يُمكن استخدام الخوارزم التكراري لأقرب نقطة iterative closest point, ICP لتسجيل الصورة [5,43].يُمكن استخدام طريقة الـ ICP المقترحة في المرجع [42] مع سبعة عروض من البيانات الهندسية، بما في ذلك العلامات، ومنحنيات الشكل الحر، والأسطح. بالإضافة لذلك، فإنه ليست هناك حاجة للمعرفة المقدمة عن التوافق بين الخواص، مما يسهل خطوات التسجيل بدرجة كبيرة.

لمجموعتين من العلامات يُمكننا كتابة مأيلي:

$$P_R = \{p_{Ri} | p_{Ri} \in X_{Referenc}, i = 0,1, \dots, m-1\} and$$

$$Q_S = \{q_{Si} | Q_{Si} \in X_{Study}, i = 0,1, \dots, n-1\}$$

من الصورة المرجع وصورة الدراسة على التوالي. إن خوارزيزم الـ ICP يقوم بتكرار الخطوات التالية إلى أن يصل متوسط مربع الفرق إلى قيمة أقل من قيمة تشبعية سابقة التحديد:

الخطوة ١ : حدد أقرب النقط المرجعية لكل نقطة علامة دراسية.

الخطوة ٢ : احسب مصفوفة مربع متوسط المسافة والتحويل.

الخطوة ٣ : طبق التحويل على علامات النقط الدراسية، وأعد تحديد مجموعة أقرب النقاط الجديدة.

يُمكن أن تجد طريقة أكثر فعالية لتسريع التسجيل في المرجع Kapoutsis et al [44].

(٨،٣،١،٢،٢) السنة الصفائح الرقيقة

في العادة تكون طريقة الـ ICP مناسبة لتسجيل الأجسام الصلبة، بينما يُمكن استخدام طريقة السنة الصفائح الرقيقة thin plate splines, TPSs في التسجيل المرن إن أول من اقترح الاستيفاء با TPS هو Bookstein[45,46]. حيث إن هذه الطريقة يُمكنها أن تُعطي ألسنة استيفاء أكثر نعومة، ولها سرعة حسابية عالية، ويُمكنها إصلاح تشويهات المرونة المحلية، فإنها عادة تستخدم في طرق التسجيل المرن [47]. لقد وفر Rohr [8] مثالا جيدا للتسجيل المرن المعتمد على طريقة الـ TPSs.

المطلوب تحديد دالة التحويل $f(p_i)=q_i,\ i=1,2,\dots,n$ لتقليل دالة القدرة، والتي تعكس كمية التغير. إن أقل طاقة انحناء لدالة الـ TPS يُمكن كتابتها كما يلي:

$$E = \iint_{R^2} \left(\left(\frac{\partial^2 f}{\partial x^2}\right)^2 + 2\left(\frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y}\right) + \left(\frac{\partial^2 f}{\partial y^2}\right)^2 \right) dxdy \qquad \text{المعادلة رقم (٨,١٢)}$$

دالة الـ TPS يُمكن التعبير عنها كما يلي:

$$f(x,y) = a_1 +, \quad y + \sum_{i=1}^{n} w_i U(\|(x,y) - p_i\|) a_x x + a_x \qquad \text{المعادلة رقم (٨,١٣)}$$

حيث

- المعاملات a_1 و a_x و a_y تحدد الجزء الأفيني للتحويل، بينما يحدد المعامل w التشويه المرن.
- Pi هي العلامة رقم i.
- $U(\|(x,y) - p_i\|) = \|(x,y) - p_i\|^2 log(\|(x,y) - p_i\|^2)$ هي دالة الأشعة الأساسية.

لكي نتأكد من أن f(x,y) لها تكامل تربيعي لتفاضلات ثنائية، فإن الشروط التالية يجب تحقيقها:

openkanal.com

$$\sum_{i=1}^{n} w_i = 0 \; and \sum_{i=1}^{n} w_i x_i = \sum_{i=1}^{n} w_i x_i = 0$$

متجه المعاملات $a=(a_1,a_x,a_y)^T$ و $w=(w_1,w_2,\ldots,w_n)^T$ يُمكن حسابها من خلال المعادلات الخطية التالية:

$$\begin{cases} kw + Pa = v \\ P^T w = 0 \end{cases}$$ المعادلة رقم (٨,١٤)

حيث:

- V تمثل متجه عمود للعلامات.
- $k_{ij} = U_i(p_j) = U(\|(x_i, y_i) - (x_j, y_j)\|)$
- $(1,x_i,y_i)$ هو الصف رقم i في المصفوفة p.

يُمكن حل المعادلات ذات المتجهين كما يلي:

$$\begin{cases} w = K^{-1}(v - Pw) \\ a = (P^T K^{-1} P)^{-1} P^T K^{-1} v \end{cases} \quad (٨,١٥)$$ المعادلة رقم (٨,١٥)

(٨،٣،٢) التسجيل المعتمد على الخط

يُمكن للتسجيل المتعدد الأنماط، CT/MRI أن يستخدم الخواص الخطية مثل الحواف، والتي يكون عندها أكبر مقدار انحداري محلي، والتلال أو الخطوط التي تكون لها قمة [37,48]، والتعبير عن الجمجمة [36,49]، والحدود [50]، وكل هذه الخواص يُمكن استخلاصها من الصور.

المحيطات الفعالة أو "الثعابين"، وكان أول من اقترحها Kass [51]، توفر طريقة لاستخلاص المحيطات الفعالة وتم تطبيقها بكثرة في تجزئ الصور ونمذجة الأشكال [52,53]، وفي الكشف عن الحدود واستخلاصها [54]، وتتبع الحركة وتحليلها [55]، والتسجيل القابل للتشكيل [56-58]. إن هذه المحيطات النشطة تكون عبارة عن عملية تقليل لطاقة المسارات، والتي عن طريقها يُمكن الكشف عن أقرب محيط لهدف أو جسم معين. إن إعادة التشكيل الشكلي لأي محيط نشط تكون مستنتجة من كل من الطاقة الداخلية والطاقة الخارجية كما يلي:

$$(v(s))ds \int_0^1 E_{snake} = E^*_{snake}.(v(s))dsE_{com} + (v(s))E_{image} + (v(s)) \int_0^1 E_{int} =$$ المعادلة رقم (٨,١٦)

□

يُمكن تمثيل المحيط النشط بمنحنى $v(s)=[x(s),y(s)]$، ويُمكن التعبير عن محاور المحيط (x,y) كدالة في طول القوس s. تتأثر المحيطات (الثعابين) بالقوى الداخلية، أو قوى الصورة، وقوى القيود الخارجية. إن نموذج المحيط النشط الكلاسيكي الذي تم توضيحه مسبقا يكون مرناً، حيث إنه يحتفظ بالشكل كمنحنى، والنمط الأخير

obeikandi.com

للمنحنى يُمكن أن يتأثر بالتغذية المرتدة من العملية العالية المستوى. على الرغم من ذلك، فإن طريقة الثعبان النشط الكلاسيكي تكون حساسة لمحاولة التخمين الابتدائية للمحيط ولا يُمكنها أن تتعامل مع التقعرات.

بعض الطرق الأخرى مثل نموذج البالون [59] ومنحنى الانحدار التدفقي gradient vector flow, GVF[60] تم اقتراحها لحل هذه المشاكل.في الفترة الأخيرة، ظهرت هناك مقترحات أخرى مثل "الثعابين الموحدة" والتي توحد تكوين العناصر المحددة، ودوال الأشكال الهرميتية، ودوال الألسنة B في تشكيل عنصر موحد ومتوافق، ولقد تم اختبار هذه الطرق في تقسيم وتحليل صور الصدر الديناميكية [61].

في النموذج البالوني، فإن المحيط الابتدائي لا يحتاج أن يكون قريباً من المحيط الهدف، كما كان الحال في الإصدارات الأصلية من طريقة الثعابين. لقد تم تعديل طريقة الثعابين الأصلية عن طريق استخدام قوة نفخ أو تضخيم بحيث يسلك المنحنى مسلك البالون إن المحيط أو المنحنى سيتضخم ويمر بالحواف الضعيفة ولكنه سيتوقف إذا كانت هذه الحافة قوية بالنسبة لقوة النفخ أو التضخيم.

طريقة الـ GVF على الجانب الآخر، تم تحديدها لتحريك الحدود في داخل التقعرات. نموذج الـ GVF يكون أقل حساسية للمحيط الابتدائي بالنسبة لطريقة الثعابين العادية. لذلك ؛ فقد اكتسبت طريقة الـ GVF شعبية كبيرة وتم استخدامها في التسجيل الحيوي الطبي المرن وفي دمج البيانات القلبية [62]، والصدرية والبطنية.

بدلا من الاعتماد على الأسطح البينية فقط، كما في المحيطات النشطة البارامترية المقدمة عن طريق الثعابين، فإن المحيطات النشطة الهندسية عن طريق مستوى مجموعة، والتي قدمت أولاً في المرجع Osher and Sethian[64]، تقوم بمواءمة المحيط الابتدائي في السطح. بمقارنة هذه الطريقة مع طريقة الثعابين، فإن مميزات مستوى المجموعة تشتمل على المقدرة على (١) حساب الخواص الضمنية الهنسية بسهولة و (٢) والارتقاء بالمنحنى بالاضافة إلى ذلك، فإن التكيفات الطبولوجية مثل الانقسام والتجمع يُمكن التعامل معها بصورة طبيعية [65]. نتيجة لهذه المميزات، فإن مجموعات المستوى قد جذبت انتباه الكثير من الباحثين [66] وقد تم تطبيقها في تقسيم الصور. هذه الخواص تجعل هذه الطرق مناسبة لتسجيل الصور الطبية الثلاثية الأبعاد، ولكن هناك القليل جداً من طرق التسجيل التي تعتمد عليها حيث إنها تم اقتراحها مؤخراً للتسجيل عن طريق Vemuri et al [67].

(٨،٣،٣) التسجيل المعتمد على السطح

في التسجيل المعتمد على السطح، فإن أسطح الهياكل المتناظرة، والتي يُمكن استخلاصها آلياً عن طريق خوارزميات التجزئ المختلفة، يتم استخدامها كخواص مميزة أو فريدة في خطوات التسجيل.

إن خوارزيزم الرأس والقبعة [1] يعتبر مثالاً على طريقة تكيف أو تجهيز الأسطح الناجحة في تسجيل الصور المتعددة الأنماط.في هذه الطريقة، يتم تحديد السطحين المتكافئين في الصور. السطح الأول، المستخلص من الصور العالية التحديدية، يتم تمثيله ككومة أو رصة من الأقراص وتتم الإشارة إليها "بالرأس". السطح الثاني، يُشار إليه "بالقبعة" يتم تمثيله كقائمة من النقط الثلاثية الأبعاد الغير متصلة والمستخلصة من حجم الصورة المنخفضة التحديدية.يتم تحديد التسجيل عن طريق التحويل المتكرر لسطح القبعة بالنسبة لسطح الرأس، إلى أن يتم الوصول إلى أقرب تطابق لسطح القبعة على سطح الرأس. نتيجة أن مهمة التجزئ تكون سهلة نسبياً والتكلفة الحسابية لها تكون أقل نسبياً، فإن هذه الطريقة تبقى الأشهر على الرغم من أنها تكون عرضة لأخطاء الأسطح الالتفافية.

يُمكن استخدام التسجيل المرن المعتمد على السطح في التطبيقات بين الأهداف وفي تسجيل الأطلس أو المخطط السطحي. تشتمل طرق التسجيل المرن المعتمد على السطح، من ضمن ما تشتمل، على طريقة التطابق المرن المقترحة عن طريق Bajcsy and Kovacic [69] ونموذج العناصر المحددة finite element model, FEM المقترح عن طريق Terzopoulos and Metaxas [70].يُمكن قراءة المزيد عن خوارزميات التسجيل المعتمد على السطح في البحث المرجعي عن طريق Audette et al [71].

(٨،٤) التسجيل المعتمد على الشدة

بالاضافة لطرق التسجيل المعتمدة على الخواص المستخلصة من الصور، فإن التسجيل يُمكنه أن يستخدم كل معلومات الشدة في الصورة بدون الحاجة إلى أي تقسيم أو تجزئ للصورة أو الحاجة إلى تفاعل مكثف مع المستخدم. التسجيل المعتمد على الشدة، والذي يُمكن أن يكون آلياً بالكامل، قد جذب انتباه العديد من الباحثين، ولقد تم اقتراح العديد من طرق التسجيل التي تستخدمه. تشتمل هذه الطرق على الطرق المعتمدة على الشدة، والطرق المعتمدة على فورير، وطرق المحاور الأساسية والعزوم[72]، وطرق تقليل التفاوت في نسبة الشدة [27,64]، وطرق التبادل المعلوماتي[23,75].

في التسجيل المعتمد على الشدة، يتم تحديد دالة تكلفة أو مقياس للتشابه، والذي يعتمد على محتويات الصورة الخام، وتكون حساسة لعدم التسجيل، ويتم تحويل مجموعات الصور تكرارياً حتى تتم أمثلة دالة التكلفة. هناك العديد من مقاييس التشابه المعتمدة على الشدة والجيدة الإعداد تم استخدامها في تسجيل الصور الطبية.

(٨،٤،١) الفرق في الشدة ونسبة مقياس التشابه

(٨،٤،١،١) مقاييس التسجيل المعتمدة الفرق في الشدة

تشتمل طرق تقليل الفرق في الشدة على مجموع مربع الفروق sum of squared differences, SSD، ومجموع الفروق المطلقة sum of absolute differences, SAD، والتي تُعطي أقل قيمة في حالة التطابق التام [2]:

$$SSD = \sum_i^N (I_R(i) - T(I_S(i)))^2$$ المعادلة رقم (٨,١٧)

$$SAD = \frac{1}{N}\sum_i^N |I_R(i) - T(I_S(i))|$$ المعادلة رقم (٨,١٨)

حيث:

$I_R(i)$هي قيمة الكثافة عند الموضع iفي الصورة المرجع R.

$I_S(i)$هي قيمة الكثافة المقابلة في صورة الدراسةS.

Tهي التحويل الهندسي.

طرق الـ SSD والـ SAD تكون مناسبة لتسجيل الصور الأحادية النمط فقط عندما تكون الفروق في الكثافة خلال البيانات صغيرة بما فيه الكفاية. على الرغم من كفاءة هذه الطرق الحسابية العالية، فإن دوال التكلفة هذه يُمكن أن تؤدي إلى تسجيل بيانات خاطئ للأنماط الأحادية عندما تكون التغيرات في الكثافة كبيرة أو مؤثرة كنتيجة لعملية معينة مثلاً. هذه الخاصية غير المرغوبة بالطبع تحد من تطبيقات هذا النوع من طرق التسجيل.

(٨،٤،١،٢) خوارزم نسبة التفاوت في الشدة

تم تقديم هذه الطريقة عن طريق Wood [73] لتسجيل بيانات الـ PET، ولقد تم استنتاج الخوارزم من نسب تفاوت الشدة variance of intensity ratios, VIR، والتي تعتمد على فرض أنه عند التسجيل الدقيق للصور، فإن قيمة البكسل في صورة يُمكن أن تكون على علاقة بقيمة بكسل في الصورة الأخرى عن طريق معامل واحد.هذا الشرط المحدود قليلاً ما يكون حقيقياً بالنسبة للصور من الأنماط المختلفة، وبذلك يكون هذا الخوارزم مناسبا لتسجيل الصور الأحادية النمط.

obeikandi.com

١ - في الخوارزيم VIR، يتم حساب نسبة الشدة للصورة R(i) عن طريق قسمة قيمة كل بكسل مرجعية $I_R(i)$ على قيمة كل بكسل دراسية $I_S(i)$:

$$R(i)=I_R(i)/T(I_S(i))$$

٢ - يتم حساب الانحراف المعياري للنسبة عن طريق: $\delta_R = \frac{1}{N}\sum_i (R(i) - \ddot{R})$ حيث Nهي عدد البكسلات.

٣ - يتم تحقيق التسجيل عن طريق تقليل الانحراف المعياري الذي تم تطبيعه لصورة الفرق بالعلاقة $\delta_{std} = \delta_R/\ddot{R}$.

(٨،٤،١،٣) انتظام الكثافة المقسم

للتغلب على حدود التسجيل المعتمد على تقليل فرق الكثافة، فإن Woods [74] وأصحابه قد قدموا تسجيلاً عبر المسحات المخية لل MRI والـ PET والمعروف بأنه خوارزيم انتظام الكثافة المقسمة partitioned intensity uniformity, PIU.

بالاعتماد على فرض مثالي بأن "كل قيم البكسلات التي لها MR محدد تمثل نفس نوع النسيج بحيث أن قيم البكسلات المقابلة في الـ PET يجب تكون متشابهة " [74]، ويقوم خوارزيم الـ PIU بتقسيم صور الـ MR إلى أقسام مختلفة تبعا لقيم الكثافة فيها، وبعد ذلك يتم تعظيم انتظام قيم الـ PETفي كل جزء عن طريق تقليل انحراف معياري معين.

في خوارزيم الـ PIU، لأي فوكسيل في الـ MRI يتم تحديدها عند الموضع i بالقيمة j، فإن قيمة الفوكسيل المقابلة في الـ PET تكون a_{ij}، لكل الفوكسلات i بالقيمة jفي الـ MRI حيث يكون n_j هو العدد الكُلي للفوكسلات في منطقة المخ بالقيمة j:

$a'_j = \frac{1}{n_j}\sum_{i=1}^{n_j} a_{ij}$هي القيمة المتوسطة لل a_{ij}.

$\delta_j = \frac{1}{n_j - 1}\sum_{i=1}^{n_j}(a_{ij} - a'_j)^2$هي الانحراف المعياري ل a_{ij}

$\delta'_j = \delta_j/a'_j$ هو الانحراف المعياري بعد التطبيع.

$\delta''_j = \sum_{j=1}^{N} \delta'_j \frac{n_j}{N}$هي المتوسط الموزون لقياسات الانحراف المعياري المطبع لقيم الفوكسلات المختلفة j، ويُمكن تحقيق التسجيل عن طريق الانحراف المعياري.

على الرغم من أن إزالة فروة الرأس، والجمجمة، والسحايا يكون مطلوباً قبل التسجيل الصلب، فإن تقديم هذا الخوارزيم قد أثار حماس الباحثين في تسجيل الصور الطبية المتعددة الأنماط والمعتمدة على معلومات الشدة في الصورة.

(٨،٤،٢) الطرق الارتباطية أو العلاقية

لقد تم تقديم الطرق الارتباطية لتسجيل البيانات الطبية من حساسات الصور الطبية المتعددة الأنماط [36, 49]. يتم تحقيق التسجيل في الطرق العلاقية عن طريق تعظيم التشابه بين صور نفس الهدف التي قد تكون مختلفة نتيجة ظروف اكتساب الصور المختلفة مثلاً. لقد تم استخدام الطرق الارتباطية التبادلية أيضاً لتصحيح الحركة الجامدة في الصور القلبية SPECT[11, 76]. على الرغم من ذلك، فإنه لأن هذه الطرق الارتباطية تكون معتمدة على افتراض الاعتماد الخطي بين شدة الصور، والذي لا يكون حقيقياً في العادة للصور المعقدة المتعددة الأنماط، فإن هذه الطرق لا يُمكنها دائما تحقيق نتائج تسجيلية يُمكن الاعتماد عليها.

يُمكن تحديد الارتباط المتبادل المطبع كما يلي:

$$CR = \frac{\sum_i (I_R(i)-I_R)(I_S^T(i)-I_S)}{\sqrt{\sum_i (I_R(i)-I_R)^2}\sqrt{\sum_i (I_S^T(i)-I_S)^2}}$$ المعادلة رقم (٨،١٩)

حيث:

$I_R(i)$هي قيمة الشدة عند الموضع iفي الصورة المرجع R.

$I_S^T(i)$هي قيمة الكثافة المقابلة في الصورة الدراسية المحولة S.

$\overline{I_R}$و $\overline{I_S}$هي القيم المتوسطة للشدة في الصورة المرجع وصورة الدراسة على التوالي.

(٨،٤،٣) التسجيل المعتمد على نظرية المعلومات

(٨،٤،٣،١) التحديدات والمفاهيم النظرية للمعلومات

تلعب الطرق المعتمدة على نظرية المعلومات دوراً مهماً في تسجيل الصور الطبية المتعددة الأنماط. يتم استخدام إنتروبيا شانون Shannon كمقياس للمعلومات في العديد من أفرع الهندسة، ولقد تم اقتراحها في الأصل كجزء من نظرية المعلومات في عام ١٩٤٠ وهي تصف متوسط المعلومات الناتجة من مجموعة من الرموز X={x} والتي يعطي احتمالها ب {p(x)}.يُمكن تحديد الإنتروبيا لأي متغير عشوائيX كما يلي:

$$H = -\sum_x p(x)\log p(x)$$ المعادلة رقم (٨،٢)

ستكون الإنتروبيا في أقصى قيمة لها عندما تكون كل الرموز لها احتمالية متساوية.ستكون الإنتروبيا في أقل قيمة لها عندما يكون واحد من الرموز له احتمالية تساوي واحداً وكل الرموز الأخرى لها احتمالية تساوي صفراً.

obeikandl.com

يهدف تسجيل الصور إلى زيادة التوافق أو التطابق بين المعلومات الموجودة في مجموعات البيانات المراد تسجيلها ولتقليل المعلومات في الصور المجمعة أو المدمجة. تعتبر الإنتروبيا المشتركة طريقة لقياس كمية المعلومات في الصورة المجمعة. إذا كانت مجموعتا البيانات مستقلة تماما، فإن الإنتروبيا المشتركة لهم ستكون في أقصى قيمة لها وستساوي مجموع الإنتروبيا لكل مجموعة بيانات على حدة؛ وبالتالي فكلما كانت الصور أكثر ارتباطاً؛ كانت الإنتروبيا المشتركة أقل.

يُمكن تحديد الإنتروبيا المشتركة H(X,Y) لزوج من المتغيرات العشوائية (X,Y) كما يلي:

$$H(X,Y) = -\sum_{x\in X}\sum_{y\in Y} p_{XY}(x,y) log p_{XY}(x,y)$$ المعادلة رقم (٨,٢١)

يُمكن حساب الإنتروبيا المشتركة عن طريق استخدام الهستوجرام المشترك للصور المستخدمة في التسجيل بالنسبة للتحويل التسجيليT، والشدة iفي الصورة الأولى X متزاوجة مع الشدة jفي الصورة الثانية Y، فإن الهستوجرام المشترك يكون الاحتمال التالي:

$$P_{i,j}(T) = \left|\{K: X(x_k) = i \wedge T(Y(x_k)) = j\}\right|$$ المعادلة رقم (٨,٢٢)

محاور الهستوجرام المشترك تكون شدة الصورة المطلوب تسجيلها، والقيمة في الهستوجرام التي تمثل عدد مرات حدوث هذه القيمة للكثافة. لقد أصبح الهستوجرام مقياساً لدرجة الاعتماد الإحصائي بين الشدة في كل من الصورتين.في تسجيل الصورة، وعند المحاذاة الصحيحة للصورتين، فإن الهستوجرام ستكون به مجموعات ضيقة، وستقل الإنتروبيا المشتركة لأقل قيمة لها. تتفرق هذه المجموعات كلما أصبحت الصور أقل جودة في التسجيل؛ وبالتالي فإن الإنتروبيا المشتركة تزداد.حيث إن تقليل الإنتروبيا لا يتطلب أن يكون الهستوجرام أحادي النمط، فإن الإنتروبيا المشتركة يُمكن تطبيقها عامة في التسجيل المتعدد الأنماط، ولا تكون هناك حاجة لتجزئ الصور.

(٨،٤،٣،٢) التسجيل المعتمد على تعظيم المعلومات

لقد تم اقتراح المعلومات المتبادلة mutual information, MI تزامنياً وباستقلال تام عن مجموعتين بحثيتين، Collignon et al [23] و Viola and Wells [75]، كمعيار للتسجيل للصور المتعددة الأنماط. لقد عرض كل من Maes and Suetens [78] و Pluim et al [29] ملخصات جيدة لتاريخ تطور معايير المعلومات المتبادلة MIفي تسجيل الصور الطبية.

(١،٢،٣،٤،٨) تعريف

تقيس المعلومات المتبادلة درجة الاعتماد الإحصائي لمتغيرين عشوائيين ويُمكن استخدامها لقياس جودة تفسير أو شرح كل صورة للصورة الأخرى.يُمكن تحديد المعلومات المتبادلة MI لمجموعتي البيانات {X={x و {Y={y كما يلي :

$$(I(X,Y) = \sum_{x,y} P_{XY}(x,y)\log\frac{P_{XY}(x,y)}{P_X(x).P_Y(y)} \quad , \quad \text{المعادلة رقم (٨,٢٣)}$$

حيث $p_{XY}(x,y)$هي التوزيع المشترك لأزواج الكثافة (x,y) و $p_X(x)$ و $p_Y(y)$ هما التوزيع الثانوي أو الهامشي لكل من x و y.

يُمكن حساب الـ MI عن طريق الإنتروبيا كما يلي :

$$H(X|Y)H(X,Y) = H(X) - I(X,Y) = H(X) + H(Y) - = H(Y|X)H(Y) - \quad \text{المعادلة رقم (٨,٢٤)}$$

حيث H(Y|X) هو الإنتروبيا المشروطة ،التي تمثل كمية عدم اليقين المتبقية فيY عندما تكونX معلومة [16]، ويُمكن تحديد H(Y|X) كما يلي :

$$H(Y|X) = \sum_{x\epsilon X}\sum_{y\epsilon Y} P_{XY}(x,y)\log P_{Y|X}(y|x). \quad \text{المعادلة رقم (٨,٢٥)}$$

ولذلك ؛ فإن الـ MI يقيس كمية المعلومات التي تحتويها إحدى الصور عن الصورة الأخرى. إذا كان كل من X و Y لا يعتمد كل منهما على الآخر، فإن كل من $p_{XY}(x,y)=p_X(x).p_Y(y)$ و I(X,Y)=0 تصل لأقل قيمة لها، وإذا كان كل من X و Y متماثلين، فإن I(X,Y)=H(X)=H(Y) تصل إلى أقصى قيمة لها.يُمكن تحقيق التسجيل عن طريق البحث عن معاملات التحويل التي تعظم المعلومات المتبادلة.

إذا كان كل من $p_X(x)$ و $p_Y(y)$لن يتغيرا مع تحويلات التسجيل، فإن الإنتروبيا H(X) و H(Y) سيكونان ثابتين ؛ وبالتالي يُمكن حساب التسجيل عن طريق تقليل الإنتروبيا المشتركة H(X,Y). إذا كان واحد فقط من التوزيعات الهامشية سيتغير مع التحويلات، فإن التسجيل المعتمد على الـ MIيُمكن تحقيقه عن طريق تقليل الإنتروبيا المشروطة H(Y|X) أو H(X|Y). على الرغم من ذلك، فإنه في معظم الأحوال، ونتيجة أن تحويل التسجيل سيغير التداخل بين الصور، فإن كل $P_X(x)$ و $p_Y(y)$ سيتغيران ؛ وبالتالي سيتغير كل من H(X) و H(Y). عند

obeikandl.com

التنفيذ، يُمكن تقدير كل من الإنتروبيا المشتركة والإنتروبيا الهامشية عن طريق تطبيع الهستوجرام المشترك والهستوجرام الهامشي للأجزاء المتداخلة من الصور.

وصف الخواريزم

١ - ضع مصفوفة $N_X x N_Y$ للمجموعات في الهستوجرام المشترك، حيث N_X و N_Yهي عدد مستويات الشدة في الصور.

٢ - احسب هستوجرام الشدة المشتركة HIS(X,Y)في الجزء المتداخل X∩Y من الصورتين عن طريق تحديد أزواج الكثافة. لكل بكسل $i \in X \cap Y$، إذا كانت قيمة الشدة فيXهي X(i)=x والقيمة المقابلة لها فيYهي Y(i)=y، فإن HIS(x,y)=HIS(x,y)+1.

٣ - احسب هستوجرام الشدة المشتركة بعد التطبيع وهو: $PDF(x,y) = \frac{HIS(x,y)}{\sum_{x,y} HIS(x,y)}$.

٤ - احسب توزيعات الشدة الهامشية عن طريق مجاميع الصفوف والأعمدة للهستوجرام المشترك المطبع: $p_Y(x) = \sum_y PDF(x,y)$ و $p_Y(y) = \sum_x PDF(x,y)$.

٥ - احسب المعلومات المتبادلة.

نتيجة أنه لم يتم وضع أي افتراض بالنسبة لطبيعة هذا الاعتماد وليس هناك أي شروط حدية على محتويات الصورة، فإن تعظيم الـ MI معيار فعالا وعام ومناسب لتسجيل الصور المتعددة الأنماط [29]. هناك افتراضات عديدة للعديد من طرق التنفيذ والامتداد لطرق التسجيل المعتمد على الـ MIفي المراجع [16, 77, 79, 80-82].

(٨،٤،٣،٢،٢) التسجيل المعتمد على المعلومات المتبادلة المطبعة

أحيانا ينتج عن تعظيم قيمة الـ MI الحصول على تسجيلات خاطئة، مثلاً قد تزداد المعلومات المتبادلة مع زيادة التسجيل الخاطئ نتيجة تغير التداخل بين بيانات الصورة [80]. لقد اقترح Studholme [83] طريقة للتسجيل المعتمد على المعلومات المتبادلة المطبعة، والذي يكون أقل حساسية للتغيرات في بيانات الصورة المتداخلة:

$$NMI(X,Y) = \frac{H(X)+H(Y)}{H(X,Y)}$$ المعادلة رقم (٨,٢٦)

لقد اقترح Maes [16] طريقة معاملات الإنتروبيا الارتباطية entropy correlation coefficient, ECC للحصول على نتائج تسجيل أفضل:

$$ECC(X,Y) = 2.\frac{I(X,Y)}{H(X)+H(Y)}$$ المعادلة رقم (٨,٢٧)

على الرغم من استخدام معيار المعلومات المتبادلة بكثرة في تسجيل الصور المتعددة الأنماط لل MRI/CT و MRI/PET و CT/PET، و CT/SPECT كما هو في مراجع Maes and Suetens[78]، فإن التسجيل المعتمد مباشرة على تعظيم معيار الـ MI قد لا يكون قادراً على الحصول على محاذاة يعتمد عليها لصور الـ CT والـ PET الصدرية إن استخدام معيار الـ MI لصور الصدر والبطن قد لا يبدو معقولاً كما هو الحال في صور المخ، ويرجع ذلك أساساً لنقص المعلومات التشريحية في صور الـ PET لمثل هذه المساحات[78].

(٨،٤،٣،٣) تسجيل الصور الطبية المعتمد على مقاييس معلوماتية الأخرى

بالإضافة إلى المعلومات المتبادلة MI، فقد عرض الباحثون مقاييس معلوماتية أخرى في تسجيل الصور. لقد اقترح Zhu [84] طريقة أمثلة للإنتروبيا العابرة المعتمدة على طريقة تسجيل الصور الحجمية. لقد تم استخدام مقياس للتفرق أو التشتت (تشتت Jensen) كمقياس للتشابه لتسجيل الصور عن طريق He et al [85]. مقاييس المعلومات F (Fisher) (مثلاً معلومات $V_-, I_{\alpha}-, x^{\alpha}-$) قد تم تطبيقها في تسجيلات الصور، ولقد تمت دراسة أداء، واعتمادية، ودقة التسجيل الصلب عن طريق Pluim et al [86]، الذي أوضح أن بعض المقاييس تكون لديها الرغبة لإعطاء تسجيل أكثر دقة عن طريقة الـ MI، على الرغم من أنها قد تكون أكثر صعوبة في التنفيذ.

كما ذكرنا من قبل، فإن الطرق المعتمدة على الشدة يُمكن أن تكون آلية وأكثر دقة. على الرغم من ذلك فإنها تكون أكثر تكلفة حسابية وليست ذات كفاءة نتيجة أن محتويات الصورة لابد أن تؤخذ في الاعتبار في التحويل المساحي عند كل عملية تكرارية للأمثلة للحصول على دالة تكلفة مجددة بجانب ذلك، فإن هذا الصنف من الطرق لا يستخدم المعلومات المسبقة عن هيكل العضو التشريحي.

(٨،٥) التسجيل المهجن والتسجيل الهرمي أو الطبقي

بالإضافة إلى التسجيل المعتمد على الخواص والطرق المعتمدة على الشدة، فقد تم عرض تسجيل الصور المهجن والهرمي لزيادة الكفاءة الحسابية، وتحقيق الآلية، والحصول على حلول أكثر جودة.

عن طريق دمج الطرق المعتمدة على الشدة مع الطرق المعتمدة على الخواص، فإن الطرق المهجنة تحاول أن تستعرض مزايا الطريقتين وفي نفس الوقت تتجنب عيوبهما. الطرق المهجنة من الممكن أن تكون آلية، وأكثر دقة، وأسرع من أي من طرق التسجيل المستخدمة كل على حدة.

عن طريق تحليل أو تفكيك مجموعات البيانات إلى تحديديات متعددة ثم إجراء عملية التسجيل بدءاً من التحديدات المنخفضة إلى التحديدات المرتفعة، فإن طرق التسجيل الهرمية تكون لديها الإمكانية لتسريع عملية التسجيل، وتجنب الوقوع في نقاط صغرى محلية أو منطقية ؛ وبالتالي فإنها تحسن من أداء عملية التسجيل.

(٨،٥،١) التسجيل المهجن

كما ذكرنا مسبقاً، فإنه حيث إن طرق التسجيل المعتمدة على الخواص تكون ذات كفاءة، فإنه يُمكن استخدامها لمعالجة التشويهات الأكثر تعقيداً وغير الصلبة، إلا أنه يكون من الصعب الحصول على مقابلة واحد لواحد للمناطق التي تكون على مسافة معينة من خواص التسجيل المستخلصة. لقد تم افتراض طرق التسجيل المهجنة للتغلب على هذه الحدود.

لقد اقترح Johnson and Christensen [87] طريقة تسجيل مهجنة ناتجة من دمج طريقة العلامات مع الطريقة المعتمدة على الشدة. يتكون التسجيل المهجن من خطوتين أساسيتين: (١) الخطوة المعتمدة على العلامات، حيث تم استخدام الـ TPSs للحصول على مقابلة كاملة عند العلامات و (٢) الخطوة المعتمدة على الشدة، حيث تتم مطابقة المناطق البعيدة عن العلامات عن طريق تقليل فروق الشدة في هذه المناطق بدون التأثير على مطابقة مناطق العلامات. إن خطوة العلامات تحقق تسجيلاً شاملاً، بينما تستخدم الخطوة المعتمدة على الشدة لتهذيب أو تحسين التسجيل محلياً. لقد أثبتت التجارب على مسحاتMRI ذات البعدين بأن هذا التسجيل المهجن يُمكن أن يعطي تسجيلاً أفضل من استخدام طريقة الشدة أو طريقة العلامات كل على حدة.

لقد اقترح Hellier and Barillot [88] تسجيلاً مهجنا أدى إلى تحسين درجة طريقة Johnson and Christensen [87].في هذه الطريقة، يتم الحصول على التسجيل الشامل عن طريق التشابه في المقياس الضوئي المعتمد على التدفق الضوئي، بينما التسجيل المحلي المرن يتم الحصول عليه عن طريق علامات مشتتة.اعتماداً على تجاربهم، فقد قرر المؤلفون بأن الخوارزم كان ذا كفاءة، وكان قادراً على التعامل مع التغيرات الوظيفية.

لقد اقترح Borgetors [38] طريقة تسجيل مهجنة للتشويه فيما بين الأهداف الهيكلية القشرية في المخ. لقد دمجت الطريقة المهجنة مميزات الطريقة الحجمية مع طريقة الاعوجاج السطحي.كخطوة أولى، تم استخدام الطريقة الحجمية لتقليل التغيرات بين نموذج الهيكل القشري والهياكل القشرية كل على حدة للحصول على التقدير الأولى للتسجيل المعتمد على السطح في الخطوة الثانية.على الرغم من ذلك، فإن التسجيل الدقيق قد يعتمد على تصليحات طبولوجية لسطح القشرة والتي تعتبر خطوة ابتدائية في هذه الطريقة المهجنة.

لقد اقترح Chanwimaluang et al [89] طريقة تسجيل مهجنة لصورة الشبكية، والتي دمجت طريقة معتمدة على المساحة (اعتماد على الشدة) مع طريقة معتمدة على الخواص. تتكون هذه الطريقة من ثلاث خطوات:

١ - تم استخلاص شجيرات وعائية ثنائية اعتماداً على إنتروبيا محلية تشبعية.

٢ - يتم تقدير نقل من الدرجة الأولى عن طريق استخدام طريقة من طرق الـ MI.

٣ - يتم استخدام نقاط خواص لتقدير تحويل من الدرجة الأعلى.

لقد كانت الطرق المهجنة فعالة ويُمكن الاعتماد عليها في تسجيل صور الشبكية.

(٨،٥،٢) التسجيل الهرمي والاندماج

لتحقيق التسجيل السريع والاندماج للأغراض الإكلينيكية، فإنه من الضروري أن نحلل مجموعات البيانات الكبيرة جداً إلى أحجام يُمكن التحكم فيها عند التسجيل؛ مما قد يؤدي إلى تبسيط الأعباء الحسابية الثقيلة والتعقيدات. لقد تم تقديم الطرق الهرمية لتسجيل الصور الطبية لتُعطي تسجيلاً يتميز بالكفاءة الحسابية المتزايدة والقابلية للحصول على حلول أفضل [15, 38, 69, 90-92].

في الطرق الهرمية يتم تقسيم مجموعات البيانات المطلوب تسجيلها إلى عدد من مستويات التحديدية لتكوين الهرم التسجيلي، وبعد ذلك يتم تنفيذ خطوات التسجيل من مستوى التحديدية الأقل إلى مستوى التحديدية الأعلى. مثل هذه الطرق المتعددة المستويات أو السلالم يكون لها العديد من المميزات. إن التسجيل الابتدائي للمعلومات الشاملة أو العامة الذي يتم تحقيقه عن طريق مستويات التحديدية المنخفضة يساعد في عدم الوقوع في قيمة صغرى محلية؛ وبالتالي يساعد في تحسين الأداء التسجيلي. هذا التسجيل الابتدائي يحسن أيضاً من سرعة الحسابات.اعتماداً على هذا التقدير، فإن دقة التسجيل للمستويات العالية التحديدية يُمكنها أيضاً أن تتحسن عن طريق إضافة معلومات تسجيلية أكثر أو خواص. نتيجة أن معظم محاولات أو خطوات التسجيل تحدث في مستويات التحديدية المنخفضة، مع بعض الخطوات القليلة في المستويات ذات التحديدية العالية، فإنه يُمكن تحقيق تسجيلا بكفاءة عالية من خلال طرق التسجيل الهرمية.

من الموضوعات الأساسية في طرق التسجيل الهرمي موضوع بناء الأهرامات التسجيلية.لقد تم اقتراح أصناف عديدة من طرق التسجيل الهرمية [6]، مثل الأهرام الجاوسية Gaussian pyramids [90, 92]، و الأهرام الشريحية spline pyramid [15]، والتسجيل المعتمد على المويجات.عامة فإن هذه الطرق التسجيلية المتعددة التحديدية يتم فيها تكوين التسجيل الهرمي عن طريق عملية الترشيح ثم عملية تخفيض أخذ العينات المتتالية لمجموعات البيانات.

(٨،٥،٢،١) التسجيل الهرمي المعتمد على الشرائح

لقد تم تنفيذ بحوث نظامية في التسجيل الهرمي المعتمد على شرائح الـ B عن طريق [15, 20, 91, 94, 95].في هذه الطرق التسجيلية المعتمدة على الشرائح، كان يتم تشكيل الأهرام عن طريق الترشيح المبدئي وبعد ذلك تتم عملية تخفيض لأخذ عينات الصور.يُمكن لهذه المرشحات أن تكون شرائح من النوع B، [15] B splines، أو شرائح تكعيبية [20] cubic splines. الشرائح من النوع B تعتبر كثيرات حدود مركبة من قطع ويُمكن تحديدها تكرارياً.اعتماداً على هذه الشرائح من النوع B، قد اقترح كل من [15] Thevenaz and Unser تسجيلاً أكثر سرعة وأكثر دقة للصور المتعددة الأنماط عن طريق استخدام الـ MI كمقياس للتشابه على الرغم من ذلك، وكما أشار [20] Unser et al، فإن

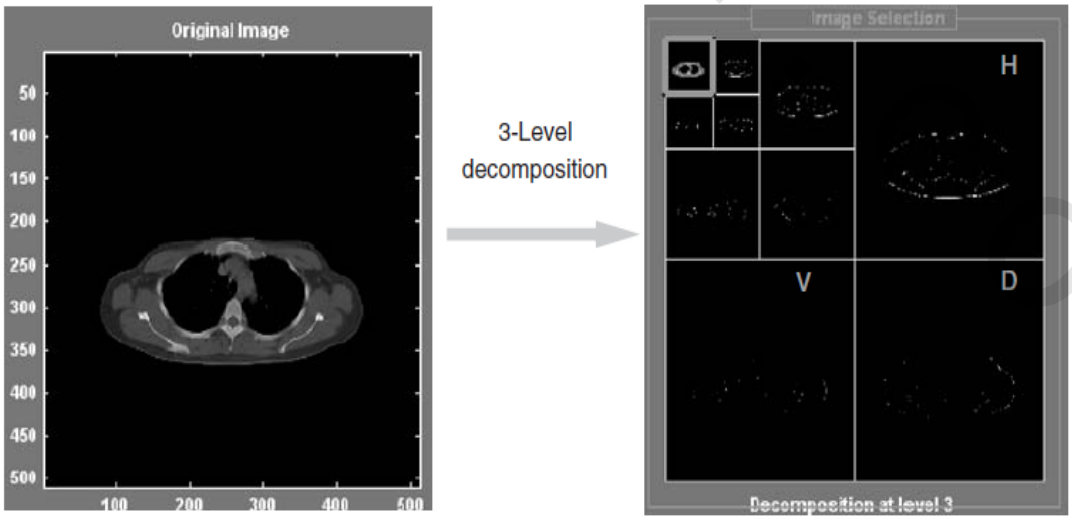
الصورة المستخدمة في الشرائح لا تكون ثابتة الإزاحة، نتيجة عملية تخفيض أخذ العينات، والتي تؤدي إلى أخطاء متبقية صغيرة حتى في حالة التحازي التام.قد يكون من الممكن تجنب هذا التأثير عن طريق استخدام شرائح من الدرجات الأعلى. بالإضافة لذلك، فإن هذه الطرق الهرمية المعتمدة على الشرائح قد ركزت أساساً على تسجيل الأجسام الصلبة.

نتيجة تأثيرات هذه الطرق من الشمولية إلى المحلية، ومن التطابق الخشن إلى الأنعم، والكفاءة الحسابية، فقد تم تطبيق هذه الطريقة الهرمية المعتمدة على الشرائح Bفي الصورة الحرة في شكل التشويه عن طريق Xie and Farin [92]. لقد تم استخدام الطرق الهرمية المعتمدة على الشرائح Bفي التسجيل المعتمد على النقطة، والتسجيل المعتمد على السطح، والتسجيل المعتمد على الشدة.

(٨،٥،٢،٢) تسجيل الصور الهرمي المعتمد على المويجات

لقد وهبت المويجات نفسها لفصل بيانات الصور إلى ترددات وتحديدات مختلفة بينما يحتفظ بالمعلومات عند التحديدات المختلفة. يعتبر تحليل المويجات مكوناً أساسياً من مكونات الاستخلاص الآلي للخواص، والذي يسمح فيما بعد بالتحويلات الجامدة وغير الجامدة لقد قدم كل من Pajares and de la Cruz [96] بحثا تعليمياً عن اندماج الصور المعتمد على المويجات.

إن التحليل المتعدد التحديدات multiresolution analysis, MRA يكون مهماً في تشكيل المويجات السريعة الثنائية الأبعاد من المويجات أحادية البعد لأي صورة ثنائية البعد حجمها 2^m*2^n يُمكن الحصول على التحليل المويجي لهذه الصورة عن طريق المرشح المويجي المنخفض التردد $h_\varphi(n)$ والمرشح المويجي المرتفع التردد $h_\psi(n)$ ثم تخفيض معدل أخذ العينات بمقدار النصف خلال الصفوف والأعمدة استقلالياً كما في الشكل رقم (٨،٣).



الشكل رقم (٨،٣) التحليل المويجى للصورة الأصلية إلى صورة جانبية ربع حجم الصورة الأصلية. التحليل ثلاثى المستوى 3 level decomposition.

حسابيا يُمكن التعبير عن عملية الترشيح ثم عملية تخفيض معدل أخذ العينات لحساب $W_\psi(j,m,n)$ و $\{W_\psi^i(j,m,n)|i=D,V,H\}$ كما يلي :

$$W_\psi\ (j,m,n) = h_\varphi(m) * \left[h_\varphi(n) * W_\varphi(j-1,m,n)|_{n=2k,k\geq 0}\right]|_{m=2k,k\geq 0}$$
$$W_\psi^H(j,m,n) = h_\psi(m) * \left[h_\varphi(n) * W_\varphi(j-1,m,n)|_{n=2k,k\geq 0}\right]|_{m=2k,k\geq 0}$$
$$W_\psi^V(j,m,n) = h_\varphi(m) * \left[h_\psi(n) * W_\varphi(j-1,m,n)|_{n=2k,k\geq 0}\right]|_{m=2k,k\geq 0} \quad \text{المعادلة رقم (٨.٢٨)}$$
$$W_\psi^D(j,m,n) = h_\psi(m) * \left[h_\psi(n) * W_\varphi(j-1,m,n)|_{n=2k,k\geq 0}\right]|_{m=2k,k\geq 0}$$

حيث :

- $W\psi(j,m,n)$هي معاملات تقريبية استخدمت للتعبير عن المعلومات الشاملة (الترددات المنخفضة).
- $W_\psi^H(j,m,n)$ و $W_\psi^D(j,m,n)$ و $W_\psi^V(j,m,n)$هي المعاملات الأفقية، والقطرية، والعمودية على التوالي، والتي تمثل المعلومات المحلية (الترددات المرتفعة).

يُمكن الحصول على تحويل مويجي سريع عن طريق الـ MRA واستخدامه في التسجيل الهرمي للصور.وعلى ذلك، فإن معاملات النسخ المزاحة والدوارة لنفس مجموعة البيانات يُمكن توزيعها بطرق مختلفة. إن قلة الثبات التحويلي والثبات الدوراني، والتي تكون من المتطلبات الأساسية لخطوات تسجيل الصور، تجعل التسجيل المعتمد على المويجات المتقطعة صعباً وبالذات في حالة التسجيل المعتمد على الشدة أو المعتمد على المعاملات.

لقد تركزت المجهودات البحثية على تكسير حواجز الثبات التحويلي والثبات الدوراني، ولقد تم اقتراح طرق جديدة مثل الأهرامات القابلة للتوجيه [98] والمويجات ذات الثبات التحويلي[99] لقد تم أيضاًإقتراح طريقة للتسجيل المتعدد التحديدات والمعتمدة على المرشحات الموجهة في المرجع [100].لكييتم التعامل مع الإزاحات الدورانية في المطابقة المعتمدة على المويجات، فقد تم إقتراح طريقة لمطابقة النماذج الثابتة الدوران عن طريق Tsai and Chiiang [101] وقد تم استخدامها عن طريق Xue et al [102]. وعلى ذلك، فنتيجة لإهمال النقص في الثبات الدوراني، فإن طريقة مطابقة النماذج الثابتة الدوران ليست بالضرورة قوية في حالة التعامل مع الإزاحات الأكثر تحديداً والمركبة.

إن الطرق المعتمدة على الخواص يُمكنها أن تعرض حلاًّ واعداً لمشكلة الثبات الدوراني والثبات التحويلي في التسجيل المتعدد التحديدات المعتمد على المويجات.لقد تم اقتراح طريقة للمطابقة المعتمدة على المويجات من الخشن إلى الناعم باستخدام "نقط الاهتمام" كفراغ للخواص عن طريق كل من You and Bhattacharya [103] و Wang and Feng [104]، واقترحتأيضاً طريقة للمحاذاة السطحية باستخدام المويجات المتعددة التحديدية عن طريق Gefen et al [105].

obeikandi.com

(٨،٦) التسجيل عن طريق الأجهزة

خارج نطاق المخ، فإن خوارزميات تسجيل الصور المعتمدة على البرمجيات تقابل العديد من التحديات نتيجة الفروق في وضع المريض والحركة والتغيرات في الأعضاء الداخلية بين فترات التسجيل التي تتم على الأجهزة المختلفة [106, 107].على الرغم من التقدم المستمر في خوارزميات تسجيل الصور المعتمد على البرمجيات، فإن هذه الطرق مازالت كثيفة الأيدي العاملة ولها دقة محدودة؛ ولذلك فإنها تكون غير عملية في التطبيق الروتيني من مريض إلى مريض آخر [106]. إن الصور الوظيفية والصور التشريحية توفر بيانات متكاملة، والدمج المستمر أو الروتيني للمعلومات من هذه الأنماط يُمكن أن يقدم ما يلي:

- الكشف المحسن عن الأماكن المرضية على كل من الصور الوظيفية والتشريحية.
- التحديد المحسن للأماكن والبؤرات المرضية التي تتم رؤيتها في الصور الوظيفية؛ مما ينتج عنه التمييز الجيد بين الامتصاص الفسيولوجي والمرضى.
- التحديد الجيد للبؤر غير الطبيعية، مثلما في حالة العظام بالمقابلة مع الأنسجة الناعمة، والذي من الممكن أن يساعد في توجيه الخزعة أو عملية أخذ العينات، والتخطيط العلاجي، وإلخ [107].

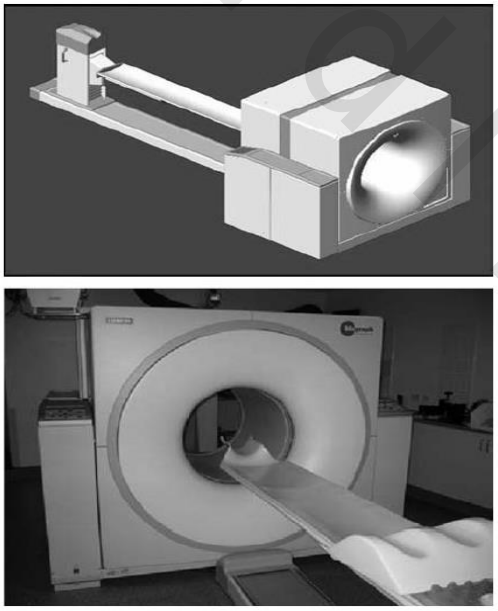
إن أدوات التسجيل أو أجهزة التسجيل تتغلب بدرجة كبيرة على معظم هذه القيود الحالية المصاحبة لطرق التسجيل بالبرمجيات.في التسجيل بالأجهزة، فإن جهاز التصوير الوظيفي مثل الـ PET، يتم دمجه مع جهاز تصوير تشريحي مثل الـ CT، في جهاز واحد. بعد ذلك يتم أداء التصوير الوظيفي والتشريحي في جلسة تصوير واحدة وعلى نفس منضدة التصوير، مما يعمل على تقليل الفروق في وضع المريض وموضع الأعضاء الداخلية بين المسحات المختلفة. إنها تؤكد أيضاً على أن كل من مجموعتي بيانات التسجيل تكون جاهزة للتقرير بمجرد الانتهاء من الدراسة تقريباً.

لقد تم وصف أول جهاز أولى مدمج من كل من الـ PET والـ CT عن طريق Beyer et al [108] وتم استخدامه إكلينيكيا. يتكون هذا النظام المبكر من ماسح CT لولبي أحادي الشريحة مثبت على نفس المنضدة أو التركيبة الدورانية في النهاية المنخفضة، وماسح PET جزئي الدوران إن إضافة ماسح الـ CT إلى ماسح الـ PET قد أنتج ميزتين أساسيتين:

- يحقق الـ CT النقل السريع والضوضاء المنخفضة للبيانات للتصحيح الاضمحلالي لبيانات الـ PET الطرق السابقة كانت تعتمد على مصادر النقل بأشعة الراديو والمضافة أساساً إلى زمن الدراسة الكُلي والضوضاء المضافة في صور الـ PET المعادة التركيب.
- إن الـ CT يحقق تفاصيل تشريحية رائعة مما يساعد على وضع بيانات الـ PET في سياق تشريحي؛ وبالتالي يساعد في تفسير الـ PET كما أوضحنا في بالتفصيل في الجزء السابق.

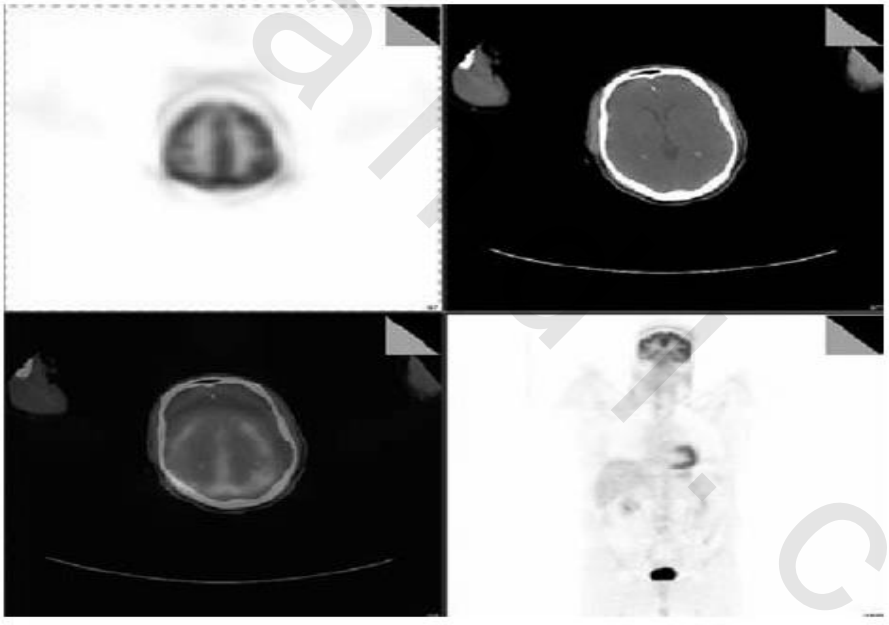
نتيجة لكل هذه الأسباب، فقد اكتسب الـ PET/CT القبول السريع في التجهيزات الإكلينيكية، بحيث إنه حالياً فوق ٩٥٪ من أجهزة مسح الـ PET تباع في صورة أنظمة PET/CT. الأجيال الحالية من ماسحات الـ PET/CT تقوم بدمج آخر ما وصلت إليه أنظمة الـ CT المتعددة الشرائح مع آخر ما وصلت إليه أنظمة الـ PET الكاملة الدوران كما في الشكل رقم (٨،٤).على الرغم من دمجهما في وحدة واحدة، فإن الجسور أو الفواصل بين الـ CT والـ PET تكون وحدات منفصلة، وهذا يسمح بأخذ ميزة التقدم التكنولوجي في كل من الـ PET والـ CTالتي يُمكن أن تحدث.

حيث إن وحدات الـ PET والـ CT تكون مثبتة على قواعد منفصلة، فإنه لابد من تحديد مصفوفات للتحويل بين نظامي المحاور، وهذا يتم تحقيقه عن طريق مسحة معايرة مع مصادر مرئية على كل من الـ CT والـ PET والمرتبة في صورة هندسية مناسبة.يُمكن بعد ذلك حساب معاملات التحويل بين أنظمة المحاور باستخدام طرق مشابهة للطرق المطبقة باستخدام العلامات الموضحة أو طرق التسجيل المعتمدة على الإطار المجسم كما في الجزء رقم (٨،٣) لقد وجه الصناع اهتماماً بالغاً إلى تصميم سرير المسح للمريض. إنه من المطلوب في هذا التصميم أن يكون انحراف السرير لمنطقة معينة من جسم المريض أن تكون هي نفسها أثناء المسح بالـ CT كما كانت عند مرور المريض من خلال جسر الـ PET بصرف النظر عن وزن المريض، ويتم تحقيق ذلك من خلال عدد من التصميمات المختلفة، بما في ذلك تثبيت السرير بين جسور الـ CT والـ PET أو السرير الرافع بينما تتحرك نقط الارتكاز والتثبيت كما هو موضح في الشكل رقم (٨،٤).



الشكل رقم (٨،٤) صورة تخطيطية وصورة حقيقية لنظام PET/CT تجارى. لقد تم دمج جهاز CT متعدد الشرائح مع نظام PET متقدم من النوع الدوار لتكوين جهاز مهجن من الأثنين. يتم تثبيت ال CT أمام وحدة ال PET. يُمكن فصل هذه الوحدات منفصلة لغرض الصيانة.

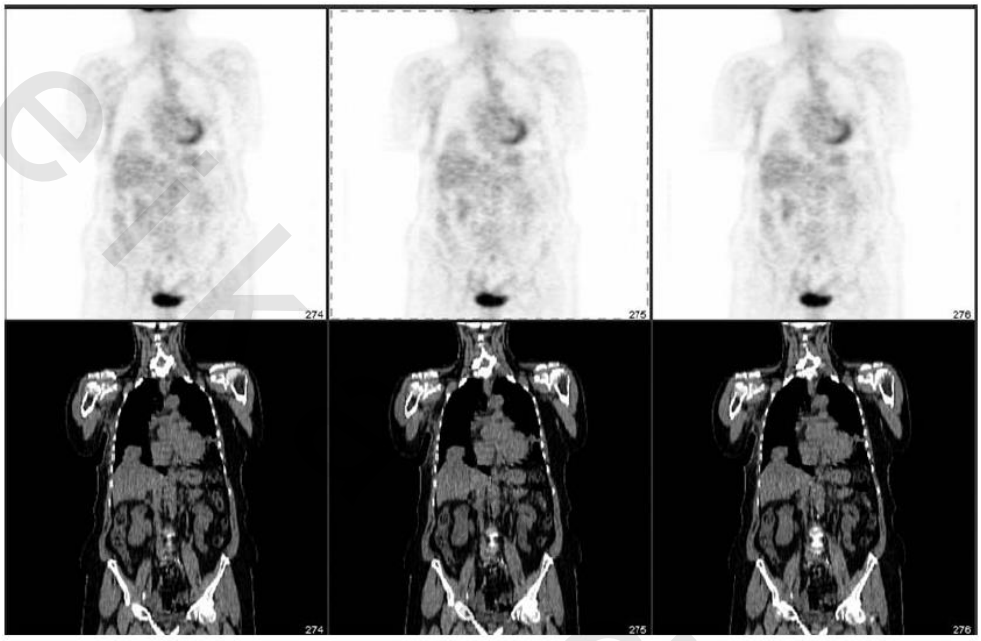
إن التصميم الميكانيكي وخطوات المعايرة تتأكد من أن بيانات الـ CT والـ PET تكون قد سجلت بدقة إذا لم يتحرك المريض. وعلى الرغم من ذلك، فإن حركة المريض يُمكن أخذها في الاعتبار كما في الشكل رقم (٨.٥) حيث توجد هناك حركة كبيرة في رأس المريض بين الـ CT والـ PET.إن ذلك ينتج عنه ليس فقط التحديد التشريحي الخاطئ، ولكن أيضاً مشاكل في التصحيح الاضمحلالي الناتج عن عدم محاذاة بيانات الـ CT. إن التسجيل الخاطئ بين بيانات الـ CT والـ PET يُمكن أن تكون أيضاً نتيجة الحركات اللاإرادية، مثل الحركات الناتجة من التنفس والقلب. الشكل رقم (٨.٦) يبين مثالاً على المشاكل الناتجة من الحركات التنفسية لقد تم تقييم الأخطاء الناتجة عن الحركات اللاإرادية في المراجع [109, 110].يُمكن تقليل حركات المريض اللاإرادية عن طريق وضع المريض بعناية، مع ضبط التنفس، وبروتوكول المسح. إن تأثيرات الحركات اللاإرادية مثل التنفس يُمكن تقليلها من خلال أنظمة تنفس مناسبة.في الأيام الأخيرة توجه الاهتمام إلى اكتساب بيانات الـ CT والـ PET من خلال بوابات لتحديد وتصحيح الحركة التنفسية.



الشكل رقم (٨،٥) لقد حرك المريض رأسه بين اكتساب بيانات الCT والPETفي هذه الدراسة لكل الجسم بالPET/CT. لقد تسبب ذلك في، ليس فقط فقد التحديد التشريحي، ولكن أيضاً مشاكل في بيانات الPET نتيجة فقد محاذاة الCT اعتماداً على البيانات المنقولة للتصحيح الاضمحلالي.

على الرغم من القيود الموجودة في دقة التسجيل بين الـ CT والـ PET في الأنظمة المهجنة نتيجة الحركات الإرادية واللاإرادية، فقد أثبت الـ PET/CT قيمة كبيرة في التجهيزات الإكلينيكية. وعلى ذلك، فإنه يوجد طريقة أو قانون محدد للتسجيل بالبرمجيات في تجهيزات الـ PET/CT للتخلص من التسجيل الخاطئ نتيجة حركات المريض.

وعلى ذلك، فإنه لكي يكون مقبولا في التجهيزات الإكلينيكية العادية فإنه لابد أن يكون سريعاً ومريحاً عند الأداء ويجب ألا تكون مفرطة في إبطاء دراسات الـ PET/CT. لذلك؛ فإن دراسات الـ PET/CT تُعطي مميزة أن تصوير الـ PET والـ CT يتم تنفيذها في نفس جلسة التصوير، وباستخدام نفس الأجهزة، مثل سرير المريض الذي يجعل عملية التسجيل أكثر طلباً وأكثر كفاءة.



الشكل رقم (٨،٦) الحركة التنفسية أثناء ال CT ينتج عنها مشاكل "عيش الغراب" على ال CT عند قمة الكبد، مما ينتج عنه نشاط مصطنع زائد في صور ال PET عند المنطقة المصابة.

(٨،٧) تقييم دقة التسجيل

حتى تكون أي طريقة من طرق التسجيل مفيدة عملياً أو إكلينيكياً فإنها يجب أن تكون دقيقة ويعتمد عليها بما فيه الكفاية. إن الدقة والاعتمادية يعتبران اثنين من الشروط المهمة لتقييم أداء أي طريقة من طرق التسجيل.يُمكن قياس الدقة عن طريق الفرق بين الحل المثالي الذي يتم الحصول عليه من خوارزم معين والحل الصحيح الحقيقي تستخدم الاعتمادية لقياس كيفية الحصول على الحل الصحيح من الخوارزم في كل مرة يتم تنفيذه بصرف النظر عن التشويهات في الصورة ومحتوياتها ونمط الحصول على هذه الصورة على الرغم من ذلك، فإن تقييم دقة التسجيل واعتماديته من الممكن أن تكون صعبة نتيجة التأثير القوي للمعاملات الأخرى مثل مقاييس التشابه، وطرق الاستيفاء، وخوارزميات الأمثلة [111]، وأيضاً قلة "المعايير الذهبية". إن طرق التحقيق المستخدمة دائما تشتمل على المحاكاة ودراسات الشبح، والعلامات، والفحص الظاهري.

(٨،٧،١) المحاكاة والأشباح

إن دراسات المحاكاة والشبح تعتبر مهمة لتقدير دقة التسجيل؛ وذلك لأن الشبح لا يتحرك أثناء خطوات التصوير، كما أن المعلومات الإزاحية أو التحويلات الصناعية تكون معروفة. إن التحقق من الصحة المعتمد على المحاكاة والشبح يعطي قياسات للتعقيدات الحسابية لطرق التسجيل المختلفة.إنها تكون مفيدة خاصة لتقدير الدقة في طرق التسجيل بين الأنماط المختلفة [27, 111, 112] وعلى ذلك، فإن التقييم المعتمد على المحاكاة والشبح قد لا يأخذ كل الموضوعات وخواص الصور في الاعتبار، كما أن محاكاة التشوهات من الممكن ألا تكون حقيقية بالكامل للحصول على نموذج حقيقي للتسجيل المرن فقد قدم Schnabel et al [113] طريقة للتحقق من الصحة بالنسبة للتسجيل المرن لمسحات الـ MRI على الصدر، والتي تأخذ في الاعتبار الخواص النسيجية والتشوهات باستخدام الـ FEM.

(٨،٧،٢) العلامات

لقد تم ابتكار العلامات للمساعدة في تقييم دقة التسجيل. إن استخدام العلامات في التقييم يحقق إلى حد ما معياراً ذهبياً لتسجيل الصور الطبية [112]. من الافتراضات الأساسية للعلامات هي أن الحركة الناتجة من العلامات تكون هي نفسها الحركة الناتجة من العضو تحت الاهتمام، وهذا لا يكون حقيقياً بالضرورة بالنسبة للعلامات الملحقة على الجلد، حيث إن الجلد يُمكنه أن يتحرك مستقلا عن العضو تحت الاهتمام، مثل المخ للحصول على معاملات لتحويل معياري ذهبي للتسجيل، فقد تم استخدام علامات مزروعة على الجمجمة [35]، والتي من خلالها يُمكن مقارنة دقة الطرق المختلفة للتسجيل، ولكن هذه الطريقة التدخلية يتم تطبيقها فقط في تسجيل الأجسام الصلبة[112].

(٨،٧،٣) الفحص البصري

يعتبر الفحص البصري تقييما كيفياً أو نوعياً، وهو أكثر الطرق البديهية المستخدمة في تقييم دقة التسجيل. قد يشتمل هذا التقييم على فحص الصور الفرقية، أو التطابق المحيطي، أو المعالم التشريحية [35]. لقد تم استخدام الفحص البصري بكثرة في تقييم كل من التسجيل الصلب [35]، والمرن [21, 114]. يعتبر الفحص البصري طريقة مهمة يُمكن استخدامها في تقييم طرق التسجيل المستخدمة إكلينيكياً، ولكنها تكون وصفية ولا تحقق مقياسا اعتمادياً لقياس دقة التسجيل.

(٨،٧،٤) مقاييس الاتساق أو التطابق

القياسات الداخلية لاتساق أو تطابق التحويلات تُعطي طريقة ممتازة لتقييم دقة التسجيل لمجموعات بيانات الصور المناسبة [27, 87, 115-117].لمجموعة N من الصور من نفس الهدف، فإن عدد التحويلات يساوي p(N,2)=N*(N-1).بفرض ثلاث من الصور X_A و X_B و X_C إذا أمكننا تطبيق الثلاثة تحويلات $T_{A\to B}$و $T_{B\to C}$و $T_{C\to A}$ لبناء دائرة مغلقة من التحويلات، فإن تركيبة التحويلات $T_{A\to B}OT_{B\to C}OT_{C\to A}$ ستحول الصورة X_A إلى نفسها في أفضل وأتم عملية تسجيل.

لقد اقترح Holden et al [27] طريقة للتقييم استخدمت طريقة الأمثلة الهرمية لزيادة سرعة الحساب وتجنب الوقوع في قيم صغرى محلية، ولقد قدم كل من Christensen و Johnson[87] طريقة قياس للتطابق مهجنة والتي تستخدم بكفاءة مميزات كل من طريقة التسجيل المعتمدة على المعالم الأرضية وطريقة التسجيل المعتمدة الشدة.على ذلك فإن مقاييس الاتساق تكون محدودة بدرجة كبيرة على تقييم التسجيل الأحادي النمط والصلب.

(٨،٧،٥) تحقيقات في دقة التقييم

لقد طور الباحثون طرقا جديدة وعملية للتحقق من صحة التقييم، فقد اقترح Wang et al [118] طريقة جديدة وآلية لتقدير فترات الثقة في معاملات التسجيل الناتجة وتسمح لدقة التسجيل أن يتم تقييمها موضوعيا للصور الطبية الثنائية والثلاثية الأبعاد.لقد تم فحص تأثير معاملات التنفيذ على تسجيل الـ MRI والـ SPECT عن طريق الـ MI بواسطة Zhu and Cochoff [25]، كما أن تأثير مشاكل الاستيفاء على التسجيل تمت دراستها عن طريق Tsao [119].

هناك عدد من الدراسات التي تم تقديمها على دقة التسجيل بمقاييس التشابه. فمثلاً، Penny et al [112] قدم مقارنة بين ست من طرق تسجيل مقاييس التشابه المعتمدة على الشدة للصور الـ CT الثنائية والثلاثية الأبعاد لقد استخدمت مقاييس التشابه لتسجيل صور العمود الفقري لشبح، وتمت مقارنة الدقة الناتجة باستخدام معياراً ذهبياً تم الحصول عليه من خلال علامات.للاستمرار في اختبار الدقة والاعتمادية لمقاييس التشابه في وجود هياكل من الأنسجة الناعمة وبعض الخواص الإكلينيكية الأخرى، فإن الباحثين قاموا بمحاكاة بيانات معيار ذهبي أكثر واقعية عن طريق فرض خواص صور إكلينيكية على صور الشبح.

لقد تم إجراء تقييم لثمانية مقاييس تشابه لتسجيل الأجسام الصلبة لمسحات MRI ثلاثية الأبعاد عن طريق Hill et al [27].هذه المقاييس تم تقيمها عن طريق استخدام صور محاكاة للمخ ولمقاييس الاتساق الداخلي.اعتماداً على هذه الدراسات التي قدموها، فقد قام الباحثون بترتيب دقة هذه الطرق، ولقد أوضحت نتائجهم أن ضوضاء الصور يكون لها تأثير عالٍ في دقة التسجيل.

لقد اقترح Skerl et al [111] خطوات أو بروتوكولاً للتحقق من الصحة لاختيار أنسب مقياس للتشابه وطريقة الأمثلة المقابلة له وذلك لتطبيق معين. لقد تم اختبار تسعة من مقاييس التشابه على التسجيل المتعدد الأنماط، بما في ذلك MRI/CT و MRI/PET على صور الفانتوم للعمود الفقري وصور المخ. تقدم المراجع [14 ,11 ,9]شرحا مكثفا وملخصات لأداء طرق التحقق من صحة التسجيل. على الرغم من ذلك فإن التحقق من دقة صحة التسجيل في التطبيقات الإكلينيكة يبقى هدفاً صعباً، كما أن أداء التحقق الموضوعي ما زال تحدياً في مجال تسجيل الصور الطبية.

(٨،٨) تطبيقات تسجيل ودمج الصور الطبية

(٨،٨،١) تطبيقات على المخ

كما هي الحال في معظم التطورات الحادثة في التصوير الطبي، فإن أول موضع لهذه الأبحاث كان المخ. لقد كان من السهل دائما دراسة المخ لأنه ثابت نسبياً بالنسبة للجمجمة، ولأن التصوير المقطعي له بفتحات تصوير صغيرة كان أرخص في البناء. نفس المعنى أيضاً كان مطبقا بالنسبة للتسجيل، والذي تم تطبيقه في تحديد الأورام، وأمراض القشرة المخية، والمناطق التي لا تؤدي وظيفتها. لقد تم تطبيق هذا التقدم في الجراحات العصبية، وفي تحديد البؤر الصرعية، وفي الكشف عن الأمراض في مراحلها الأولى، وفي مراقبة استجابة المرضى للعلاج.

(٨،٨،١،١) مراقبة التقدم المرضى وتشكيل الأطلس

يعتبر تسجيل الصور خطوة مهمة ورئيسية في مراقبة التقدم المرضى وفي التشكيل الآلي لأطلس المخ. التسجيل الدقيق للصور الأحادية النمط التي يتم الحصول عليها على مر الزمن يسمح بمقارنة هذا التتابع من الصور. تعتبر أطالس المخ أداة تحليل للتجزئ الآلي، ووضع العلامات، وتفسير هياكل المخ وأنسجته. يختلف المخ من شخص لآخر، بحيث عن طريق تحويل كمية كبيرة من بيانات صور المخ إلى نظام محوري عام، يُمكن لأطالس المخ أن توفر معلومات تشريحية ووظيفية وتفسير لمجموعات التجمعات المحددة [120]. إن المخ يتغير على مدار الحياة حتى لنفس الشخص. إن أطالس المخ الديناميكية تكشف عن التغيرات التي تحدث في المخ نتيجة عوامل مثل السن، والجنس، أو الأمراض. فمثلاً، توفر أطالس المخ المعتمدة على التجمعات والخاصة بالأمراض نموذجاً للكشف عن المراحل المبكرة من أمراض المخ.

(٨،٨،١،٢) الكشف المبكر عن الأمراض العصبية التنكسية

يعتبر الخرف هو السبب الأساسي في إعاقات الكثير من كبار السن، كما أن مرض الزهايمر Alzheimer disease, AD يعتبر هو السبب الأساسي لهذا الخرف [122]. إن الكشف المبكر عن الـ ADيُمكن أن يكون سبباً في التدخل المبكر الذي قد يؤدي إلى تأخير أو حتى توقيف تقدم المرض عندما تكون معاملات تعديل المرض متاحة.مقارنة البيانات من الأشخاص المرضى المعرضين لمسببات مرض الخرف مع البيانات من الأشخاص العاديين ستكون هي التركيز الأساسي لمعاملات تعديل أمراض الخرف. الدراسات الأولية لل FDG-PET قد أوضحت أن النقص الحاد في تمثيل الجلوكوز في القشرة الحزامية الخلفية ترسل إشارة البدء في الـ AD، وهذه التغيرات بالرغم من صعوبة الكشف عنها بمسحات الـ FDG-PET العادية للمخ، يُمكن تجربتها بثقة عند مقارنة بيانات الـ PET للشخص مع أطالس ذوي العمر العادي من نفس الجنس. تسمح الدراسات التشريحية الطولية للـMRI[123-127] بتحديد أو توقع الـ AD[122].لقد استخدمت القياسات الشكلية المعتمدة على الفوكسيل Voxel based morphometry, VBM،

والتي تعتبر أداة آلية لتحليل الصورة، في الكشف عن وجود ومدى خطورة النقص في النسيج التشريحي في المراحل الأولى للـ[131-128]AD. وبالتبادل فقد قام Thompson وفريقه بعمل أبحاث في الكشف عن الظواهر الغير طبيعية في المخ عن طريق استخدام الأطالس الخاصة بمجموعات محددة [121, 132, 136].

(٨،٨،١،٣) الجراحة الموجهة بالصور

تتطلب معظم الخطوات الجراحية العصبية التحديد الدقيق لمكان الهدف المخي المراد (مثل، الورم أو التشوه) لتقليل التلف في الهياكل السليمة [137].يعتبر التسجيل مرحلة حرجة قبل العملية لتحديد مكان الورم، والتخطيط، والـ IGS بين العملية، والتقييم بعد العملية.في العادة يتم عمل الـ IGS عن طريق الفحص البصري بواسطة الجراح للصور التشريحية ثنائية الأبعاد من مسحات الـ MRI والـ CT وبعد ذلك علاقة هذه المعلومات من صور ما قبل العملية للمريض في حجرة العمليات، بالطبع فإن هذه الخطوات تعتمد على خبرة الجراح. طرق التسجيل الآلي التي تساعد الجراح على الرؤية المباشرة للهياكل المتداخلة والتوجيه الدقيق للخطوات الجراحية تكون واضحة المميزات؛ ولذلك فإن التسجيل يعتبر مكوناً أساسياً من مكونات أنظمة الـ IGS. يتم تسهيل التخطيط للعملية عن طريق التسجيل لصور ما قبل العملية والفيديوهات [138]، ويُمكن تحقيق التوجيه للعملية عن طريق التسجيل للصور أثناء العملية مع المريض، وكذلك دمج الهياكل التشريحية المجزأة مع الصور أثناء العملية [139, 140].

(٨،٨،١،٤) التخطيط للعلاج بالأشعة

العلاج بالأشعة المعدل الشدة intensity modulated radiotherapy, IMRT، والذي تكون فيه الجرعة الإشعاعية إلى الورم متغيرة خلال حجمه الثلاثي الأبعاد، أصبح متزايد الاستخدام للإمداد بالجرعات العالية إلى أكثر مناطق الورم فعالية مثل هذا الإجراء يعظم من موت خلايا الورم ويقلل من تلف الأنسجة العادية [141]. يسمح التسجيل للصور المتعددة الأنماط مثل الـ CT/MRI و الـ CT/PET بالتحديد الأكثر دقة لحجم الورم أثناء مرحلة التخطيط للعلاج [142].يُمكن استخدام هذه المجموعات من البيانات لتقييم الاستجابة للعلاج وتقييم الاشتباه الورمي التكراري.

(٨،٨،٢) التطبيقات خارج نطاق المخ

كما ذكرنا مسبقا، فإن تسجيل صور المخ يكون سهل التحقيق عن التسجيل في الأعضاء البطنية أو الصدرية مثل الرئتين، والقلب، والكبد. خارج نطاق المخ، تتحرك الأعضاء بالنسبة لبعضها البعض كجزء وظائف هذه الأعضاء، القلب النابض، والحركات في الأمعاء والحالب، والحركات التنفسية للرئتين؛ مما قد يسبب تشويه وتغيير الشكل أثناء وبين جلسات التصوير (مثلاً قد تصبح المثانة أكثر حجماً في صور الـ FDG-PET لأن الـ FDG يتم إفرازه

أثناء المسح عن طريق الكُليتين) ولذلك ؛ فإن التحويلات الصلبة البسيطة لن تكون كافية في هذه الحالة، ويكون من المطلوب تحويلات أكثر تعقيداً وأكثر تحدياً من السابقة.

(٨،٨،٢،١) تسجيل صور القلب

تعتبر أمراض القلب هي السبب الأساسي للوفاة في الدول النامية [143]. إن تسجيل الصور القلبية ودمجها يحقق أداة غير تدخلية في التشخيص ومطابقة المخاطر في مرضى القلب. يعتبر التسجيل أساسياً لتكوين الأطلس القلبي، وأيضاً لنمذجة الحركة القلبية، وكلها تكون مهمة في الكشف عن الأمراض القلبية [144].تقدم النظم الحديثة المهجنة من أشعة إكس والـ MRI والمسمى XMR مع أنظمة PET/CT ذات الـ ٦٤ شريحة إمكانية جديدة لتشخيص أفضل لأمراض القلب وإدارتها. تسجيل الصور من مسحات الـ MRI مع صور أشعة إكس تعتبر خطوة حرجة في العمليات القلبية الموجهة بالـ XMR وأيضاً في تخطيط العلاج [145, 146]. وعلى ذلك فإنه نتيجة الحركة، والتحديدية المنخفضة للصورة، وقلة العلامات التشريحية، فإن تسجيل الصور القلبية يكون أكثر تعقيداً من تسجيل الصور المخية.إن الحركة غير الصلبة والمختلطة للقلب والهيكل الصدري يجعل هذه المهمة أكثر صعوبة [62]. لقد وجه الباحثون مجهودات كثيرة للبحث عن طرق تسجيل جيدة للصور القلبية [37, 153]، كما أن مرجع Makela et al [11] يقدم مراجعة جيدة لطرق تسجيل الصور القلبية.

(٨،٨،٢،٢) تسجيل صور الثدي

يعتبر سرطان الثدي واحداً من الأسباب الرئيسية للوفاة المتعلقة بالسرطان، ولقد ثبت أن الكشف المبكر يعتبر طريقة لتقليل الوفيات وانتشار هذا المرض. يلعب التسجيل دوراً مهماً في الكشف المبكر عن سرطان الثدي تشتمل طرق التصوير المستخدمة بكثرة في الكشف عن سرطان الثدي على صور الماموجرام التي يتم الحصول عليها عن طريق أشعة إكس، وصور قبل وبعد التباين لل MRI، وصور الفوق صوتيات.يُمكن لتسجيل تتابعات قبل وبعد تباين الـ MRI أن تميز بكفاءة بين الأورام الخبيثة والحميدة [148]، وعلى الرغم من ذلك فإن تسجيل الصور الثديية لا يعتبر أمراً سهلاً أو تافهاً.نتيجة الطبيعة المرنة لنسيج الثدي، فإنه يُمكن ملاحظة التغيرات الزمنية الواضحة في نسيج الثدي وشكله والفروق في الحركة الناتجة عن التنفس.يُمكن لتسجيل صور الثدي أن يكون معتمداً على الخواص أو معتمداً على الشدة تشتمل الطريقة الأولى خواص مثل الحدود، والأسطح، ونقط العلامات.نتيجة التشوهات غير الصلبة عند أوقات التصوير المختلفة وباستخدام أجهزة التصوير المختلفة، فإن طرق التسجيل الآلي لصور الثدي تعتبر اتجاهاً بحثياً نشطاً مستمراً الآن. تعتبر طريقة تعظيم الـ MI هي الأكثر تقدماً عن الطرق الأخرى في مجال التسجيل المعتمد على الشدة [148, 149]. يقدم مرجع Guo et al [150] مراجعة عامة عن تسجيل صور الصدر.

(٨،٨،٢،٣) تسجيل الجسم بالكامل في دراسات علم الأورام لتقييم التقدم المرضى والاستجابة للعلاج

المسح الكُلي للجسم باستخدام الـ PET أو الـ PET/CT يكشف عن معلومات التمثيل الغذائي على المستوى الجزيئي وتعتبر حرجة في الكشف عن السرطان، ومراحلة، والتقدم المرضى، والكشف عن الورم التكراري، وتقييم الاستجابة العلاجية. يوفر المسح الكُلي للجسم بالـ CT والـ MRI معلومات عن التغيرات التشريحية. هذه الطرق التصويرية لها مميزات مختلفة، مثل التحديدية، والتعرض الإشعاعي، وزمن الفحص [151]. لذلك فإن التسجيل الجيد والدمج الذي يستخدم التكامل المعلوماتي لهذه الأنماط يكون مرغوباً بشدة.

طرق التصوير المهجنة المقدمة حديثاً مثل الـ PET/CT تعزز من عمليات التحديد، والكشف، والمراحل، والتشخيص، ولكن كما ذكرنا من قبل فيالجزء ٨.٦ فإن التسجيل الدقيق بين النمطين لا يكون مضمونا.وفوق ذلك، فإن طرق التسجيل المعتمدة على البرمجيات مازالت مطلوبة للتعامل مع موضوع: (١) حركة المريض بين الـ PET والـ CT و (٢) مسحات الـ PET/CT المنفذة على نفس المريض ولكن في مناسبات مختلفة. إن بيانات الـ PET/CT تعتبر تحديا خاصا للتسجيل المعتمد على البرمجيات. تتطلب الأحجام العالية من البيانات نتيجة مدى المسح الممتد آلية تسجيل فعالة يُمكنها أن تحقق مجموعات بيانات مسجلة في إطار زمني إكلينيكي مقبول. بالإضافة لذلك، فإن التحويلات غير الصلبة، والمرنة تكون مطلوبة في مثل هذه الدراسات، مضيفة تعقيدات وزيادة في التكلفة الحسابية للتسجيل.

التسجيل الآلي الكُلي للجسم والدمج للصور من عمليات الـ PET والـ CT المنفصلة، وأيضاً من مسحات الـ PET/CT المهجنة، قد تم عرضها وفحصها أخيراً[154 ,152]. مرة أخرى، فإن تعظيم المعلومات المتبادلة قد أصبح واعداً لهذه التطبيقات التسجيلية، وعلى الرغم من ذلك فإن التسجيل المرن لتشويه الأعضاء الداخلية المركبة بقي موضوعاً بحثياً مستمراً ومتحدياً.

(٨،٩) الملخص

نتيجة التقدم في تقنيات وطرق التصوير الطبي، فإن أنماط التصوير المختلفة تلعب دوراً متزايد الأهمية في تحسين جودة وفعالية الرعاية الصحية، ولقد أصبح التصوير الطبي الآن لا غنى عنه لجودة الرعاية الصحية. وعلى الرغم من ذلك، فإن الاستخدام الكامل لهذه التقنيات التصويرية لازالت في مراحلها الأولية، والتحدي هنا هو لتكامل هذه البيانات في وسط سهل التعامل معه في إطار زمني سريع. يعتبر تسجيل الصور عنصراً حرجاً في تكامل الصور الطبية المكملة وغير المتجانسة في نظام محوري موحد. إن عوامل مثل أساسيات التصوير المختلفة، وحركة المريض أثناء خطوات التصوير، والفروق نتيجة التقدم المرضى أو العلاج، والتشويه المركب في الأعضاء الداخلية،

كل ذلك يعني أنه مازال هناك العديد من التحديات أمام تسجيل الصور الطبية. إن التحسينات الدائمة التزايد في الأجهزة مثل الـ PET/CT ذات الـ ٦٤ شريحة والـ CT ذات الـ ١٢٨ شريحة وما بعدها ستوفر مدى أوسع في تصوير مجموعات البيانات مع تحديدية أعلى وبعدية أعلى، وسيلعب التسجيل دوراً أساسياً في إدارة هذه البيانات بفاعلية.

بعيدا عن التطبيقات في وسط التصوير الطبي، فإن تسجيل البيانات ودمجها له أيضاً مدى واسع من التطبيقات في الاستشعار عن بعد وفي الأوساط المتعددة. فمثلاً،في تشكيل الفسيفساء، وفي ضغط الصور أو الفيديو، وفي تتبع الحركة، وفي الاسترجاع المعتمد على المحتويات، كلها تعتمد على التسجيل الكفء والفعال للصور. قد يجد تسجيل البيانات ودمجها مجالاً مهما من التطبيقات في أبحاث وصناعة المعلوماتية الحيوية الطبية والتكنولوجيا الحيوية، مثل تطوير المعاملات العلاجية عن طريق السماح بالتحليل الكمي والكيفي للنماذج وتعبيرات البروتين للكشف عن وظائفها الحيوية.

فوق كل ذلك، فإن تسجيل الصور الآلي والفعال سنحتاج إليه مع كل هذه التطبيقات في الأوساط الطبية وفي الوسائط المتعددة.

(٨،١٠) تمارين

١ - صف أربعة مكونات أساسية في إطار تسجيل الصور، اشرح باختصار وظائف هذه المكونات، واذكر طريقة تستخدم كل واحد من هذه المكونات.

٢ - اشرح لماذا يكون تعظيم المعلومات المتبادلة أكثر مناسبة لتسجيل الصور المتعددة الأنماط من طرق التسجيل الأخرى المعتمدة على الشدة، واشرح خوارزم المعلومات المتبادلة المعتمد على حساب الهستوجرام.

٣ - اشرح لماذا تحقق طرق التسجيل المهجنة والهرمية تسجيلاً أكثر فعالية واعتمادية.

٤ - اشرح لماذا قد يبقى التسجيل أساسياً للبيانات من الماسحات المهجنة مثل أنظمة الـ PET/CT.

٥ - اذكر واحداً من تطبيقات تسجيل البيانات ودمجها في المخ وفي عضو خارج المخ.

(٨،١١) المراجع

1. C. Chen et al. Image analysis of PET data with the aid of CTand MR images.In Information Processing in Medical Imaging.Plenum.601–611, 1987.
2. L. G. Brown. A survey of image registration techniques.ACM Computing Surveys. 24(4):325–376, 1992.
3. C. R. Maurer and J. M. Fitzpatrick.A review of medicalimage registration.In R. J. Maciunas (Ed.). InteractiveImage Guided Neurosurgery. American Association ofNeurological Surgeons.17–44, 1993.
4. P. A. van den Elsen, E. J. D. Pol, and M. A. Viergever.Medical Image matchingA review with classification.IEEE Eng. Med. Biol. 12:26–39, 1993.
5. J. B. A. Maintz and M.A. Viergever.A survey of medicalimage registration.Med. Image Anal. 2(1):1–36, 1998.

6. H. Lester and S. R. Arridge. A survey of hierarchical nonlinearmedical image registration.Pattern Recognition.32:129–149, 1999.
7. I. Bankman. Handbook of Medical Imaging: Processing andAnalysis. Academic Press, 2000.
8. K. Rohr. Elastic registration of multimodal medical images:A survey. Auszug aus: Kunstliche Intelligenz. 3:11–17, 2000.
9. J. M. Fitzpatrick, D. L. G. Hill, and C. R. Maurer.Handbook of Medical Imaging.SPIE Press.375–435, 2000.
10. J. V. Hajnal, D. L. G. Hill, and D. J. E. Hawkes.MedicalImage Registration.CRC Press, 2001.
11. T. Ma¨kela¨ et al. A review of cardiac image registrationmethods. IEEE Trans. Med. Imaging. 21(9):1011–1021,2002.
12. X. Wang and D. Feng.Biomedical image registration fordiagnostic decision making and treatment monitoring.InR. K. Bali (Ed.). Clinical Knowledge Management: Opportunitiesand Challenges. Idea Group Publishing.159–181,2005.
13. T. M. Lehmann, C. Go¨nner, and K. Spitzer. Survey: Interpolationmethods in medical image processing. IEEETrans. Med. Imaging. 18(11):1049–1075, 1999.
14. B. Zitova´ and J. Flusser. Image registration methods:A survey. Image and Vision Computing. 21:977–1000, 2003.
15. P. The´venaz and M. Unser.Optimization of mutual informationfor multiresolution registration. IEEE Trans. ImageProc. 9(12):2083–2099, 2000.
16. F. Maes et al. Multimodality image registration by maximizationof mutual information. IEEE Trans. Med.Imaging. 16:187–198, 1997.
17. J. Tsao. Efficient interpolation for clustering-based multimodalityimage registration.Proc.7th International Societyfor Magnetic Resonance in Medicine. 3:2195, 1999.
18. J. X. Ji, H. Pan, and Z. Liang.Further analysis of interpolationeffects in mutual information-based image registration.IEEE Trans. Med. Imaging. 22(9):1131–1140, 2003.
19. G. E. Christensen et al. Synthesis of an individual cranialatlas with dysmorphic shape. In Mathematical Methods inBiomedical Image Analysis.IEEE Computer Society Press.309–318, 1996.
20. M. Unser, A. Aldroubi, and C. R. Gerfen.A multiresolutionimage registration procedure using spline pyramids.Proc. SPIE Conference on Mathematical Imaging: WaveletApplications in Signal and Image Processing. 2034:160–170,1993.
21. D. Mattes et al. PET-CT image registration in the chestusing free-form deformations. IEEE Trans. Med. Imaging.23(1):120–128, 2003.
22. M. J. D. Powell. An efficient method for finding the minimumof a function of several variables without calculatingderivatives.Comput. J. 7:155–163, 1964.
23. A. Collignon et al. Automated multimodality image registrationbased on information theory. In Y. Bizais et al.(Eds.). Proc. 14th International Conference of InformationProcessing in Medical Imaging: Computational Imaging andVision. 3:263–274, 1995.
24. F. Maes, D. Vandermeulen, and P. Suetens.Comparativeevaluation of multiresolution optimization strategies formultimodality image registration by maximization ofmutual information.Med. Image Anal. 3(4):373–386,1999.
25. Y. Zhu and S. M. CochoV. Influence of implementationparameters on registration of MR and SPECT brainimages by maximization of mutual information. J. Nucl.Med. 43(2):160–166, 2002.
26. W. H. Press et al. Numerical Recipes in C. CambridgeUniversity Press, 1992.
27. D. L. G. Hill et al. A strategy for automated multimodalityimage registration incorporating anatomical knowledgeand imager characteristics.In H. H. Barrett and A. F.Gmitro (Eds.). Proc. 13th int. Conf. Information Processingin Medical Imaging: Lecture Notes in Computer Science.Springer-Verlag.182–196, 1993.
28. T. RohlWng and C. C. Maurer.Nonrigid image registrationin shared-memory multiprocessor environments withapplication to brains, breasts, and bees. IEEE Trans. Info.Tech. Biomed. 7(1):16–25, 2003.
29. J. P. Pluim, J. B. A. Maintz, and M. A. Viergever. Mutualinformation-based registration of medical images: Asurvey. IEEE Trans. Med. Imaging. 22(8):986–1004,2003.
30. U. Kjems et al. Enhancing the multivariate signal of 15 water PET studies with a new nonlinear neuroanatomicalregistration algorithm. IEEE Trans. Med. Imaging. 18(4):306–319, 1999.
31. K. F. Man, K. S. Tang, and S. Kwong. Genetic algorithms:Concepts and applications. IEEE Trans. Industrial Electronics.43(5):519–534, 1996.

32. G. K. Matsopoulos et al. Automatic retinal image registrationscheme using global optimization techniques. IEEETrans.Info. Tech. 3(1):47–60, 1999.
33. M. P. Wachowiak et al. An approach to multimodalbiomedical image registration utilizing particle swarmoptimization.IEEE Trans. Evolutionary Computation.8(3):289–301, 2004.
34. M. P. Wachowiak and T. M. Peters.High-performancemedical image registration using new optimization techniques.IEEE Trans. Info. Tech. Biomed. 10(2):344–353,2006.
35. J. M. Fitzpatrick et al. Visual assessment of the accuracy ofretrospective registration of MR and CT images of thebrain. IEEE Trans. Med. Imaging. 17(8):571–585, 1998.
36. J. B. A. Maintz, P. A. van den Elsen, and M. A. Viergever.Evaluation of ridge seeking operators for multimodalitymedical image registration. IEEE Trans. PAMI. 18(4):353–365, 1996.
37. G. Subsol, J. P. Thirion, and N. Ayache. A scheme forautomatically building three-dimensional morphometric anatomical atlases: Application to a skull atlas. Med. ImageAnal. 2(1):37–60, 1998.
38. G. Borgefors. Hierarchical chamfer matching: A parametricedge matching algorithm. IEEE Trans. Pattern. Anal.Mach. Intell. 10:849–865, 1988.
39. C. R. Maurer et al. Registration of head volume imagesusing implantable fiducially markers. IEEE Trans. Med.Imaging. 16(4):447–461, 1997.
40. T. Peters et al. Three-dimensional multimodal imageguidance for neurosurgery. IEEE Trans. Med. Imaging.15(2):121–128, 1996.
41. J. P. Thirion. New feature points based on geometricinvariants for 3-D image registration. Int. J. Comput. Vis.18(2):121–137, 1996.
42. P. J. Besl and N. D. McKay. A method for registration of 3-D shapes. IEEE Trans. PAMI. 14(2):239–256, 1992.
43. C. R. Maurer, R. J. Maciunas Jr., and J. M. Fitzpatrick.Registration of head CT images to physical space usingmultiple geometrical features. Proc. SPIE: Medical Imaging1998: Image Processing. 3338:72–80, 1998.
44. C. A. Kapoutsis, C. P. Vavoulidis, and I. Pitas.Morphologicaliterative closest algorithm.IEEE Trans. Image Proc.8(11), 1999.
45. F. L. Bookstein. Principal warps: Thin-plate splines and thedecomposition of deformations. IEEE Trans. Patt. Anal.Mach. Intell. 11(6):567–585, 1989.
46. F. L. Bookstein. Thin-plate splines and the atlas problemfor biomedical images. In Information Processing inMedical Imaging: Proc. 12th International Conference(IPMI'91). 326–342, 1991.
47. K. Rohr et al. Landmark-based elastic registration usingapproximating thin-plate splines. IEEE Trans. Med.Imaging. 20(6):526–534, 2001.
48. O. Monga, N. Ayache, and P. T. Sander.From voxelto intrinsic surface features. Image Vision Computing.10:403–417, 1992.
49. P. A. van den Elsen et al. Automatic registration of CT andMR brain images using correlation of geometrical features.IEEE Trans. Med. Imaging. 14(2):384–396, 1995.
50. C. Davatzikos, J. L. Prince, and R. N. Bryan.Image registrationbased on boundary mapping. IEEE Trans. Med.Imaging. 15(1):112–115, 1996.
51. M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos. Snakes: Activecontour models. Int. J. Computer Vision. 1988:321–331.
52. D. Shen, E. H. Herskovits, and C. Davatzikos. An adaptivefocusstatistical shape model for segmentation and shapemodeling of 3-D brain structures. IEEE Trans. Med.Imaging. 20(4):257–270, 2001.
53. H. Wang and B. Ghosh.Geometric active deformablemodels in shape modeling. IEEE Trans. Image Proc.9(2):302–308, 2000.
54. S. Ranganath. Contour extraction from cardiac MRIstudies using snakes. IEEE Trans. Med. Imaging. 14(2):328–338, 1995.
55. L. Tsap, D. B. Goldgof, and S. Sarkar.Fusion of physicallybasedregistration and deformation modeling for nonrigidmotion analysis. IEEE Trans. Image Proc. 10(11):1659–1669, 2001.
56. M. Moshfeghi, S. Ranganath, and K. Nawyn.Threedimensionalelastic matching of volumes. IEEE Trans.Image Proc. 3(2):128–138, 1994.
57. P. King, S. Mitra, and B. Nutter. An automated, segmentation-based, rigid registration system for CervigramTMimages utilizing simple clustering and active contour techniques.Proc.17th IEEE Symposium on Computer-BasedMedical Systems.292–297, 2004.

58. X. Wang and D. Feng. Active contour based efficient registrationfor biomedical brain images. J. Cereb. Blood FlowMetab. 25(Suppl):S623, 2005.
59. I. Cohen and I. Cohen. Finite-element methods for activecontour models and balloons for 2-D and 3-D images.IEEE Trans. Pattern.Anal. Mach. Intell. 15:1131–1147,1993.
60. C. Xu and J. L. Prince. Snakes, shapes, and gradient vector flow. IEEE Trans. Image Proc. 7:359–369, 1998.
61. J. Liang, T. McInerney, and D. Terzopoulos.United snakes.Med. Image Anal. 10:215–233, 2006.
62. T. Ma¨kela¨ et al. A 3-D model-based registration approachfor the PET, MR and MCG cardiac data fusion.Med.Image Anal. 7:377–389, 2003.
63. O. Camara, G. Delso, and I. Bloch. Free form deformationsguided by gradient vector flow: A surface registrationmethod in thoracic and abdominal PET-CT applications.In J. C. Gee et al. (Eds.). Workshop on Biomedical ImageRegistration (WBIR) 2003, LNCS 2717:224–233, 2003.
64. S. Osher and J. A. Sethian. Fronts propagating with curvaturedependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations. J. Computational Physics. 79:12–49,1988.
65. C. Xu, A. J. Yezzi, and J. L. Prince.On the relationshipbetween parametric and geometric active contours.Proc.24th Asilomar Conference on Signals, Systems, and Computers.483–489, 2000.
66. X. Han, C. Xu, and J. L. Prince.A topology preserving levelset method for geometric deformable models.IEEE Trans.Pattern Anal. Mach. Intell. 25(6):755–768, 2003.
67. B. C. Vemuri et al. Image registration via level-set motion:Application to atlas-based segmentation. Med. Image Anal.7:1–20, 2003.
68. W. C. Lee, M. Tublin, and B. Chapman. Registration ofMR and CT images of the liver: Comparison of voxelsimilarity and surface based registration algorithms.Comput.Methods Programs Biomed. 78(2):101–114, 2005.
69. R. Bajcsy and S. Kovacic.Multiresolution elastic matching.Comp.Vision Graphics Image Processing. 46:1–21, 1989.
70. D. Terzopoulos and D. Metaxas. Dynamic 3D models withlocal and global deformations: Deformable superquadrics.IEEE Trans. PAMI. 13(7):703–714, 1991.
71. M. Audette, F. Ferrie, and T. Peters.An algorithm overviewof surface registration techniques for medical imaging.Med. Image Anal. 4(4):201–217, 2000.
72. N. M. Alpert et al. The principal axes transformation: Amethod for image registration. J. Nucl. Med. 31:1717–1722, 1990.
73. R. P. Woods, S. R. Cherry, and J. C. Mazziotta.Rapid andautomated algorithm for aligning and reslicing PET images.J. Comput. Assist. Tomogr. 16:620–633, 1992.
74. R. P. Woods, J. C. Mazziotta, and S. R. Cherry.MRI-PETregistration with automated algorithm. J. Comput. Assist.Tomogr. 19(4):536–546, 1993.
75. P. A. Viola and W. M. Wells.Alignment by maximizationof mutual information.Proc. 5th International Conferenceof Computer Vision.16–23, 1995.
76. M. K. O'Connor et al. Comparison of four motion correctiontechniques in SPECT imaging of the heart: Acardiac phantom study. J. Nucl. Med. 39:2027–2034, 1998.
77. W. M. Wells et al. Multi-modal volume registration bymaximization of mutual information.Med. Image Anal.1:35–51, 1996.
78. F. Maes, D. Vandermeulen, and P. Suetens.Medical imageregistration using mutual information.Proc.IEEE.91(10):1699–1722, 2003.
79. B. Kim et al. Mutual information for automated unwarpingof rat brain autoradiographs. Neuroimage. 5:31–40,1997.
80. C. Studholme, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes.An overlapinvariant entropy measure of 3D medical image alignment.Pattern Recognit. 32:71–86, 1999.
81. J. P. Pluim, J. B. A. Maintz, and M. A. Viergever.Imageregistration by maximization of combined mutual informationand gradient information. IEEE Trans. Med.Imaging. 19:809–814, 2000.
82. A. Roche, G. Malandain, and N. Ayache. Unifying maximumlikelihood approaches in medical image registration.Int. J. Imaging Systems and Technology. 11:71–80, 2000.
83. C. Studholme. Measures of 3D Medical Image Alignment.Ph.D thesis.University of London, 1997.
84. Y. M. Zhu. Volume image registration by cross-entropyoptimization. IEEE Trans. Med. Imaging. 21(2):174–180,2002.

85. Y. He, A. B. Hamza, and H. Krim.A generalized divergencemeasure for robust image registration. IEEE Trans. Sig.Proc. 51:1211–1220, 2003.
86. J. P. Pluim, J. B. A. Maintz, and M. A. Viergever.F-Informationmeasures in medical image registration.IEEETrans.Med. Image Registration. 23(12):1508–1516, 2004.
87. H. Johnson and G. E. Christensen.Consistent landmarkand intensity-based image registration. IEEE Trans. Med.Imaging. 21(5):450–461, 2002.
88. P. Hellierand and C. Barillot.Coupling dense and landmark-based approaches for nonrigid registration.IEEETrans. Med. Imaging. 22(2):217–227, 2003.
89. T. Chanwimaluang, G. Fan, and S. R. Fransen.Hybridretinal image registration. IEEE Trans. Info. Tech. Biomed.10(1):129–142, 2006.
90. S. Kovacic and R. Bajcsy.Multiscale/multiresolutionrepresentation.In W. Toga (Ed.).Brain Warping.Academic Press.45–65, 1998.
91. P. The´venaz, U. E. Ruttimann, and M. Unser. A pyramidapproach to subpixel registration based on intensity.IEEE Trans. Image Proc. 7(1):1–15, 1998.
92. Y. Xie and G. E. Farin.Image registration using hierarchicalB-spline.IEEE Trans. Visualization and ComputerGraphics. 10(1):8594, 2004.
93. S. Periaswamy and H. Farid.Elastic registration in thepresence of intensity variations. IEEE Trans. Med. Imaging.22(7):865–874, 2003.
94. P. The´venaz, U. E. Ruttimann, and M. Unser.Iterativemulti-scale registration without landmarks. IEEE Int.Conf. Image Proc. 1995:228–231.
95. P. Brigger et al. Centered pyramids. IEEE Trans. ImageProc. 8(9):1254–1264, 1999.
96. G. Pajares and J. M. de la Cruz.A wavelet-based imagefusion tutorial.Pattern Recognit. 37:1855–1872, 2004.
97. S. Mallat. A theory of multiresolution signal decomposition:The wavelet representation. IEEE Trans. PatternAnal. Mach. Intell. PAMI-11:674–693, 1989.
98. E. P. Simoncelli et al. Shiftable multiscale transforms.IEEE Trans. Inform. Theory. 38:587–607, 1992.
99. J. Liang and T. W. Parks.A translation-invariant waveletrepresentation algorithm with applications. IEEE Trans.Sig. Proc. 44:225–232, 1996.
100. A. A. Cole-Rhodes et al. Multiresolution registration ofremote sensing imagery by optimization of mutual informationusing a stochastic gradient. IEEE Trans. ImageProc. 12(12):1495–1511, 2003.
101. D. Tsaiand and C. Chiang. Rotation-invariant patternmatching using wavelet decomposition.Pattern Recogn.Lett. 23:191–201, 2002.
102. Z. Xue, D. Shenand, and C. Davatzikos. Determiningcorrespondence in 3-D MR brain images using attributevectors as morphological signatures of voxels. IEEE Trans.Med. Imaging. 23(10):1276–1291, 2004.
103. J. You and P. Bhattacharya.A wavelet-based coarseto-Wne image matching scheme in a parallel virtualmachine environment. IEEE Trans. Image Proc. 9(9):1547–1559, 2000.
104. X. Wangand and D. Feng.An efficient wavelet-basedbiomedical registration for abdominal images. J. Nucl.Med. 46:P161p, 2005.
105. S. Gefen et al. Surface alignment of an elastic body usinga multiresolution wavelet representation.IEEE Trans.Biomed. Eng. 51(7):1230–1241, 2004.
106. D. W. Townsend, T. Beyer, and T. M. Blodgett. PET/CTscanners: A hardware approach to image fusion. Semin.Nucl. Med. 34(3):193–204, 2003.
107. D. Delbeke. Incremental value of imaging structure andfunction.In P. E. Valk et al. (Eds.). Positron EmissionTomography: Clinical Practice. Springer-Verlag, 17–26,2006.
108. T. Beyer et al. A combined PET/CT scanner for clinicaloncology. Eur. J. Nucl. Med. 41(8):1369–1379, 2000.
109. Y. Nakamoto et al. Accuracy of image fusion of normalupper abdominal organs visualized with PET/CT. Eur.J. Nucl. Med. Mol. Imaging. 30(4):597–602, 2003.
110. T. Beyer et al. Dual-modality PET/CT imaging: The effectof respiratory motion on combined image quality inclinical oncology. Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.30(4):588–596, 2003.
111. D. S ˇ kerl, B. Likar, and F. Pernusˇ. A protocol for evaluationof similarity measures for rigid registration. IEEETrans. Med. Imaging. 25(6):779–791, 2006.
112. G. P. Penny et al. A comparison of similarity measures foruse in 2D-3D medical image registration. IEEE Trans.Med. Imaging. 17(8):586–595, 1998.

113. J. A. Schnabel et al. Validation of nonrigid image registrationusing finite-element methods: Application tobreast MR images. IEEE Trans. Med. Imaging.22(2):238–247, 2003.
114. E. R. E. Denton et al. Comparison and evaluation of rigidand nonrigid registration of breast MR images. J. Comput.Assist. Tomogr. 23(5):800–805, 1999.
115. R. P. Woods et al. Automated image registration: I. Generalmethods and intrasubject, intramodality validation.J. Comput. Assist. Tomogr. 22:141–154, 1998.
116. E. R. E. Denton et al. The identification of cerebralvolume changes in treated growth hormone deficientpatients using serial 3-D MR image processing.J. Comput. Assist. Tomogr. 24(1):139–145, 2000.
117. G. E. Christensen and H. Johnson.Consistent imageregistration. IEEE Trans. Med. Imaging. 20:568–582, 2001.
118. H. S. Wang et al. Objective assessment of image registrationresults using statistical confidence intervals.IEEETrans.Nucl.Science. 48:106–110, 2001.
119. J. Tsao. Interpolation artifacts in multimodality imageregistration based on maximization of mutual information.IEEE Trans. Med. Imaging. 22(7):854–864, 2003.
120. D. Rueckert, A. F. Frangi, and J. A. Schnabel. Automaticconstruction of 3-D statistical deformation models of thebrain using nonrigid registration. IEEE Trans. Med.Imaging. 22(8):1014–1025, 2003.
121. A. W. Toga and P. M. Thompson.The role of imageregistration in brain mapping.Image and Vision ComputingJournal. 19:3–24, 2001.
122. P. J. Nestor, P. Scheltens, and J. R. Hodges.Advances inthe early detection of Alzheimer's disease. Nat. Rev.Neurosci. 5(Suppl):S34–S41, 2004.
123. N. C. Fox, P. A. Freeborough, and M. N. Rossor.Visualisationand quantification of rates of atrophy in AD.Lancet. 348:94–97, 1996.
124. N. C. Fox et al. Using serial registered brain magneticresonance imaging to measure disease progression inAlzheimer's disease: Power calculation and estimates ofsample size to detect treatment effects. Arch. Neurol.57:339–344, 2000.
125. W. R. Crum, R. I. Scahill, and N. C. Fox. Automatedhippocampal segmentation by regional fluid registrationof serial MRI: Validation and application in Alzheimer'sdisease. Neuroimage. 13:847–55, 2001.
126. W. R. Crum, T. Hartkens, and D. L. G. Hill. Non-rigidimage registration: Theory and practice. Br. J. Radiol.77:S140–S153, 2004.
127. R. I. Scahill et al. A longitudinal study of brain volumechanges in normal aging using serial registered magneticresonance imaging. Arch. Neurol. 60(7):989–994, 2003.
128. G. B. Frisoni et al. Detection of grey matter loss in mildAlzheimer's disease with voile based morphometry.J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr. 73:657–64, 2002.
129. G. B. Frisoni and P. Massimo.Multiple sclerosis andAlzheimer's disease through the looking glass of MRimaging. Am. J. Neuroradiol. 26:2488–2491, 2005.
130. G. E. Busatto et al. A voxel-based morphometry study oftemporal lobe gray matter reductions in Alzheimer'sdisease.Neurobiol.Aging. 24:221–231, 2003.
131. K. Ishii et al. Voxel-based morphometric comparisonbetween early- and late-onset mild Alzheimer's diseaseand assessment of diagnostic performance of z-scoreimages. Am. J. Neuroradiol. 26:333–340, 2005.
132. P. M. Thompson et al. Mathematical/computational challengesin creating deformable and probabilistic atlases ofthe human brain. Hum. Brain Mapp. 9:81–92, 2000.
133. P. M. Thompson et al. Detecting dynamic (4D) profilesof degenerative rates in AD patients, using tensormapping and a population-based brain atlas. Proc. Soc.Neurosci.
134. P. M. Thompson et al. Cortical change in Alzheimer'sdisease detected with a disease-based atlas. CerebralCortex. 11:1–16, 2001.
135. P. M. Thompson et al. Structural abnormalities in thebrains of human subjects who use methamphetamine.J. Neurosci. 24(26):6028–6036, 2004.
136. A. W. Toga and P. M. Thompson.Temporal dynamics ofbrain anatomy.Annu.Rev.Biomed. Eng. 5:119–145, 2003.
137. W. E. L. Grimson. Medical applications of image understanding.IEEE Expert.18–28, 1995.
138. M. J. Clarkson et al. Registration of multiple video imagesto preoperative CT for image-guided surgery.InK. M. Hanson (Ed.). Proceedings of SPIE: Medical Imaging1999: Image Processing. 3661:14–23, 1999.

139. A. Raabe et al. Laser surface scanning for patientregistration in intracranial image-guided surgery. Neurosurgery.50(4):797–803, 2002.
140. M. Audette et al. An integrated range-sensing, segmentationand registration framework for the characterization of intra-surgical brain deformations in image-guidedsurgery.Comput. Vis. Image Underst. 89:226–251,2003.
141. J. G. Rosenman et al. Image registration: An essential partof radiation therapy treatment planning. Int. J. Radiat.Oncol. Biol. Phys. 40(1):197–205, 1998.
142. C. Scarfone et al. Prospective feasibility trial of radiotherapytarget definition for head and neck cancer using3-dimensional PET and CT imaging. J. Nucl. Med.45(4):543–552, 2004.
143. American Heart Association. Heart and Stroke StatisticalUpdate, 2006. http://www.american heart.org
144. A. F. Frangi et al. Automatic construction of multipleobjectthree-dimensional statistical shape models: Applicationto cardiac modeling. IEEE Trans. Med. Imaging.21(9):1151–1166, 2002.
145. K. S. Rhode et al. A system for real-time XMR guidedcardiovascular intervention. IEEE Trans. Med. Imaging.24(11):1428–1440, 2005.
146. M. Sermesant et al. Simulation of cardiac pathologiesusing an electromechanical biventricular model andXMR interventional imaging.Med. Image Anal.9:467–480, 2005.
147. K. McLeish et al. A study of motion and deformation ofthe heart due to respiration. IEEE Trans. Med. Imaging.21(9):1142–1150, 2002.
148. D. Rueckert et al. Non-rigid registration of breast MRimages using mutual information. MICCAI '98 lecturenotes in computer science. Cambridge. 1144–1152, 1998.
149. T. Bruckner. Comparison of rigid and elastic matching ofdynamic magnetic resonance mammographic images bymutual information. Med. Phys. 27(10):2456–2461, 2000.
150. Y. Guo et al. Breast image registration techniques: Asurvey. Med. Bio. Eng. Comput. 44:15–26, 2006.
151. M. D. Seemann. Whole-body PET/MRI: The futurein oncological imaging. Technol. Cancer Res. Treat.4(5):577–582, 2005.
152. R. Shekhar et al. Automated 3-dimensional elastic registrationof whole-body PET and CT from separate orcombined scanners. J. Nucl. Med. 46(9):1488–1496, 2005.
153. P. Slomka et al. Automated 3-dimensional registration ofstandalone F-FDG whole-body PET with CT. J. Nucl.Med. 44(7):1156–1166, 2003.
154. Y. Nakamoto et al. Accuracy of image fusion using aWxation device for whole-body cancer staging. Am.J. Roentgenol. 184:1960–1966, 2005

Orthomal.com

obeikandl.com

الفصل التاسع

تصور البيانات وعرضها

Data Visualization And Display

Dr. Jinman Kim

Dr. Tom WeidongCai

Prof. Michael Fulham

Dr. Stefan Eberl

Prof. David Dagan Feng

د. جينمان كيم

د. توم ويدونج كاي

بروفسير مايكل فلهم

د. ستيفن إبرل

بروفسير ديفيد داجن فنج

(٩،١) مقدمة **٤١٤**

(٩،٢) طرق التصور الثنائية الأبعاد **٤١٦**

(٩،٢،١) إعادة التشكيل المتعدد المستوى

(٩،٢،٢) المقاطع المائلة والمنحنية

(٩،٣) طرق التصور الثلاثي الأبعاد **٤١٨**

(٩،٣،١) الطلاء السطحي

(٩،٣،٢) الطلاء الحجمي المباشر

(٩،٣،٣) الطلاء المعتمد على النسيج

(٩،٣،٤) الطلاء الحجمي المتعدد المتغيرات

(٩،٤) واجهة الملاحة الحجمية **٤٢٢**

(٩،٤،١) الملاحة الحجمية الثلاثية الأبعاد

(٩،٤،٢) أجهزة الإدخال

obeikandl.com

(٩،٥) التعزيز الحجمي والمعالجة ٤٢٥
(٩،٥،١) التجزئ في التصور
(٩،٥،٢) مواصفات دالة العبور
(٩،٥،٣) دوال العبور المساحية
(٩،٦) تصور وأمثلة البيانات الكبيرة ٤٢٨
(٩،٦،١) التحديدية المتعددة
(٩،٦،٢) تخطي الفراغ الفاضي
(٩،٦،٣) الإنهاء المبكر للشعاع
(٩،٦،٤) الطلاء المتوازي.
(٩،٧) النمط المزدوج للتصور، المسح المقطعي بالانبعاث البوزيتروني، المسح المقطعي الحسابي..... ٤٣١
(٩،٧،١) دوال العبور المزدوجة
(٩،٧،٢) دالة العبور المساحية
(٩،٧،٣) التجزئ التفاعلي والتبديل الحجمي في المسح المقطعي بأشعة البوزيترون مع المسح المقطعي بالحاسب
(٩،٨) أجهزة عرض البيانات ٤٣٥
(٩،٨،١) التصوير المجسم
(٩،٨،٢) إسقاط العمق
(٩،٩) تطبيقات التصور الطبي ٤٣٧
(٩،١٠) ملخص ٤٤٠
(٩،١١) تمارين ٤٤٠
(٩،١٢) المراجع ٤٤١

(٩،١) مقدمة

نشرح في هذا الفصل طرق تصور وعرض البيانات للصور الطبية المتعددة الأبعاد.لقد مكن التقدم في التصوير الطبي لرقمي من التصور غير المسبوق لهيكل ووظيفة وأمراض الجسم البشري. يمكن اكتساب هذه الصور في العديد من الأبعاد وبأنماط متعددة، بما في ذلك التصوير بالرنين المغناطيسي MRI، والمسح المقطعي بالانبعاث البوزيتروني المزدوج مع المسح المقطعي بالحاسب PET/CT. لقد قدمت هذه الطرق الجديدة أيضا تحديات هامة وخطيرة للتصور الفعال [1-3]. على التوازي مع التقدم في عمليات اكتساب الصورة، فإن طرق تصور وعرض هذه البيانات قد مرت

obeikandi.com

أيضا بتقدم وتحديات سريعة. لقد تم تقديم الـ PET/CT في عام ٢٠٠٠ عن طريق ربط ماسح الـ PET مع جيل مبكر من ماسحات الـ CT اللولبية، ولكن على مدى خمس سنوات ظهر الـ PET/CT ذو ٦٤ شريحة المرتبط مع ماسح PET يتمتع بتحديدية وحساسية أفضل كثيرا عن جهاز عام ٢٠٠٠. التحدي الأساسي الآن هو وضع هذه الكمية الضخمة من بيانات الصور في شكل يمكن رؤيته واستخدامه وتفسيره. لحسن الحظ، فقد كان هناك تقدم هائل في تصور البيانات الطبية الحجمية الثلاثية الأبعاد، وعامة فإن هذا يرجع إلى القابلية للتفاعل والتنقل خلال بيانات الصورة في العرض الحجمي الثلاثي الأبعاد الحقيقي. يتم تشكيل هذه العروض الحجمية من شرائح صور ثنائية الأبعاد يتم اكتسابها على نماذج منتظمة (مثلا شريحة كل واحد ميلليمتر) مع عمل شبكة حجمية. لقد كانت الإمكانات السريعة في تحسين التصور ثلاثي الأبعاد سبباً في جعل هذه الطريقة جذابة في تطبيقات التصوير، بما في ذلك هذه التطبيقات في الجراحات الموجهة بالصور IGS، والعلاج بالأشعة، والتشخيص المساعد بالحاسب computer aided diagnosis, [1,4-11].

باستخدام تقنيات التصور الحالية، أصبح من الممكن إجراء تصور فعال في الزمن الحقيقي للأحجام المتعددة الأبعاد باستخدام أجهزة رخيصة الثمن بدلا من تقييدها على وحدات التشغيل الحديثة الغالية الثمن [12, 13]. لقد كان هذا التقدم في التصور مصحوبا بتطورات وتحسينات في أجهزة العرض والتحكم في الدخل. في وحدات التشغيل التشخيصية الحالية، أصبح من الطبيعي أن نجد العديد من شاشات العرض ذات البللورة السائلة liquid crystal display, LCD لتصور بيانات التصوير في مناظر ثنائية وثلاثية الأبعاد. إن أجهزة العرض المتخصصة مثل الشاشات المجسمة قد فعلت طرقا جديدة للتصور والتفاعل مع البيانات الطبية، وأنظمة التخيل الحقيقي virtual reality, VR، وأصبحت قادرة على تحقيق صورة حقيقية بجانب التحكم العالي والفعال في عملية التصور [2, 14].لتوفير التحكم التنقلي الفعال والمريح للتصور ثلاثي الأبعاد، فقد تم تقديم أجهزة إدخال جديدة مصممة للتحكم في التصور ثلاثي الأبعاد [15,17]. لقد أصبح التصور الطبي والعرض المناسب، بمعرفة الكمية الكبيرة من البيانات، إلزامياً الآن للتأكد من التشخيص الدقيق. وفوق ذلك، فإن الخوارزميات التصورية الجديدة والمبتكرة أصبحت الآن ضرورية من أجل التغلب على الزيادة في أبعاد الصورة التي تجعل طرق العرض العادية غير فعالة.

يصف هذا الفصل طرق التصور والعرض للصور الطبية المتعددة الأبعاد. يشرح الجزء (٩,٢) طرق التصور الثنائية الأبعاد والتي تشتمل على إعادة التشكيل المتعدد المستوى والتجزئ المنحرف/المنحني. يعقب ذلك جزء عن طرق الطلاء الحجمي (المعتمد على السطح، والمباشر، والطلاء المعتمد على النسيج) للبيانات الحجمية الثلاثية الأبعاد وللبيانات المتعددة المتغيرات (أكبر من الأبعاد الثلاثة، بمعنى التغير الزمني، والتتابع الديناميكي). يقدم الجزء (٩,٤) طرقا وأجهزة تستخدم للتنقل خلال البيانات الحجمية، وبعد ذلك يتم شرح التحسينات في التصور الحجمي

في الجزء (٩,٥)، ويعقبه طرق أمثلة التصور (الطرق البرمجية والأجهزة) في الجزء (٩,٦).في الجزء (٩,٧) سيتم تقديم دراسة عن حالة تصور ثنائي النمط PET/CTالذي يبين كيفية المهايئة للاستخدام مع البيانات الطبية لتحسين التشخيص وفهم الصورة. أجهزة وطرق العرض يتم تقديمها في الجزء (٩,٨)، والذي يعقبه ملخصا عن مشروعات تصور البيانات الطبية الحديثة في الجزء (٩,٩). ملخص هذا الفصل تم تقديمه في الجزء (٩,١٠).

(٩،٢) طرق التصور الثنائية الأبعاد

تستخدم الطرق العادية للتصور الحجمي للصور الطبية المساقط التاجية أو العمودية، مع العديد من الصور المرئية في المونتاج (على هيئة صور مركبة) أو على شكل شريحة بشريحة. مع زيادة التحسينات على التحديدية في أجهزة التصوير والكمية الهائلة من البيانات المتولدة، فقد أصبح من الصعب الآن الاعتماد على الطرق السابقة في تحليل الصور. لذلك؛ فقد أدى ذلك إلى تطوير الطرق الثنائية البعد لتصور الصور الطبية، مثل التشريح (عمل شرائح) الحجمي، وإعادة التشكيل المتعدد المستوى، والتقسيم المنحني، والتي تكون مساقط أو مناظر مكملة للمناظر الثنائية الأبعاد.

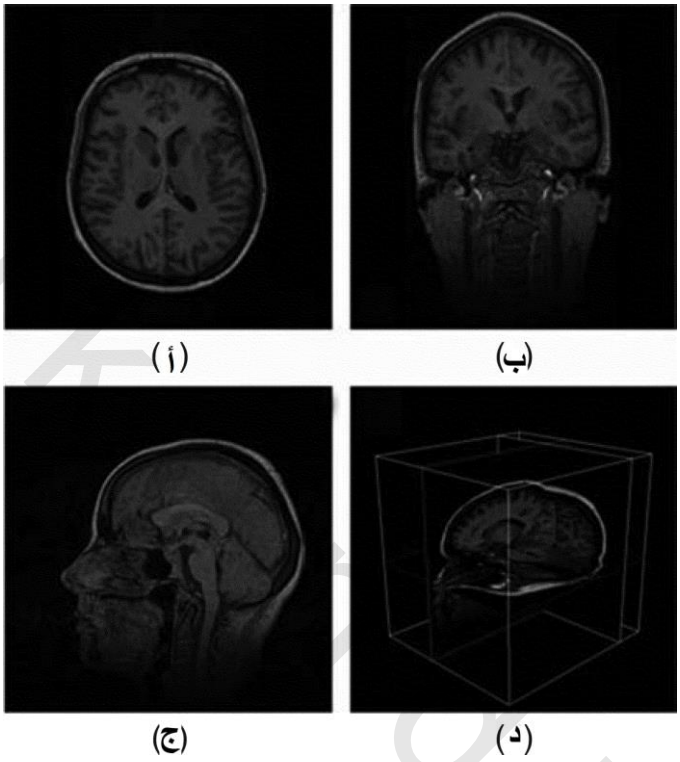
(٩،٢،١) إعادة التشكيل المتعدد المستوى

تسمح البيانات الحجمية للفوكسيل في الحجم أن يعاد تشكيلها إلى اتجاهات متعامدة مختلفة،وهى، العمودية، والسهمية الشكل، والتاجية. يتم عرض هذه المساقط أو المناظر المتعامدة في العادة تزامنيا كما هو موضح في الشكل رقم (٩,١)، مطبقا على مثال مجموعة بيانات الرنين المغناطيسي MR للمخ [18]. توفر الصور المتعددة المستوى وسيلة فعالة لتصور البيانات الحجمية مع التحكم التفاعلي وتعتبر هى التجهيز التلقائي للتصور في العديد من تطبيقات التشخيص [5,12,19].يمكن عن طريق عرض الثلاثة مساقط أو المناظر المتعامدة، الملاحظة السريعة للبيانات الحجمية. يمكن التنقل خلال هذه المساقط باستخدام طريقة "النقر والسحب" في التعامل مع مكان المراقبة خلال واحد من هذه المساقط الحجمية، مسبباً إعادة تشكيل للمساقط الأخرى تبعا للموضع الجديد للنقطة. يعتبر التقسيم المتعدد المستوى كما هو موضح في الشكل رقم (٩,١د) طريقة أخرى شائعة للنظر أو عرض الصور المتعددة المستوى، وتصور الثلاثة مساقط مكدسة كل واحد منها عموديا على الآخر وبالتالي الحصول على تصور ثلاثي الأبعاد.

(٩،٢،٢) المقاطع المائلة والمنحنية

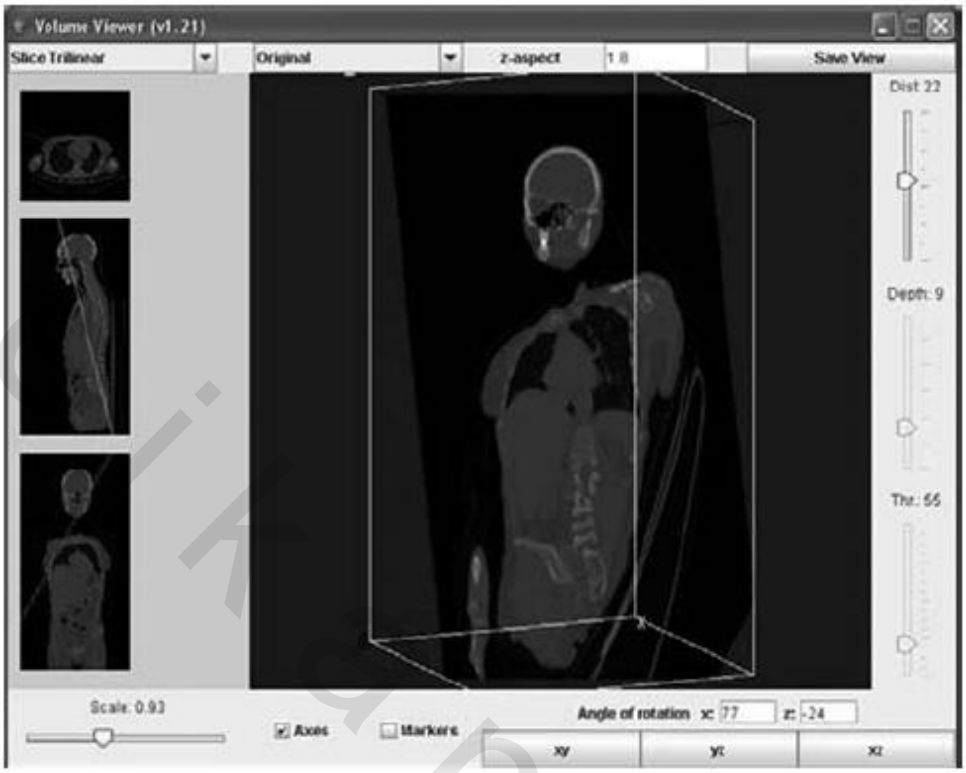
في التطبيقات الإكلينيكية أو العلاجية المختلفة، ليس من الضروري أن يكون المسقط الثنائي الأبعاد واقعا على التوازي مع الاتجاهات المتعامدة للصورة الحجمية الثلاثية الأبعاد، كما حدث في إعادة التشكيل المتعدد

المستوى.في بعض الأحيان يكون من الضروري أخذ مساقط أو مقاطع عند زوايا اختيارية عبر الحجم. المقاطع المنحرفة، تعرف أيضا بالتشريح (عمل شرائح) الحجمي، تعتبر طريقة لقطع الحجم في أى اتجاه يمكن اختياره أو تصوره عن طريق مستوى قطع يحدد عن طريق المستخدم [20].



الشكل (٩،١) مساقط إعادة التشكيل المتعددة المستوى لصورة MR للمخ. (أ) العمودى. (ب) التاجى. (ج) السهمى. المقاطع المتعددة المستوى الموضحة فى (د) تكون نتيجة تكديس صور مع بعضها.

إن هذا يمنح المستخدم القدرة على تخيل أو وصف الهيكل الداخلي للحجم عن طريق إزالة بعض الأجزاء الاختيارية التي قد تحجز أو تخفي الحجم المهم volume of interest VOI الأساسي. الشكل رقم (٩.٢) يوضح مثالا على المقاطع المائلة، والتي توضح إزالة الأجزاء الغالقة أو الحاجزة من الـ CT لكل حجم الجسم. بدلا من استخدام المقاطع (أسطح القطع) المستوية، كما في التقطيع المائل، فإن المقاطع المنحنية تسير عبر مسار اختياري على أى صورة عمودية لتكوين صورة معينة. يتم حساب الفوكسلات على مستوى القطع بعد ذلك بطريقة أساسية عن طريق الاستيفاء أو عملية إعادة لأخذ العينات مثل الاستيفاء الثلاثي الخطية أو الجار الأقرب [21]. طريقة أخرى ثبت أنها تعطي اختياراً جيداً للبيانات المرئية وهى الوضع وإعادة التحجيم لصندوق القص المكعب، والتي تقوم بتغليف الحجم بحيث تكون البيانات الحجمية الواقعة داخل هذا الصندوق هى فقط المرئية.

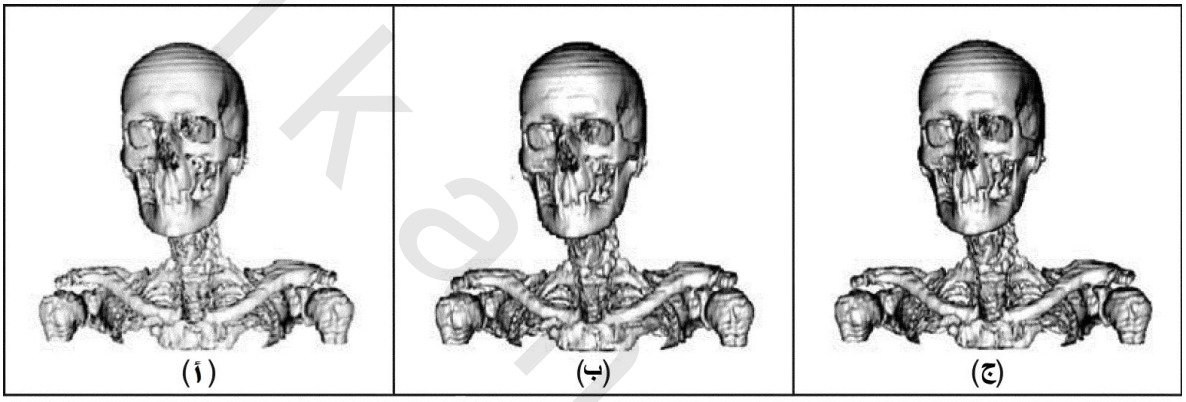


الشكل رقم (٩،٢) التقطيع المائل مطبقا على مجموعة بيانات ال CT لكل الجسم باستخدام برنامج [22] imagJ مع العارض الحجمى Volume Viewer [23]. الصور المصغرة على اليسار تبين مستويات القطع مطبقة عند مساقط متعامدة مختلفة، والحجم الثلاثى البعد الناتج يكون فى المركز. لقد تم استخدام الاستيفاء الثلاثى الخطية لطلاء الصور الحجمية.

(٩،٣) طرق التصور الثلاثي الأبعاد

في التصور الثلاثي الأبعاد للبيانات الطبية، هناك أربع طرق شائعة يمكن استخدامها لتعظيم المعلومات المرئية التي يمكن الحصول عليها من البيانات الطبية المختلفة الأنواع. هذه الطرق التصورية هى: الطلاء السطحي، الطلاء الحجمي المباشر، والطلاء الحجمي المعتمد على النسيج، والطلاء المتعدد المتغيرات، يمكن استخدامها مستقلة أو بصورة مرتبطة. الطرق الثلاث الأولى للتصور تتعامل مع طرق مختلفة لطلاء البيانات، وكل طريقة يكون لها مميزاتها وعيوبها. الشكل رقم (٩،٣) يقارن هذه الطرق الثلاث في طلاء الهيكل العظمي من المسح المقطعيCT. لقد تم تنفيذ الطلاء باستخدام المكعبات السيارة [24]، والطلاء الحجمي المباشر، والطلاء الحجمي المعتمد على النسيج، وكلها

متاحة من خلال أداة التصور (برنامج) visualization tool kit VTK[25]. لقد تم تطبيق معاملات مناسبة في كل هذه الطرق الطلائية لاختيار الهيكل العظمي.في هذا الشكل تظهر الثلاث طرق الطلائية متساوية في جودة الرؤية، وعلى الرغم من ذلك فإن طريقة المكعبات السيارة (انظر الجزء التالي) تقوم فقط بطلاء الأشكال التقريبية للعظام (عن طريق حساب أسطح متعدد الأضلاع من الفوكسيل)، بينما تقوم الطرق الأخرى بطلاء كل فوكسيل تنتمي إلى العظام. بالنسبة للطلاء المتعدد المتغيرات، فإن هذه الطرق تستخدم جنبا إلى جنب مع طرق أخرى لتصور البيانات والتي تكون في حالات متعددة، مثل البيانات الديناميكية والمتغيرة زمنياً. الفروق بين طرق الطلاء المختلفة سيتم شرحها بتفاصيل أكثر في الأجزاء التالية.



الشكل (٩،٣) طلاء الهياكل العظمية من مجموعات بيانات ال CT باستخدام ثلاثة خوارزميات مختلفة للطلاء: (أ) الطلاء السطحي، و (ب) الطلاء الحجمي المباشر، و (ج) الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج.

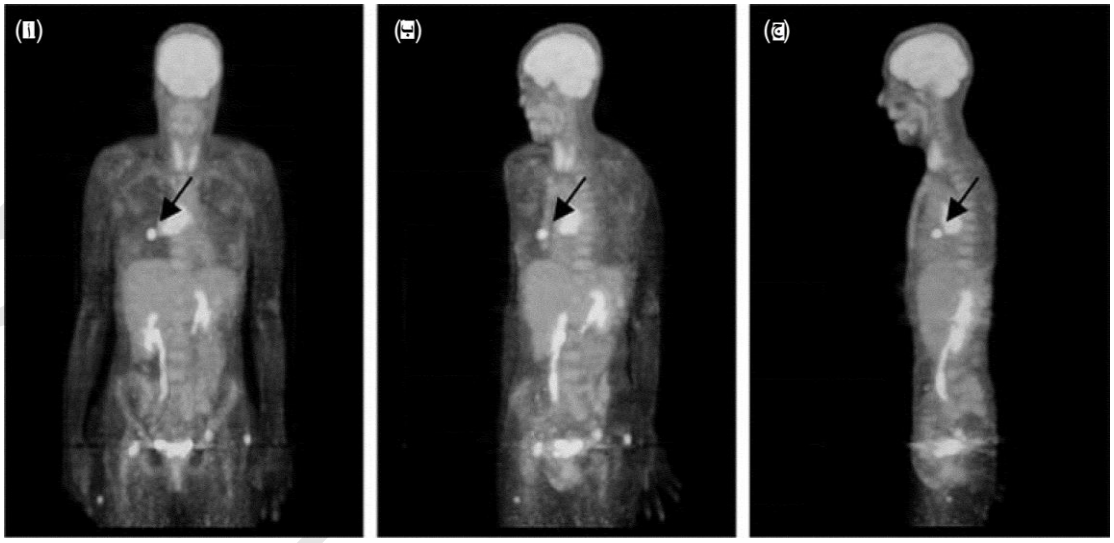
(٩،٣،١) الطلاء السطحي

تعتمد طريقة الطلاء السطحي على بناء محيط هندسي يمثل السطح المحدد عن طريق تجزئ حجم الصورة. يتم بعد ذلك استخلاص محيطات الأحجام المجزئة باستخدام طرق القرمدة [21, 24, 26, 27]، والتي تقوم بتوليد أسطح متعددة الأضلاع تمثل الهيكل. واحد من الخوارزميات المعروفة جيدا في القرمدة هو خوارزيم الأسطح السيارة [24]، والذي يعمل عن طريق توليد تعبيرات مثلثية للسطح وقد أنتجت العديد من طرق الأمثلة والتغيرات للعديد من التطبيقات المختلفة.الجاذبية الأساسية للطلاء السطحي هي قابليته للنفاذ في التقدمات في أجهزة الرسم الحديثة، والتي تم تصميمها خصيصا لمعالجة الأعداد الكبيرة من متعددات الأضلاع، محققا المقدرة على الطلاء الحجمي في الزمن الحقيقي. بالإضافة لذلك، فإنه يمكن تطبيق نماذج الإضاءة والظل على هذه الأسطح (مثلا تظليل فونج Phong، و وتظليل Gouraud[28, 29]) والذي يساعد في عمق الفهم وإظهار الحقيقة العامة للحجم.

في العادة تتطلب طرق الطلاء السطحي تجزئ حجم الصورة لتحديد الهياكل المطلوب طلاؤها. العيب الأساسي في الطلاء السطحي هو عملية التجزئ الابتدائية، نتيجة التعقيد في التخطيط الدقيق وحساب الهيكل. هناك العديد من طرق التجزئ المتاحة التي تم أمثلتها لأنماط التصوير المنفردة، وعلى الرغم من ذلك، فإن التعرف الدقيق والتخطيط للهياكل المنفردة في أى صورة تكون غالبا محدودة على الأوساط المحكومة [2, 30, 31]. نتيجة الاعتماد على نتائج التجزئ، فإنه بمجرد استكمال المعالجة الأولية، ستكون عملية تعديل المعاملات التي تولد الأسطح عملية غير ذات كفاءة حسابية.هناك تقييد آخر للطلاء السطحي وهو أن السطح فقط هو الذي يتم طلاؤه، وبالتالي فإن المعلومات المهمة عن الهياكل والأمراض داخل سطح العضو الذي يتم طلاؤه قد يتم فقدها.

(٩،٣،٢) الطلاء الحجمي المباشر

تقوم طريقة الحجم المباشر بطلاء كل فوكسيل في الصورة وبالتالي فإنها تختلف عن الطلاء السطحيفي أنها لا تحتاج للاستخلاص السطحي لبيانات الصورة المطلوب تخيلها أو تصورها. إن طلاء كل فوكسيل يسمح بالهيكلة الطبيعية للشكل الهندسي والتعبير عن بيانات الحجم بالكامل. على الرغم من ذلك فإنه نتيجة الحسابات المطلوبة لكل فوكسيل، يكون الطلاء الحجمي المباشر مكلفاً حسابياً. أداء الطلاء الحجمي المباشر في الزمن الحقيقي يكون ممكنا فقط عن طريق استخدام أجهزة الرسم العادية من خلال استخدام طرق أمثلة خاصة للطلاء. يغطي الجزء ٩.٦ الأداء الأمثل لتصور الطلاء الحجمي.من أكثر الطرق استخداما للطلاء الحجمي المباشر للبيانات الطبية تكون من خلال سكب الشعاع (وتعرف أيضا بالتتبع الشعاعي) [3, 20, 32]، والتي يكون أساسها هو سكب أو صب الأشعة بدأ من عين المستخدم ومن خلال كل فوكسيل في الصورة. إنها تشتمل على أخذ العينات، والترشيح، والإضاءة، وتراكم ألوان الفوكسيل وإظلامها مع مرور الشعاع خلال الحجم. هناك طريقة سريعة حسابيا من طرق صب أو سكب الأشعة وهى طريقة إسقاط الشدة العظمى maximum intensity projection MIP، والتي لها العديد من التطبيقات الإكلينيكية [33-35]. تعمل طريقة الـ MIP عن طريق إسقاط الفوكسيل ذات الشدة العظمى التي تقع في مسار الشعاع. على الرغم من الكفاءة الحسابية لهذه الطريقة، إلا أنها تكون محدودة في عرض العمق والاتجاه، حيث إن الـ MIP لأى حجم لا يفرق بين اليسار واليمين أو الأمام والخلف.من أجل تعزيز الإحساس بالأبعاد الثلاثة مع الـ MIP، فإنه يتم في العادة توليد رسوما متحركة والتي تتكون في العادة من طلاء MIP مع دوران في زوايا الرؤية، مما يساعد في الإحساس بالحجم الثلاثي الأبعاد. الشكل رقم (٩.٤) يبين مثالا على إجراء MIPلبيانات الـ PETلكل الجسم، مع اختيار التتابعات الإطارية التي تستخدم لتحريك الحجم. من طرق الطلاء الحجمي الأخرى المفضلة في التطبيقات الطبية طريقة التنبيه splatting [36] وطريقة الفص المفتول shear warp[37, 38]، المصممة لتحسين كفاءة الطلاء على حساب جودة الرؤية.



الشكل رقم (٩،٤) تتابع من طلاء بيانات ال PET الحجمية. (أ) النظرة التاجية. (ب) ٤٥ درجة على اليسار من (أ). (ج) ٩٠ درجة على اليسار من (أ). تحقق الرسوم المتحركة للإطارات عند زوايا مختلفة استقبالا محسنا للبيانات الثلاثية الأبعاد. هذه البيانات المحددة قد فعلت التحديد الواضح للورم باستخدام الطلاء الحجمى MIP(النقطة اللامعة موضحة عن طريق السهم).

(٩،٣،٣) الطلاء المعتمد على النسيج

إن التقدم في التقنيات الاستهلاكية قد أنتج تطوراً في الكروت الرسومية التي تكون فعالة في قدرتها على النقل النسيجي. إن النقل النسيجي هو عملية تطبيق الصور كنسيج على الأهداف الهندسية، ولقد تم استخدام هذه الصفة المميزة في تصور البيانات الطبية مع القدرة التفاعلية في الزمن الحقيقي باستخدام الأجهزة الاستهلاكية قليلة التكلفة [20, 39-41]. يعتمد المفهوم الأساسي للطلاء الحجمي المعتمد على النسيج على توليد مستويات متوازية من خلال أعمدة البيانات الحجمية، في الاتجاه الأكثر تعامداً مع خط رؤية المستخدم. يعتمد عدد المستويات التي سيتم توليدها على معدل أخذ العينات (العيننة)، حيث المعدلات العالية تقابل جودة رؤية أفضل.في الوضع المثالي، يتم فرض أن معدل أخذ العينات يكون متناسبا مع أبعاد الفوكسيل التي يراد طلاؤها. بعد ذلك يتم تحويل المستويات المتوازية إلى كثيرات أضلاع تحول هى الأخرى نسيجياً باستخدام محاور نسيجية مناسبة ثلاثية الأبعاد[40] والتي يتم استنتاجها من البيانات الحجمية ويتم بعد ذلك رسمها في تتابع من الخلف إلى الأمام مع خلط ألوان الفوكسيل بحيث يتم الحصول على صورة ناعمة أو ملساء. يعطي الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج صورا تكون متقاربة في جودتها مع الطلاء الحجمي المباشر، بعيدا عن الفروق الواضحة أثناء التعامل مع الحجم، مثل الدوران [3]. لقد أصبح الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج هو الاختيار الأكثر شيوعا في الكثير من تطبيقات تصور البيانات الطبية [32, 39, 40, 42, 43] نتيجة جودة الصورة الناتجة منه وكفاءته الحسابية.

(٩،٣،٤) الطلاء الحجمي المتعدد المتغيرات

تتطلب العديد من التطبيقات في مجال التصور الطبي خروجاً مرئياً للبيانات يحتوي على العديد من القيم غير الموجهة عند كل نقطة عينة (فوكسيل) [46-44 ,1]. مثل هذه البيانات يشار إليها دائما على أنها بيانات متعددة المتغيرات ويمكنها أن تأتي من العديد من التطبيقات، مثلا،البيانات المتعددة الأحجام (المزدوجة النمط PET/CT) والبيانات المتغيرة زمنياً (الفوق صوتية، وتصور التدفق).في التصور المتعدد الأحجام، يتم دمج اثنتين أو أكثر من مجموعات البيانات المتاكملة ثم طلاؤها حجمياً. إن دمج هذه البيانات من الممكن أن يكون على صورة (١) تراكب الحجم، أو تداخل حجم معين مع حجم آخر، أو (٢) الخلط المتداخل للبيانات، أو حساب قيمة جديدة للفوكسيل تبعا لقيمتين أو أكثر من نفس العينة. كمثال على الخلط المتداخل للبيانات من بيانات صور طبية مزدوجة النمط سيتم شرحها في الجزء ٩.٧.في العادة، يتم استخدام البيانات المتغيرة زمنيا في التطبيقات الطبية لتصور القيم الغير متجهة المتغيرة لهدف مختار على مدار فترة زمنية محددة. لقد قدم Tory et al [47] أشكالا منقوشة، أشكالا لرأس سهم متحركة تمثل الخواص غير المتجهة (الامتصاص ودرجة الحرارة) بالنسبة للزمن. لقد تم استخدام هذه النقوش بمهارة لتصور MRI ثلاثية الأبعاد متغيرة زمنيا لتحليل المرض. لقد قدم كل من Thune and Olstad [48] صورا متحركة لصور فوق صوتية رباعية الأبعاد (ثلاثة أبعاد مساحية وبعدا زمنيا) عن طريق الطلاء الحجمي المباشر.

(٩،٤) واجهة الملاحة الحجمية

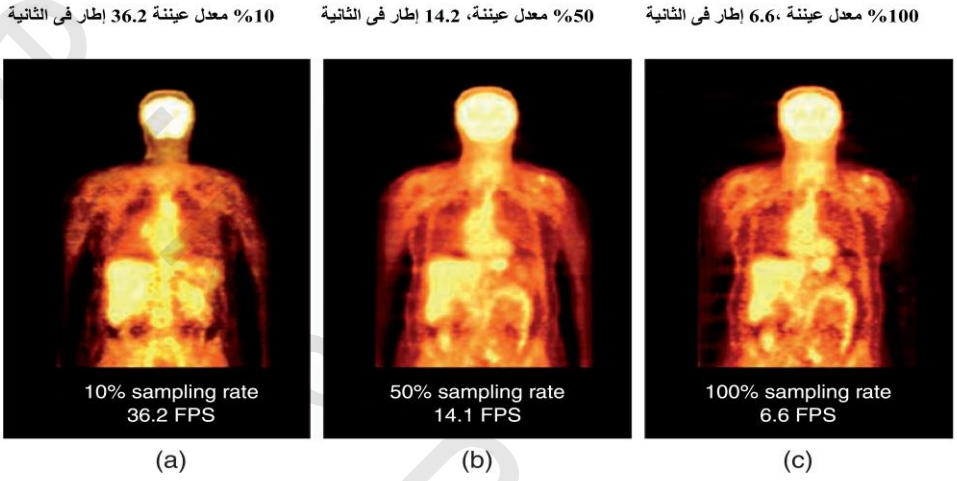
لقد قدمنا في الجزء (٩.٢) طرقا ثنائية الأبعاد للملاحة في البيانات ثلاثية الأبعاد من خلال استخدام مؤشر في بعدين (المحور x والمحور y).في الأبعاد الثلاثة، تعتمد الملاحة على حركة الحجم مع إضافة المحور z. تتطلب البيانات ذات الأبعاد الأكثر من ذلك، مثل البيانات المتعددة المتغيرات، خواص تفاعلية إضافية وأجهزة إدخال للتحكم الكفء. يركز هذا الجزء على الطرق العامة للملاحة خلال البيانات الحجمية التي تم طلاؤها.

(٩،٤،١) الملاحة الحجمية الثلاثية الأبعاد

الطرق العادية للملاحة التفاعلية للطلاء الحجمي تتكون من التدريج، والدوران، والتنقل خلال النظام المحوري الثلاثي الأبعاد. لتحسين الأداء الطلائي أثناء الملاحة التفاعلية فإنه يمكن تخفيض معدل أخذ العينات الحجمية وذلك لتسريع المقدرة الطلائية [7, 39, 41]. بمجرد استكمال التفاعل، فإنه يمكن إعادة وضع معدل العينات إلى قيمته الأصلية.إن أتمتة تغيير معدل العينات عن طريق الاستماع إلى التغيرات في تفاعل الفأرة أو الماوس يسمح بالتعديل التقدمي أثناء الطلاء الحجمي التفاعلي. هذه الخاصية تكون مهمة خاصة أثناء طلاء الأحجام الكبيرة من البيانات. الشكل رقم (٩.٥) يبين مقارنة لأداء الطلاء المعتمد على النسيج بالنسبة لتغيير معدل أخذ العينات.

openkandi.com

بالنسبة للبيانات الرباعية الأبعاد أو الأكثر بعدية من ذلك، مثل الطلاء الحجمي المتغير زمنياً أو متعدد الأنماط، فإن هناك تعقيدات أخرى يتم إضافتها للملاحة الحجمية. بالنسبة للطلاء المتغير زمنيا، فإنه في العادة يتم تحريك رسومات الأحجام باستخدام أزرار تحكم مشابهة للمستخدمة في تشغيل الفيديو [5]. مثل هذه الأزرار يمكن استخدامها مع الملاحة الثلاثية الأبعاد، وهذا المفهوم قد وجد استخدامات كثيرة في تطبيقات التصور الطبي مثل هذه المستخدمة في التنظير التخيلي[49, 50]، التي تتطلب الحركة في كل الأبعاد الثلاثة بالإضافة إلى البعد الزمني.



الشكل رقم (٩،٥) معدلات مختلفة لأخذ العينات مطبقة على بيانات ال PET من كل الجسم باستخدام الطلاء الحجمى المعتمد على النسيج. إن أقل معدل عينات يصاحبه أضعف جودة بصرية، مع الفقد الواضح للتفاصيل فى طلاء الهياكل الداخلية للأعضاء. مع زيادة معدل العينات تزداد جودة الطلاء. مع ذلك، هناك نقص فى معدل الإطارات فى الثانية frames per second fps عندما يتفاعل الحجم (مع الدوران حول كل المحاور).لرؤية تفاصيل أكثر لهذا الشكل،يمكنك زيارة الموقع :
http://books.elsevier.com/companions/9780123735836..

(٩،٤،٢) أجهزة الإدخال

عند تصميم برمجيات تصور البيانات الطبية، نتيجة التعقيد في الملاحة الحجمية، فإنه يكون في العادة من المفيد تكييف أو تهيئة أجهزة الإدخال. لقد قدم Rosset et al [12] استخداماً لعجلات القفز jog wheels، والتي تم استخدامها في صناعة الفيديو والأفلام؛ وبالتالي يحقق المقدرة على التحكم في الأبعاد المختلفة بكفاءة أكثر عن الطرق العادية، مثل فأرة الحاسب. هناك أجهزة إدخال بديلة متاحة يمكن استخدامها لتعويض أو استكمال عمل فأرة الحاسب، مثل جهاز هيوليت باكارد الثلاثي الأبعاد المسمى المرشد الفضائي SpacePilot [51]، والذي يتكون من زرار يمكن انحرافه، أو ضغطه، أو جذبه، أو التواؤه، أو دورانه في قوس كامل ليبين الاتجاه والسرعة التي تريد أن تتحرك بها في النموذج. لقد تم استخدام شاشات اللمس كأجهزة إدخال بديله في تطبيقات التصور.

مع التطور والتكيف في أجهزة المساعدات الشخصية الرقمية personal digital assistance PDAs، وأجهزة الحاسب التذكارية tablet personal computers PCs، والحواسب الشخصية المحمولة ultramobile personal computers, UMPCs، فإن أعداداً متزايدة من تطبيقات التصور تستفيد من الشاشات الحساسة للمس. يبين الشكل رقم (٩,٦) الاستخدام المتزايد للأجهزة المزودة بشاشات اللمس للتحكم في الدخل أو كأجهزة إدخال استبدال أو استكمال لفأرة الحاسب. في هذا المثال، تم فصل شاشة الإدخال من الشاشات الأخرى؛ وبالتالي تحرير الشاشات لعرض الصور فقط. من الممكن أن تكون هذه الشاشات مفيدة في أغراض التعليم والعرض [15, 52]. لقد عرض Bornik et al [15] جهاز إدخال مهجنا يتحكم في عرض إسقاط التنظير (انظر الجزء ٩,٨,١) لتفاصيل أكثر عن التنظير) وعرض لجهاز الحاسب (سطح المكتب).يتكون هذا الجهاز، والمسمى عين رع Eye of Ra، من فأرة لاسلكية، وقلم مرقمstylus pen، وحساس لتعقب الحركة. يتم استخدام تركيبة كاميرا لتعقب حركة جهاز الدخل، والتي بدورها تتحكم في إسقاط العرض المجسم للتحكم السريع والخشن، بينما يتم استخدام القلم المرقم مع أزرار فأرة للتحكم الدقيق على شاشة العرض (سطح المكتب). لقد استخدم Kim and Varshney [53] جهاز تعقب عينى للتصور الموجه بالأهمية. اعتمادا على منطقة الاهتمام هنا ROI التي يتم تركيز العين عليها، يتم تطبيق تأكيد بصري بحيث تضاء منطقة الاهتمام. لقد أوضح المؤلفان فعالية استخدامه في مساعدة المستخدم للملاحة خلال المجموعات الحجمية المعقدة من البيانات.

الشكل رقم (٩،٦) تستخدم شاشة اللمس لعرض واجهة الدخل التى تتحكم فى عرض البيانات على الثلاث شاشات الأخرى. فى هذا المثال تستخدم شاشات العرض فى تصور ال PET، وال PET/CT المدمج، وبيانات ال CT على التوالى من الشمال لليمين. عن طريق فصل التحكم فى الدخل، تم توفير مساحات عرض أخرى لعرض الصور.

(٩،٥) التعزيز الحجمي والمعالجة

إن تطبيق طرق التعزيز والمعالجة على شرائح الصور الثنائية الأبعاد، مثل الترشيح، والتجزئ، والتحويلات الهندسية، يمكن أيضا تطبيقها على الصورالحجمية الثلاثية الأبعاد [2, 54]. عند تطبيق هذه الطرق في المجال الثلاثي الأبعاد، فإن بعض المعلومات الإضافية تصبح متاحة، وهذه بالتالي تسمح بطرق أخرى أكثر دقة. كمثال على ذلك استيفاء الصور والتي يتم تطبيقها عندما تكون الصور متدرجة أو محجمة.في البيانات الثنائية الأبعاد، يتم تطبيق الاستيفاء الثنائي الخطية،الذي يقوم بحساب قيمة الفوكسيل اعتمادا على الثمانية فوكسيلات المجاورة لها مباشرة.في البيانات الثلاثية الأبعاد، يمكن تطبيق الاستيفاء الثلاثي الخطية في هذه الحالة، والذي يستخدم ١٨ من الفوكسيلات المجاورة الإضافية (بحيث يصبح المجموع ٢٦) في حساب قيمة الفوكسيل الجديدة، حيث ينتج عن ذلك استيفاء أكثر دقة بينما يزداد التعقيد.في التصور عن طريق الطلاء الحجمي، يمكن تطبيق تحسينات ومعالجات إضافية عن طريق تناول الصفات الثلاثية الأبعاد مثل الإضاءة، والظل، والشفافية [3, 28, 29].

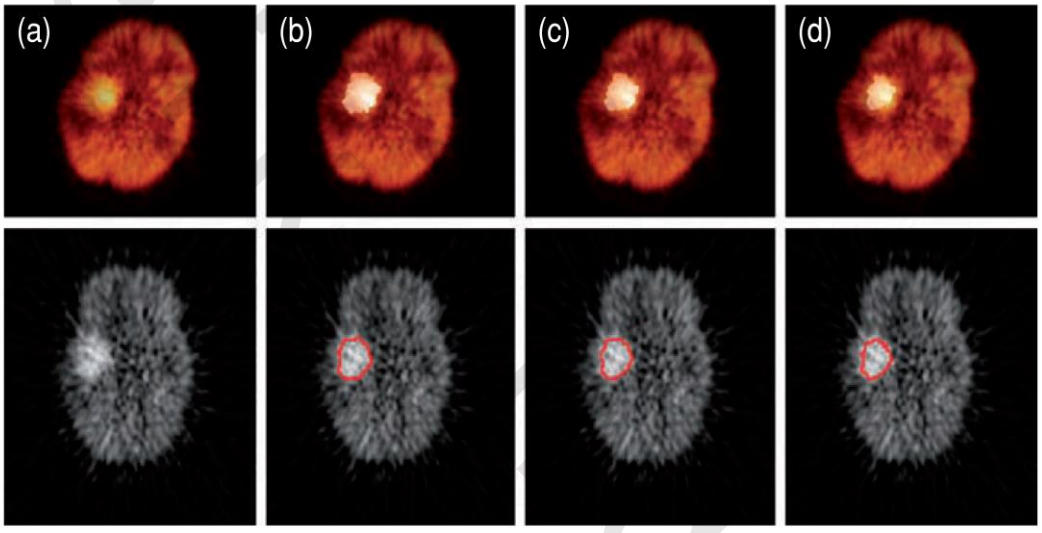
يبدأ هذا الجزء بطرق التجزئ التي تعتبر أساسية للتصور الحجمي، يعقبها طرق دالة العبور التي تفعل التحكم في خواص التصور في التعزيز الحجمي.

(٩،٥،١) التجزئ في التصور

يعتبر التجزئ واحد من المكونات الأساسية في كل طرق معالجة الصور، وناتج هذا التجزئ يحدد أو يملي جودة المعالجة الصورية ككل [33].في العادة يتم توظيف تجزئ بيانات الصورة في الطلاء الحجمي لفصل منطقة أو حجم الاهتمام VOI من الصورة بالكامل. باختيار الـ VOI فقط ليتم طلاؤه، فإنه يمكن تجنب طلاء الفوكسيلات التي تحتوي على القليل من المعلومات المهمة.في الطلاء السطحي،يكون فصل أو تجزئ الـ VOIs متطلبا ضرورياً أو إلزامياً لتوليد السطح. يكون التجزئ في الطلاء السطحي مفيدا أيضا للطلاء ذي المستويين [13]، بمعنى أنه يمكن طلاء الـ VOI باستخدام الطلاء الحجمي المباشر لجودته المثالية، بينما الهياكل الأخرى الأقل أهمية فيمكن طلاؤها باستخدام الطرق المعتمدة على السطح.

لقد أثبتت الدراسات الحديثة الحاجة للتجزئ التفاعلي للتصور الثلاثي الأبعاد في الزمن الحقيقي[57-55 ,15]. تتمتع مثل هذه الطرق بتوفير مميزات عظيمة، حيث أن التجزئ لا يحتاج لأن يكون محدودا كعملية ابتدائية فقط، ولكنه من الممكن أن يسمح لنا أيضا أن نرى نتيجة الطلاء مع تطبيق تغير التجزئ في الزمن الحقيقي. بالإضافة لذلك ؛ فإن هذه الطرق تقوم بطلاء الـ VOIs المجزأة فقط بدون وضعهم في سياق الهياكل المحيطة. لقد عرض المرجع [55] طريقة لتصحيح أخطاء التجزئ من خلال الأحجام المطلية في الـ VOIs عن طريق ضبط نصف قطر الحجم المرئي لتوضيح الصورة المحيطة، والذي يسمح للطبيب أن يصحح أخطاء التجزئ في الطلاء الحجمي. لقد تم

التصحيح في هذه الطريقة عن طريق طلاء الفوكسيلات المحيطة في خلال نصف قطر حجم الاهتمام VOI فقط. لقد تم تقديم طريقة بديلة للتجزئ في التصور بالطلاء الحجمي المعتمد على النسيج في المرجع [58] لصور الـ PET الديناميكية.في هذه الطريقة يتم التجزئ الابتدائي للصور باستخدام طريقة التحليل التصنيفي بالمنطق الضبابي، حيث يقوم هذا المنطق الضبابي بتخصيص أوزان احتمالية لكل فوكسيل، حيث يتم التعبير عن احتمالية أن تكون الفوكسيل عضوا في صنف معين يكون قد تم تجزيئه. لقد تم استخدام هذه الأوزان بعد ذلك للضبط التفاعلي لعملية التجزئ عن طريق مستويات تشبعية ذات كفاءة حسابية كما هو موضح في الشكل رقم (٩,٧).



الشكل رقم (٧,٩). التجزيء الفعال لصور ال PET الديناميكية، مع تغير التجزيء فى تحديد الورم المخى. الصف الأعلى يحتوى الصور الحجمية المطلية للهيكل المجزأ. يبين الصف الأسفل التعبير عن هذه الأحجام، حيث تم تمييز نتيجة التجزيء عن طريق الخط الأحمر الخارجى. الصورة (a) هى الصورة الأصلية، و(b) حتى (d) هى نتائج تغيير معاملات التجزيء فى الطلاء الحجمى فى الزمن الحقيقى.للمزيد من المعلومات عن عن هذا الشكل يرجى زيارة الموقع :

http://books.elsevier.com/companions/9780123735836.

(٩،٥،٢) مواصفات دالة العبور

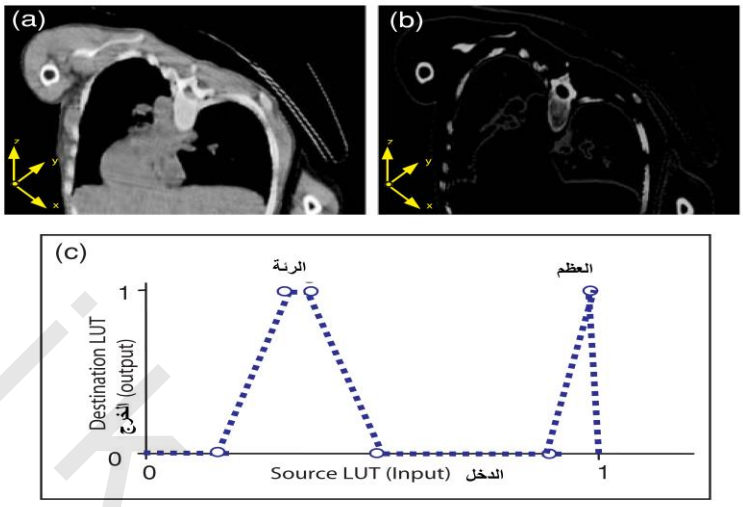
لقد تم تنفيذ العديد من الأبحاث في تطبيق دوال العبور كأداة في اختيار الخواص في الطلاء الحجمي للصور الطبية. التصنيف الكلاسيكي أو النموذجي لهيكل تشريحي معين في تصور الطلاء الحجمي يمكن إجراؤه عن طريق تحديد دالة العبور [44, 59, 60]. تقوم دالة العبور بتخصيص خواص مثل اللون، عن طريق جدول مطابقة lookup table, LUT، وعدم الشفافية على بيانات الفوكسيل في الزمن الحقيقي لتغيير تصور البيانات.في العادة يتم تطبيق

دوال العبور في الأبعاد الأحادية على قيم الفوكسيل من البيانات الحجمية كما هو موضح في الشكل رقم (٩,٨)، الذي يوضح اختيار العقيدات الرئوية والعظم في حجم الـ CT.

إن مقدرة دوال العبور يمكنها أن تمتد إلى نطاق الأبعاد المتعددة، بحيث يتم التصور الاختياري للبيانات من خلال التحكم في مقدار انحداري والتفاضل الثاني لشدة الفوكسيل [44]. إن زيادة أبعاد دالة العبور يزيد أيضا من تعقيدها. يمكن لوضع أى دالة عبور نموذجية أن يكون أمراً مملاً ومستهلكا للوقت، ناهيك عن الخلط والحيرة. إن أتمتة خواص دالة العبور وتحسين واجهات التصميم مع المستخدم يمكن أن تسهل من استخدامها وزيادة كفاءتها. لقد قدم Kong and Groller [61] واجهة لدالة العبور تكون فيها التغيرات في قيم البيانات مثل، اللون، وخواص الإظلام من بيانات الدخل يتم ترتيبها في مناظر مصغرة يمكن للمستخدم أن يختار منها.في هذه الأثناء قدم Mark et al [62]تصميما لمعرض يقدم للمستخدم كل تغيرات دوال العبور الممكنة التي يتم توليدها آليا وترتيبها على طلاء الدخل. لقد قدم Kniss et al. [44] واجهة جديدة وبديهية للتحكم في دوال العبور الثلاثية الأبعاد (اعتمادا على قيم البيانات، ومقدار الانحدار، والاتجاه التفاضلي الثاني) من خلال الاستخدام الذكي لأدوات التصنيف والجس.

(٩،٥،٣) دوال العبور المساحية

لقد قدم الجزء (٩,٥,١) لأهمية الاستعانة بالتجزئ في تصور البيانات الطبية. بدلا من طلاء نتيجة التجزئ، فإنها يمكن أن تستخدم لتحديد دالة العبور، وهذا يسمح باختيار دالة العبور اعتمادا على الخواص المساحية لحجم الصورة بدلا من استخدام الـ LUT كما تم شرحه في الجزء السابق. لقد تم تقديم طريقة آلية لإزالة أو إخماد الأهداف الأقل أهمية في أى صورة أو منظر للكشف أو إظهار المعلومات الأكثر أهمية عن طريق الباحثين في المراجع [30, 63]، الذين قاموا بتطبيق طرق مركبة مختلفة اعتماداً على أهمية الهدف المحسوب من خلال التجزئ، والتي تتحكم أيضا في إظلام الفوكسيلات. لقد شرح كل من Tzeng and Ma [64] استخدام تحليل تصنيفي معتمدا على المنطق الضبابي لتجزئ وتصنيف البيانات إلى أهداف منفردة. لقد فعلت هذه الطريقة تناول المستخدم لخواص الطلاء مثل الـ LUTs والإظلام، وأيضا التصنيف الضبابي لطلاء الفوكسيلات المرتبطة مكانياً أو مساحياً على أساس كل هدف على حده. لقد ذكر Zhou et al [65] أيضا طلاء حجمي معتمدا على المسافة، حيث تم استخدام المسافة من الفوكسيل حتى نقطة الارتكاز أو البؤرة للتحكم في الخواص البصرية للفوكسيلات القريبة وذلك للتأكيد على الأهداف المهمة وإخماد الأجزاء الأخرى.



الشكل رقم (٩،٨). (a) حجم CT للرئة باستخدام الطلاء المعتمد على النسيج. (b) تطبيق دالة العبور المحددة فى (c) على الحجم فى (أ). من الواضح أن دالة العبور المسمارية تعطى النتائج الأكثر جاذبية فى الكشف عن الهياكل ذات الأهمية مع التلاشى التدريجى للهياكل الأقرب من الهيكل المختار (الرئة والعظم) فى تصور ال CT. للمزيد من المعلومات عن عن هذا الشكل يرجى زيارة الموقع :
http://books.elsevier.com/companions/9780123735836.

(٩،٦) تصور وأمثلة البيانات الكبيرة

إن التقدم في تقنيات المسح الطبي دائما مستمرة وتدفع بحدود طرق التصور إلى الأمام. الحجم التخزيني للبيانات الطبية دائما يتخطى التيرابايت terabytes، وهذا الحجم من البيانات يتطلب حسابات متقدمة، وهذه تكون مخصصة أو موجودة فقط في أجهزة خاصة (بمعنى الطلاء المتوازي)، وتتطلب أيضا أمثلة تعتمد على البرمجيات. إن الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج (الجزء ٩،٣،٣) يعتبر طريقة أمثلة معتمدة على البرمجيات تسمح بتصور البيانات الطبية الكبيرة باستخدام المقدرة الحسابية الموجودة في وحدات المعالجة التصويرية graphical processing units, GPUs الحديثة لطلاء الكميات الكبيرة من النسيج.على الرغم من أن الطلاء باستخدام التحويل النسيجي يعطي تصوراً تفاعلياً للبيانات، إلا أن سعة الطلاء الحجمي في هذه الحالة تكون محدودة بحجم ذاكرة النسيج في الـ GPUs (الآن

حوالي ٥١٢ ميجابايت لل GPU الوحيد المستخدم)، ولذلك فإنه يكون من الصعب الحفاظ على معدل الإطارات التفاعلي عندما يكون حجم البيانات المطلوب طلاؤها كبيرا [39, 66].

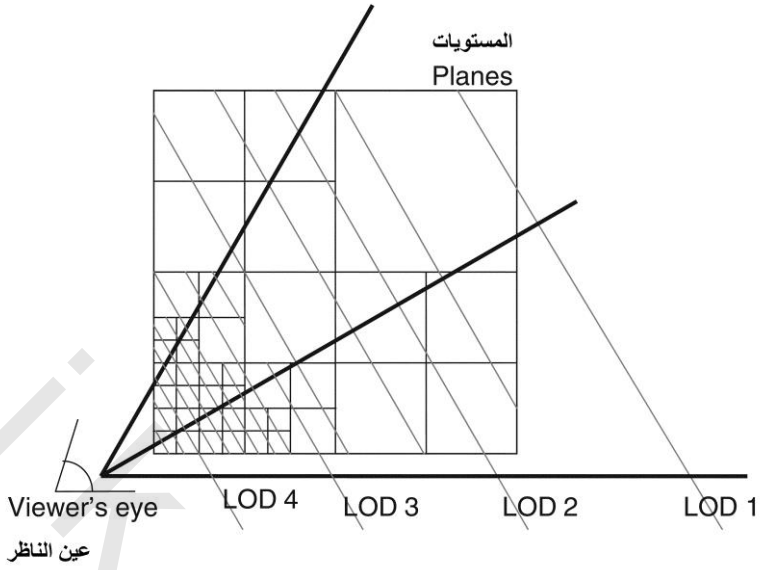
يركز هذا الجزء على بعض الحلول لأمثلة تصور الطلاء الحجمي للبيانات الطبية الكبيرة. إن الترابط أو الخلط بين الطرق المشروحة في الأجزاء الجانبية التالية يمكن تطبيقه ولقد اتضح أنه يعطي نتائج جيدة خاصة في الطلاء الحجمي المعتمد على النسيج [68 ,67 ,40].في النهاية سنبين أن الطلاء المتوازي يحقق أو يمكن عن طريقه حساب الطلاء الوحيد باستخدام العديد من الحاسبات الموجودة على شبكة.

(٩،٦،١) التحديدية المتعددة

يعتبر الطلاء الحجمي المتعدد التحديدية طريقة أمثلة شائعة تسمح للتطبيقات بالطلاء التفاعلي للبيانات الحجمية الكبيرة عن طريق تخصيص العديد من مستويات التحديدية أو التفاصيل levels of details, LODsفي الطلاء الحجمي[42, 6, 69]. يستخدم الـ LOD كمتحكم للمفاضلة بين جودة الطلاء والأداء التفاعلي ويتم عادة تطبيقه على البيانات بحيث عندما يتم عرض كل مجموعة البيانات، فإنه يتم تطبيق LOD منخفض، والذي يزيد تقدمياً من التفاصيل مع اختيار أجزاء أصغر من البيانات لعرضها أو تصورها. يعمل الطلاء المتعدد التحديدية عن طريق حساب هياكل البيانات التي يتم تركيبها عن طريق تحليل أو تفكيك البيانات إلى قوالب أو لبنات [66] كما هو موضح في الشكل رقم (٩.٩)،الذي يبين التغير في تحديدية الطلاء تبعا ل LODs مختلفة. هيكل البيانات النموذجي المستخدم في الطلاء المتعدد التحديدية يكون octree وهو عبارة عن خواريزم بسيط وذي كفاءة يقوم بتقسيم البيانات إلى أشكال مستطيلة منتظمة. يتم تركيب القوالب من مستويات الـ LOD المختلفة باستخدام الاستيفاء لتقليل المشاكل البصرية التي قد تظهر مع هذه الـ LODs المختلفة.

(٩،٦،٢) تخطي الفراغ الفاضي

عند أى منظر معين أثناء الطلاء الحجمي، يتم تصور جزء فقط من البيانات الكلية. يعتبر تخطي الفراغ الفاضي طريقة لتجنب طلاء أجزاء الحجم التي لا يتم تصورها، من خلال استخدام هياكل بيانات مسبقة الحساب [67, 68]. تقوم أساسيات تخطي الفراغ الفاضي على تقسيم البيانات إلى أجزاء جانبية، كما هو الحال في الطلاء المتعدد التحديدية.في مرحلة الطلاء، يتم إجراء اختبار رؤية لتحديد إذا كانت أجزاء البيانات هذه مرئية فيجب طلاؤها أم لا. هناك العديد من هياكل البيانات التي يمكن استخدامها لتجزئ البيانات، والتي يكون لها أداء مثالي تحت المتطلبات المتغيرة للتصور [67, 70].



الشكل رقم (٩،٩). التحديدية المتعددة لبيانات حجمية وحيدة مع مستويات نظر متوازية. كل قالب (صندوق مربع) فى الشكل له نفس أبعاد البيانات ولكن حجم هندسى مختلف، بمعنى، أن القوالب الأصغر يكون لها نفس كمية المعلومات المستخدمة فى الطلاء مثل القوالب الكبيرة، وبالتالى تزداد التحديدية وجودة البيانات القريبة من مستوى النظر.

(٩،٦،٣) الإنهاء المبكر للشعاع

يعتبر الإنهاء المبكر للشعاع تقريبا أفضل طريقة أمثلة معروفة في الطلاء الحجمي بالصب أو السكب الشعاعي[70 ,68]. كما هو ظاهر من الاسم، فإن هذه الطريقة تعتمد على إنهاء الشعاع عندما تكون المشاركة منه أقل ما يمكن في حساب الفوكسيل التي يتم عرضها. هذه الطريقة تعمل فقط في صب أو سكب الأشعة التي تسافر من الأمام للخلف.

(٩،٦،٤) الطلاء المتوازي

بينما تعمل الطرق المشروحة في الأجزاء (٩.٦.١) حتى (٩.٦.٣) على أمثلة حسابات البيانات باستخدام طرق تعتمد على البرمجيات عن طريق المفاضلة بين الجودة والأداء، فإن طرقاً بديلة لطلاء البيانات الكبيرة تستخدم الحسابات من العديد من كروت الصور (مكونات) للطلاء المتوازي[73-71 ,40]. إحدى الطرق لاستخدام الطلاء المتوازي هى عن طريق تقسيم عملية الطلاء إلى العديد من الدوال الأحادية التي يمكن تطبيقها على التوالي على عناصر بيانات منفردة. تفضل هذه الطريقة في العادة في تطبيقات الطلاء السطحي[71]،التي تتطلب العديد من المراحل الوظيفية المنفصلة: التجزئ، وتوليد السطح، وبعد ذلك الطلاء. بدلا من حساب هذه الدوال أو الوظائف

على التوالي، فإنه من الطرق الشائعة أن تقسم البيانات إلى تيارات أو تدفقات عديدة والتي يمكن العمل عليها مستقلة أو منفصلة وفي نفس الوقت بحيث يكون كل تيار مسئولا عن طلاء جزء جانبي من البيانات، وبعد ذلك يتم تجميع هذه الأجزاء الجانبية مع بعضها. لقد تم تطبيق التيارات المتوازية للبيانات بنجاح على العديد من ساحات العمل، بدءا من شبكات الحاسبات الشخصية حتى الحاسبات العملاقة البالغة التوازي لتصور البيانات الطبية الكبيرة عن طريق الطلاء الحجمي المباشر المعتمد على النسيج [40, 71].

(٩،٧) النمط المزدوج للتصور، المسح المقطعي بالانبعاث البوزيتروني، المسح المقطعي الحسابي

في تصور البيانات المزدوجة الأنماط مثل PET/CT، فإن صور الـ PET تحقق حساسية عالية في الكشف عن الأورام وخواص الأنسجة، بينما تحقق بيانات الـ CT المسجلة تحديداً للعلامات التشريحية وتحديد حدود الأورام والأعضاء [1, 74]. لقد قدمت صور الـ PET/CT نموذجاً جديداً في التشخيص الطبي والتفسير عن طريق تفعيل التصور للهياكل التشريحية والوظيفية المندمجة. هذه الأنماط المزدوجة للصور والتي تتكون من صور كبيرة الأبعاد (بيانات الـ PET/CTلكل الجسم تكون في المدى 512x512x262 بالنسبة لل CT و 128x128x262 بالنسبة لل PET)، قد أبرزت تحدياً مثيراً للاهتمام للتصور الكفء الثلاثي الأبعاد [74] وتستفيد بشكل ملحوظ من التقدم في تقنيات التصور. الجزء التالي يشرح تطبيق طرق التصور على بيانات الـ PET/CT.

(٩،٧،١) دوال العبور المزدوجة

في تصور الـ PET/CT، يكون مطلوباً دمج بيانات كل من الـ PET والـ CT مع LUTs مستقلة في الزمن الحقيقي. هذه الأحجام من البيانات يمكن دمجها مع بعضها لتكون حجماً واحداً من البيانات قبل عملية الطلاء الحجمي[5]، أو طلائها منفردة باستخدام طرق الطلاء المعروفة، مثل الطلاء السطحي والطلاء الحجمي المباشر، وبعد ذلك يتم دمجهما كعملية ابتدائية لتكوين الطلاء الحجمي المطلوب [13]. تعتمد كل من هاتين الطريقتين على دمج أحجام البيانات في عملية ابتدائية قبل الحصول على الطلاء الحجمي المطلوب؛ وبالتالي فإنها محدودة على تطبيقات تناول الطلاء الحجمي، مثل النافذة/المستوى window/level ودالة العبور، على الحجم المدمج ولا يمكن تطبيقها منفردة على المركبات المسحية. كبديل لذلك، فإن طريقة لدمج الأحجام العديدة عن طريق الخلط الداخلي في مرحلة الطلاء في الطلاء الحجمي المباشر تم افتراضها عن طريق Cai and Sakas [75]، وبالتالي يسمح بالدمج التفاعلي في الزمن الحقيقي لأحجام البيانات.

يبين حوار الكشف عن الهياكل المتورمة في مرضى سرطان الرئة المتطلبات المطلوبة لتحديد دوال العبور استقلاليا في تصور الـ PET/CT. إن اختيار حجم الاهتمام VOI من الـ CT (مثلا عن طريق دالة العبور) وضبط

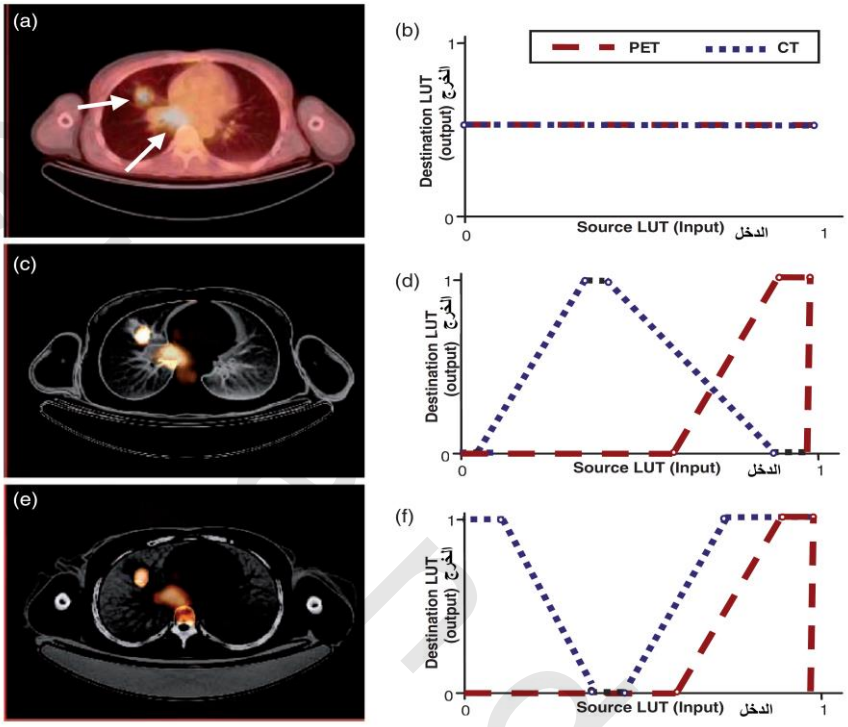
النافذة/المستوى باستخدام دوال عبور الـ PET يستلزم تناول الأحجام المنفردة، مع المقدرة على تصور التغيرات في أحجام البيانات المدمجة في الزمن الحقيقي. قد يستفيد الطبيب من تصور الورم الوظيفي الظاهر في مسحات الـ PET بجانب الهياكل التشريحية المقابلة للتحديد من مسحات الـ CT. لقد اقترح Kim et al [76] استخدام دوال عبور مزدوجة لصور PET/CT ؛ وبالتالي يوفر جداول LUT أحادية البعد لدوال العبور استقلاليا لكل من أحجام بيانات الـ PET والـ CT المطلوب التحكم فيها، مع الأحجام الناتجة التي تم دمجها في الزمن الحقيقي. يبين الشكل رقم (٩,١٠) النتائج من استخدام دوال العبور المزدوجة، كما يبين الشكل رقم (٩,١٠أ) منظراً محورياً لحجم PET/CT المدمجة، ومع جداول الـ LUT ودوال العبور المزدوجة كما في الشكل رقم (٩,١٠ب). لقد تم تطبيق نسب دمج مختلفة كانت قادرة على تصور الأورام الوظيفية (الموضحة بالأسهم) مع الهياكل التشريحية المحيطة. يبين الشكل رقم (٩,١٠ج) هذه النتائج، ومن استخدام الجداول LUT مع دوال العبور المزدوجة كما في الشكل رقم (٩,١٠د). لقد تم تطبيق دالة العبور على مكونات الـ PET لاختيار مدى الـ LUTالذي ينتمي إلى الورم (قيم عالية للـLUT).

يسمح ميل دالة العبور بالزيادة التدريجية في تصور قيم الـ LUT للفوكسيل مع وصول هذه القيم إلى الورم.وبالتالي ؛ فإنه لن يتم اسبعاد أى فوكسيل تنتمي للورم عن طريق الخطأ، وتم تجنب أى عدم اتصال مفاجئ في اختيار هذه الهياكل. بالنسبة لل CT، فقد تم تطبيق دالة عبور شبه منحرف لتصور حدود الهياكل التشريحية مع تقليل التداخل المساحي مع هياكل الورم الوظيفية. لقد أوضحت هذه النتائج أن الازدواج بين الـ LUT ودالة العبور يمكن استخدامه للتحكم في الاندماج بين أحجام الـ PET والـ CT لتجنب التداخل وإبراز الهيكل المهم،الذي يكون في هذه الحالة هو الورم، بينما لازال محافظا على السياق التشريحي المتوفر من بيانات الـ CD.يوضح الشكل رقم (٩,١٠هـ، و) ترابطاً مختلفاً لدوال العبور المزدوجة. الترابط المزدوج بين الـ LUT ودالة العبور في الزمن الحقيقي مطبق على طلاء أحجام الـ PET/CT يوفر تغذية مرتدة مباشرة عن دقة اختيار الخواص كما يوفر الطلاء الاختياري للهياكل التشريحية والوظيفية. إن ذلك يسمح بالتصور المحسن للإطارات التشريحية وتحديد مواقع الأورام عند مقارنته مع الدمج بين الـ PET/CT كما في الشكل رقم (٩,١٠أ).

(٩،٧،٢) دالة العبور المساحية

إن تطبيق دالة العبور المزدوجة في بيانات الـ PET/CT تفعل التصور لهيكل الورم من الـ PET مثلا، مع الهياكل التشريحية المحيطة من الـ CT. على الرغم من ذلك، فإنه نتيجة أن الورم تكون له قيم لونية مشابهة للأعضاء الوظيفية (مثلا الكبد)، فإن تحديد الورم باستخدام دالة العبور المعتمدة على الـ LUT فقط يكون محدودا.في مثل هذه الأحوال، إذا كان موضع الورم معلوماً، فإنه يمكن تطبيق دالة عبور مساحية تسمح بالتحكم في مدى الرؤية للهيكل المجزء تبعا للمسافة البعدية بين الفوكسيل والهيكل المجزء [30, 64, 65]. لقد قدم Kim et al [77] تطبيق الدالة

عبور بيانات الـ PET/CT تم فيها تحديد الورم على الـ PET كعملية ابتدائية كما في الشكل رقم (a٩،١١). بعد ذلك تم استخدام نتيجة التجزئ لتكوين خريطة بعدية تبعا للمسافة البعدية للفوكسيل من الهيكل المجزء اعتمادا على خواريزم قدم عن طريق Fichtinger et al [4].

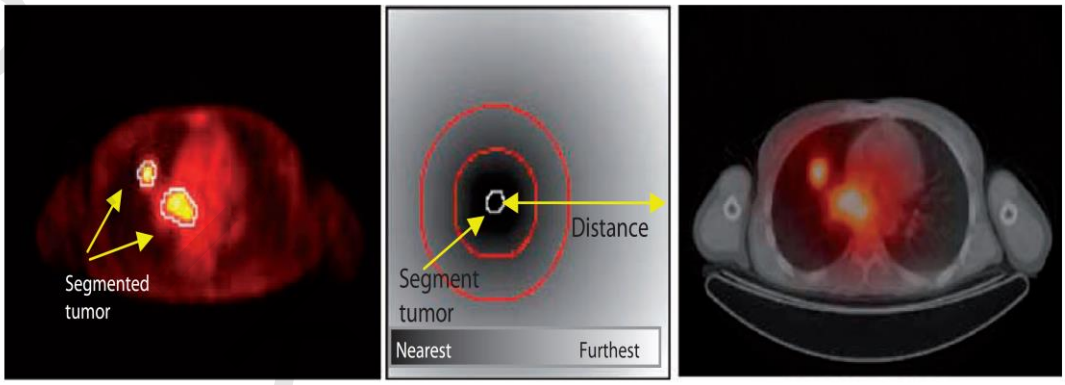


الشكل رقم (٩،١٠) تطبيق دوال العبور مع ال LUT المزدوجة.(a) المنظر المحورى لل PET/CT مع دالة العبور المزدوجة من ال LUT فى (b) مع نسب دمج متساوية. الأورام داخل الرئتين موضحة عن طريق الأسهم. (c، d) إختيار الورم من ال PET والحدود التشريحية المحيطة بالرئة من ال CT. (هـ، و) دالة عبور PET مثالية مع دالة عبور معكوسة ومعدلة لل CT. للحصول على تفاصيل مرئية أكثر لهذه الشكل يمكنك زيارة الموقع

: http://books.elsevier.com/companions/9780123735836.

هذه المسافات تم استخدامها بعد ذلك لحساب أوزان يتم تخصيصها لكل فوكسيل منفردة في الـ PET كما هو موضح في الشكل رقم (b٩،١١). بعد ذلك تم ضرب هذه الأوزان في الـ PET، أثناء الخلط الداخلي للفوكسيلات فوكسيل بعد فوكسيل مع الـ CT[75]. يمكن الضبط الدقيق للعديد من معاملات هذا الخواريزم.أولا: يمكن التحكم في الأوزان المطبقة على بيانات الـ PETبحيث يتم زيادة التأكيد على الفوكسيلات القريبة من الورم. ثانيا: يمكن إضافة حدود قطعية، مثل الدوائر الحمراء في الشكل رقم (b٩،١١)، يمكن استخدامها للتحكم في تطبيق الأوزان على الفوكسيلات التي بداخل هذه الحدود فقط. الشكل رقم (c٩،١١) يوضح نتيجة تطبيق دالة العبور المساحية، حيث

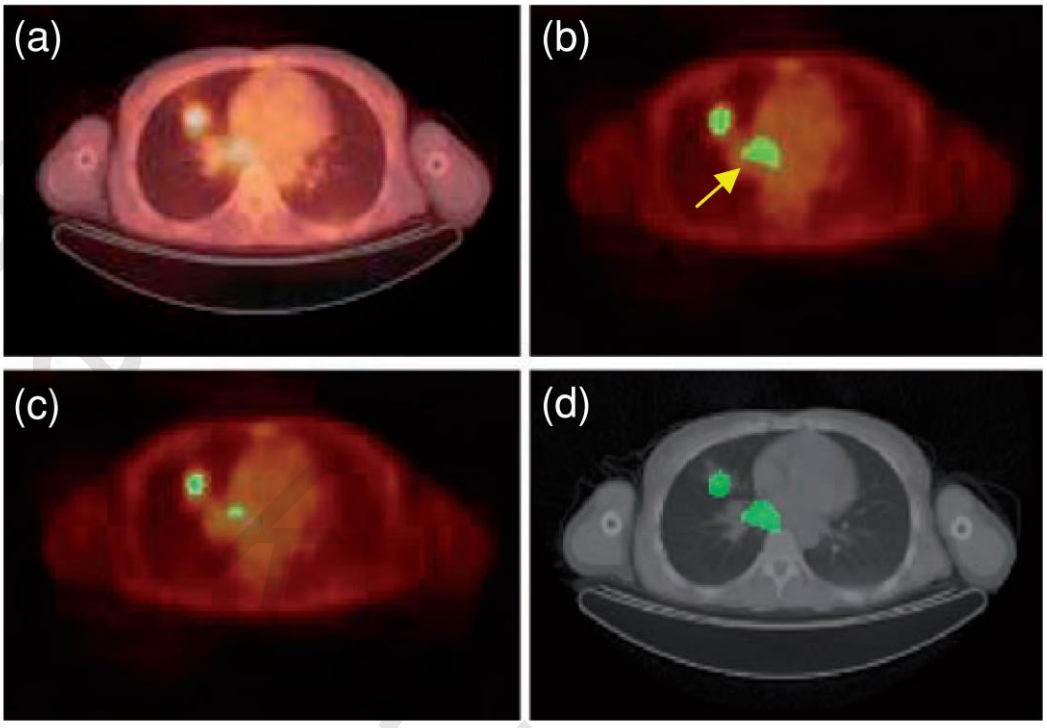
أمكن إظهار الأورام بوضوح مع هياكل الـ CT المحيطة بها، حيث تم تطبيق حدود قطعية مقدارها ٣٠ فوكسيلاً. تتميز دالة العبور المساحية بتصور الفوكسيلات المرتبطة مساحياً عن الأورام المجزئة وتفعيل الزيادة المتدرجة في الانتقال بنسبة الاندماج للفوكسيلات مع اقترابهم من الورم.



الشكل رقم (٩،١١) نظرة شاملة على التجزىء المعتمد على دالة العبور المساحية مطبقا على تصور ال PET/CT. (a) صورة ال PET الأصلية (شريحة أحادية لمنظر محورى) مع إبراز الهياكل المجزئة (سهم). (b) خريطة مسافات محسوبة من النتيجة المجزئة. (c) نتائج الPET/PC المندمجة من دالة العبور المساحية باستخدام (ب). لرؤية

(٩،٧،٣) التجزئ التفاعلي والتبديل الحجمي في المسح المقطعي بأشعة البوزيترون مع المسح المقطعي بالحاسب.

بدلا من استخدام نتائج التجزئ في دالة العبور المساحية، فإنه يمكن استخدامها مباشرة في الطلاء الحجمي. إن طلاء الـ VOI المجزئة كحجم مستقل يكون شفافاً، مع كل من أحجام الـ PET والـCT يكون ذي أهمية في تمييز وإبراز هذه الـ VOIs. يمكن امتداد هذه المقدرة فيالـ PET/CT لتسمح بالتبادل بين الأحجام كما هو مبين في الشكل رقم (٩،١٢) [41].في هذا الشكل تم توضيح الـ VOIs المجزئة من بيانات الـ PET ؛ وقد تم طلاؤها مع إما البيانات من الـ PET كما في الشكل رقم (b٩،١٢) وإما البيانات من الـ CT كما في الشكل رقم (c٩،١٢). لقد كان ذلك ممكناً من خلال استخدام السعة العالية لعرض مجال الذاكرة لأجهزة الرسم الحديثة وذلك لنقل النسيج الثلاثي الأبعاد من ذاكرة النظام إلى ذاكرة الرسم، والتي تم استخدامها لاستعواض الحجم القديم في ذاكرة الرسم مع حجم جديد في الطلاء الحجمي في الزمن الحقيقي.



الشكل رقم (٩،١٢) (a) الطلاء الحجمى لصور ال PET/CT باستخدام الطلاء الحجمى المعتمد على النسيج. (b) التقسيم الآلى (التصنيف المعتمد على الوسط c الضبابى) FCM ينتج عنه هياكل ورمية مقسمة منصهرة مع ال PET. (c) النتائج من تغيير معاملات تقسيم ال PET لاختيار الفوكسلات الأقرب تكوين للورم. (d) نتائج التقسيم من (b) المنصهرة مع ال CT. كل الأحجام تم صهرها بنسب صهر متساوية. مستوى الشفافية وال LUT للأحجام المقسمة يمكن ضبطها لتقليل تعمية الهياكل الكامنة وذات الصلة لتفسير الصور ونتائج التقسيم. للحصول على معلومات أكثر عن هذا الشكل عليك زيارة الموقع المصاحب :
http://books.elsevier.com/companions/9780123735836

(٩،٨) أجهزة عرض البيانات

في الأجزاء السابقة من هذا الفصل تم شرح خوارزميات وطرق تم استخدامها للحصول على تصور للطلاء الحجمي. إن الأجهزة التي تعرض هذه التصورات البصرية تكون لها نفس الأهمية. لقد تم تعجيل أو تسريع استخدام أجهزة العرض الرقمية في تصور البيانات الطبية في الأوقات الأخيرة بقبول نظم أرشفة الصور والاتصالات picture archiving and communication systems, PACS لإدارة الصور الرقمية، بالإضافة إلى القدرات الإضافية التي توفرها الصور الرقمية، مثل معالجة الصور والتصور الحجمي. تتأثر كفاءة كل أنظمة التشخيص التصوري بجودة أجهزة العرض [79].في كل محطات العمل workstations المتاحة حاليا، من الشائع أن تجد العديد من شاشات

البللورات السائلة LCDالمستخدمة في تصور البيانات الطبية في المناظر الثنائية والثلاثية الأبعاد. هذه الشاشات تكون لها تحديدية تصل إلى ١٦٠٠×١٢٠٠ وأكثر، مع عمق في ألوان البكسيل يصل إلى ٢٤ بتاً؛ ولذلك فإنها تعطي سعة عرض كافية لأنماط التصوير الحديثة. بعيدا عن الـ LCDs، فإنه يتم تصميم أجهزة عرض أكثر حداثة وتطوراً خاصة بحجرات التشخيص وحجرات العمليات. تشتمل هذه الأجهزة على أجهزة العرض المجسمة stereoscopic لعرض الحقيقة التخيلية virtual reality وأجهزة عرض الأعماق.

(٩،٨،١) التصور المجسم

يمكن الحصول على تصور ثلاثي الأبعاد حقيقي على شاشة ثنائية البعد عن طريق عرض البيانات مجسمة؛ وبالتالي يتولد الإحساس (الخادع) بالعمق. لقد تم استخدام هذه الطريقة بكثرة في التصور الطبي لتوليد أوساط للحقيقة التخيلية؛ وبالتالي وجدت العديد من الاستخدامات في محاكاة العمليات الجراحية [80 ,50 ,14]. يعرض التصور المجسم في الأساس صوراً مختلفة اختلافات بسيطة على العين اليسرى واليمنى للناظر، بحيث تستطيع كل عين أن ترى صورة واحدة فقط.من أجهزة التصور المجسم الشائعة الاستخدام في التطبيقات الطبية تلك التي تستخدم مصراع (قفل) الكاميرا الزجاجي المتزامن بالأشعة تحت الحمراء، والتي تسمح بأن تكون صور العين اليسرى/اليمنى متبادلة أو مترددة بالتساوي (في العادة بمعدل ٦٠ هرتزاً). لقد تم تطبيق التصور المجسم أيضا على الأوساط المغمورة، ومن أمثلة ذلك ما يسمى الـ [81] Immersadesk والـCAVE لأوساط الحقيقة التخيلية [83 ,82]. كبديل للمصاريع أو أقفال الكاميرا الزجاجية، والتي تحد من مقدرة الرؤية على مستخدم واحد لكل شاشة حاسب، فقد عرضت الدراسة في المرجع [80] مرشحات مستقطبة لفصل المعلومات المجسمة، مما يسمح للعديد من المستخدمين للرؤية من نفس الشاشة باستخدام زجاجات مستقطبة رخيصة نسبياً.

حيث إن متطلب لبس النظارات كان عائقاً في تبني أو استخدام التصور المجسم، فقد كانت هناك أبحاث مهمة عن طريق مصنعي أجهزة العرض (وبالذات Sharp [84] و Philips [85]) تهدف للسماح بالرؤية ثلاثية الأبعاد حقيقية بدون الحاجة إلى النظارات الثلاثية الأبعاد. تعمل هذه الأجهزة والتي تسمى، الأجهزة الحرة من النظارات، أو أجهزة المجسمات الآلية، عن طريق جهاز يكون قادراً على عرض صورتين منفصلتين بالتبادل. هذه الصور يكون لها نفس التفاوت، ولكن جهاز العرض يستخدم تقنية الحاجز المختلف المنظر والتبادلي[84] للتأكد من أن كل عين سترى واحدة فقط من هذه الصور، وبعمل ذلك، يتولد الإحساس بالعمق بدون الحاجة إلى نظارات لفصل الإشارات المختلفة.

(٩،٨،٢) إسقاط العمق

يعتبر التصور المجسم تقنية تولد الإحساس بالعمق ؛وبالتالي فإن جهاز العرض لا يكون لديه تحديد للعمق الطبيعي[86] ؛ وبالتالي فإن ذلك تكون له حدود أو قصور في توليد الإحساس بالعمق. لقد تم إنتاج جهاز عن طريق شركة LightSpace Technologies يسمى مكعب العمقDepthCube، وهو عبارة عن عارض حجمي متعدد المستويات مستخدما الحالة الجامدة ويستخدم جهاز إسقاط فيديو عالي السرعة لعرض تتابع من الشرائح للصورة ثلاثية الأبعاد على عناصر بصرية متعددة المستويات. هذه الشرائح الأحادية في المناظر المتعددة المستويات يتم ترشيحها للتخلص من الخداع الترددي anti-aliased لتعطي صوراً ناعمة.

(٩،٩) تطبيقات التصور الطبي

تساعد التقنيات الحديثة في التصور والعرض على تطوير تطبيقات إكلينيكية تكون قادرة على توفير طرقا للتفاعل مع تفسير البيانات الطبية، كما هو الحال في الاستئصال أو الفحص التخيلي للأنسجة [88]، وتصور النشاط الحركي[89]، والتطبيقات في تخطيط العلاج بالأشعة [8]. هذه التطبيقات تكون قادرة على توفير مناظر ثلاثية الأبعاد كاملة للجسم البشري يتم طلاؤها في الزمن الحقيقي بغرض الملاحة خلالها والتعامل معها. بالإضافة لذلك، فإن التقدم في تقنيات التصور والعرض قد عجل من تطوير العمليات المتكاملة مع الحاسب computer integrated surgery, CIS، وال IGS، وال CADوالتي سيتم تفصيلها في الفصل السادس عشر والفصل الثامن عشر.

يلخص هذا الجزء بعض الأبحاث التي مكنت من استخدام آخر ما وصلت إليه تقنيات تصور البيانات الطبية.

لقد تركزت المجهودات البحثية في تصور البيانات الطبية أساساً على تشكيل البيانات في منظر حجمي ثلاثي الأبعاد. على الرغم من ذلك، فإن الكثير من المعلومات الأخرى والاستخدامات الأخرى يمكن الحصول عليها من نفس البيانات، مثلا، عن طريق نمذجة الأثر الحركي ونمذجة العناصر المختلفة (مثل العظام، والغضاريف، والأربطة، والعضلات، والأوتار) والعلاقات فيما بينهم [89-94]. لقد شرحت دراسة عن طريق Feg et al [90, 91]التصوير البارامتريالطبي الذي يتطلب نمذجة وتوقعاً للمعاملات لتمثيل غذائي معين، أو الحركية الدوائية، أو الغدد الصماء، أو الأنظمة الكيميائية الأخرى على مستوى الفوكسيل بعد فوكسيل. إنها بالطبع ستكون طريقة مهمة تلك التي توفر تكميم للوظائف الفسيولوجية والكيميائية الحيوية وتسمح بتوزيع تلك الوظائف بالمقابلة مع الهياكل التشريحية المطلوب تصورها. (للحصول على معلومات أكثر عن التصوير البارامتري عليك الرجوع إلى الفصل السادس).

obeikandl.com

في دراسة أخرى عن طريق Magnenat-Thalmann et al [93] تم تقديم دراسة عن تصور وفهم وظائف التعبير للأكتاف.في هذه الدراسة تم تشكيل أكتاف كاملة ثلاثية الأبعاد كنموذج أساسي طبيعي مع بعض العناصر الأخرى التي استخدمت لمحاكاة الحركات والتشوهات. لقد استخدم هذا المشروع مجموعة البيانات البشرية المرئية visible human dataset, VHD [95] في ريادة وتجديد المحاكاة البصرية الثلاثية الأبعاد في مجال الحساب الطبي. لقد امتد هذا المشروع الآن لدراسة تعبيرات أو حركات الفخذ أو الورك باستخدام الـ MRI الديناميكي. لقد تم تقديم دراسة عن طريق Benjamin et al [89] بين فيها المقدرة على تصور توقع للحركية المشتركة لفهم النشاط الحركي المشترك. لقد تم تحقيق نمذجة ومحاكاة تعبيرات الفخذ باستخدام البيانات الطبية ؛ مما أوضح أهمية أن يكون لدى الطبيب التقنية التي تعينه على تصور وملاحظة النشاط الحركي في الأبعاد الثلاثة للاستخدام في حل مشاكل التشخيص في تعبيرات الجسم البشري. أنشطة أخرى لهذا المشروع ستبحث في النمذجة الميكانيكية الحيوية للفخذ لمحاكاة وتصور حركته ولفهم إمكانية الخلل الوظيفي في تعبيرات كل مريض على حده. سيعتمد هذا النموذج الميكانيكي الحيوي على الارتباطات المشتركة للعناصر التشريحية المختلفة المشتركة في تعبير هذا المفصل وتأثيرها على مدى حركة الفخذ [89, 94].

إن مشروع الإنسان المرئي[95] Visible Human Project, VHP يعتبر خطوة فعالة لتوليد مجموعة بيانات مفصلة لصور مقطعية للجسم البشري، وذلك لتسهيل تصور ورؤية التشريح الطبي بغرض التطبيقات التعليمية، والبحثية، والتشخيص الإكلينيكي. لقد أدت أهمية هذا المشروع إلى تكون العديد من المساعي البحثية، مثل دراسة النمذجة الحركية السابقة التي قدمت وطورت من قبل كل من الكوريين [96] والصينيين [97] على مشروع الـ VHPs.إن موارد التصوير الطبية Biomedical Imaging Resource, BIRفي معامل Mayo Clinic كانت واحدة من المعامل التي اشتركت في الأبحاث المتعلقة بالـVHD، وفي العقد الأخير، قد أنتجت هذه المعامل العديد من التصورات الثلاثية الأبعاد، ومعالجة الصور، (مثل الطلاء، والتسجيل، والتجزئ، والنمذجة، والتصنيف) وقيمت كفاءة هذه الطرق في التطبيقات النهائية في التشخيص الإكلينيكي والعلاج [20, 98, 99].في الدراسات الأخيرة للـBIRs قام Robb et al [99] بتطوير نظام محاكاة وتدريب على التخدير، وذلك بالتعاون مع الأطباء ومشرفي العلاج وذلك باستخدام الـ VHD كمريض. لقد مكن هذا النظام من نمذجة الفحص باستخدام التصور ثلاثي الأبعاد للعلاقات بين الهياكل التشريحية، بالإضافة لاستخدامها في تدريب إدخال الإبرة. لقد تم بناء هذا النظام التدريبي من خلال وسط مغمور (حجرة عمليات تخيلية) تم توليده من خلال استخدام نظام تتبع للرأس، و شاشة عرض مثبتة الرأس، ونظام تتبع للإبرة، والتغذية المرتدة/الدخل اللمسي. يمكن للمستخدم أن يتفاعل مع المريض التخيلي باستخدام عصا أو قضيب أو أجهزة التغذية المرتدة من خلال اللمس والتي توفر إحساس لمس المريض [100, 101]. لقد امتد هذا النظام إلى النمذجة الطبية المستخدمة في التدريب على انسداد العصب المأبضيpopliteal (في الركبة) والعلاج

الموضعي للبروستاتا [98] ويمكن استخدامه أيضا في المسح التصويري للمرضي بالإضافة إلى الـ VHD. هناك مشروع جديد يتعامل مع التشريح التخيلي لكل الجسم تم تقديمه عن طريق Ljung et al [88]. تعتمد هذه الدراسة على خطوات في التصور الثلاثي البعد لبيانات الـ CT ذات الحجم الكبير، والتحديدية العالية للجثث البشرية بغرض التشريح التخيلي،وتوفير معلومات مفتاحية في بحوث الجريمة الموجهة. هناك تحدٌّ فريد في هذا المشروع ظهر من الحجم الكبير للمعلومات التي يتم اكتسابها من كاشفات الـ (MDCT) CT والتي تلتقط ٨٠٠٠صورة محورية ناتجة من مسح الجسم بالكامل (يصل حجم البيانات إلى العديد من الجيجا بايتس). من أجل عرض التصور التفاعلي لصورالـ MDCTفي الزمن الحقيقي، فقد تم تطوير خط مباشر لأحدث طرق الطلاء الحجمي الذي بدوره أدى إلى تطوير العديد من خوارزميات التصور والأمثلة بما في ذلك الطرق المهايئة التي تعتمد على دالة العبور LOD [102]، وطرق استيفاء ما بين البلوكات [103]، وصب أو سكب الشعاع الواحد في الأحجام المتعددة التحديدية [104]، وأيضا طرق إدارة الذاكرة. بالإضافة لذلك، فقد قدمت هذه الدراسة امتداداً لخوارزيزم صب الأشعة الذي فعل بدوره طرق الطلاء بدالة العبور المزدوجة للتحديد السريع للمواقع مثل الشظايا المعدنية. لقد تم تقييم هذه الخطوات التشريحية التي تم وصفها مسبقاً باستخدام أمثلة من فحوصات الطب الشرعي العادية ولقد أثبتت جدارتها كتطبيق تصويري مكملا للتشريح القياسي المعروف عن طريق تفعيل الفحص الموسع والشامل للجسم كله في فحوصات الطب الشرعي.

التصوير الانتشاري الموتر diffusion tensor imaging, DTIهو عبارة عن طريقة تصوير بالرنين المغناطيسيMRI (تعرف أيضا بالـDTI-MRI) تفعل عملية قياس انتشار الماء في الأنسجة مثل العظام، والعضلات، والمادة البيضاء في المخ. يعرف الانتشار في هذه العملية بأنه قابلية جزيئات الماء للهجرة من جزء من النظام البيولوجي إلى جزء آخر، في صورة حركة جزيئية عشوائية (تتحرك في أحد الاتجهات أسرع من الاتجاهات الأخرى) [105, 106]. هذه الخاصية الهندسية للـDT-MRI تمكن من التميز الكمي والتصور للهياكل الموضعية في الأنسجة. نتيجة المعلومات الكبيرة المتاحة في الـ DT-MRI، فإن طرق التصور الخاصة بها تعتبر مجالاً كبيراً للتحدي مع البدائل الكثيرة المتاحة في صورالـ DT-MRI. إحدى الأدوات لتفسير هذه الصور هو استخدام الأشكال المنقوشة، وهى أيقونة بارامترية تمثل البيانات بشكلها،ولونها، ونسيجها، وموضعها، إلخ، ويمكن استخدامها لتمثيل الخواص الانتشارية [107] (انظر الجزء ٩,٣,٤).في دراسة أخيرة عن طريق Kindlemann and Westin [108] تم فيها تقديم طريقة لتحزيم أو تجميع هذه الأشكال المنقوشة،والتي من الممكن أن تستخدم نظام جزيئياً بطاقة وضع متباينة الخواص لترتيب هذه الأشكال المطلية باستخدام الطرق المعتمدة على النسيج،في نموذج مكثف من الممكن أن يعرض بعض الاتصال البصري للتصور المعتمد على النسيج بينما يحافظ على المقدرة على فهم المعلومات التوترية الكاملة عند كل شكل من هذه

الأشكال المنقوشة. لقد أثبتت هذه الطريقة أن استخدام طرق التصور من الممكن أن تكون مكملة وأيضا مظهرة أو كاشفة لمعلومات إضافية يمكنها أن تساعد في تشخيص وتفسير صورالـ DT-MRI.

(٩،١٠) ملخص

مع التقدم المستمر في تقنيات اكتساب الصور الناتجة عن الزيادة المضطردة في أحجام البيانات، كانت الحاجة ملحة إلى طرق تصور لهذه البيانات بطريقة فعالة وذكية للتشخيص العلاجي وفهم لهذه الصور. على نفس الخط مع التقدم في أنماط التصوير، فقد أصبح التقدم في نظريات جديدة والتحسين في تقنيات تصور البيانات الطبية سبباً في تحسين استخدام وتفسير هذه البيانات. بالإضافة لذلك، فقد فعلت الاكتشافات الحديثة في تقنيات وطرق التصور طرقاً بديلة للطرق التي كانت تستخدم فيما قبل. لقد قدم هذا الفصل تقنيات وطرق التصور والعرض المستخدمة حاليا في التطبيقات العلاجية، وأيضا الطرق والتقنيات التي قد تؤدي إلى تحسين المقدرة التشخيصية.

لقد تم شرح طرق التصور هذه بدءاً من الطرق الثنائية والثلاثية الأبعاد، بما في ذلك واجهات الملاحة، والتحسين الحجمي والمعالجة، والتصور لأحجام البيانات الكبيرة. لقد تم تقديم تصورالـ PET/CT كمثال أخذ في اعتباره مميزات الكثير من الطرق التي تم شرحها في هذا الفصل. وأخيرا، تمت التغطية باختصار للأجيال القادمة من أجهزة العرض مع التركيز على تطبيقاتها العلاجية. إن التقدم المستقبلي في التصور والعرض للبيانات الطبية سيستمر في تطوير وإبراز تقنيات جديدة ويعطي طرقاً حديثة لتحسين عرض وتفسير البيانات الحيوية الطبية.

(٩،١١) تمارين

١ - في الشكل رقم (٩.٣) تم توضيح طرق لطلاء البيانات الحجمية لل CT. اذكر الفروق الأساسية بين طرق الطلاء هذه وعيوبها أو مميزاتها في تصور البيانات الطبية.

٢ - لقد قدم تصور الطلاء الحجمي العديد من الصفات الطلائية، مثل التظليل، والشفافية،التي تعطي عرضاً أكثر واقعية للبيانات الطبية. هذه الصفات تعتبر أدوات قوية للتحسين الحجمي مع طرق التحسين العادية مثل طريقة window/level. اذكر مع إعطاء أمثلة كيفية استخدام هذه الصفات في تحسين التصور.

٣ - يمكن تطبيق مواصفات دالة العبور في الأبعاد الأحادية أو الثنائية أو الأبعاد الأعلى. لقد شرح هذا الفصل دوال العبور المتعددة الأبعاد المستخدمة في التعامل معالـ LUT. اشرح كيفية استخدام دوال العبور المتعددة الأبعاد في النطاق المساحي أو البعدي.

٤ - يعتبر التجزئ مكون أساسياً في التصور. على الرغم من ذلك، فإن التجزئ التفاعلي يكون في العادة ذي كثافة حسابية عالية لأداء الطلاء الحجمي في الزمن الحقيقي. أذكر كيف يمكن تقليل هذه المشكلة بدلالة الحلول البرمجية وباستخدام المكونات أو الأجهزة.

٥ - أذكر المبادئ الأساسية للطلاء الحجمي المتوازي المباشر ولماذا تفضل هذه الطريقة على طرق الطلاء السطحي.

٦ - لقد قدم الجزء ٩.٤.٢ أجهزة الإدخال المختلفة التي يمكن استخدامها للملاحة خلال البيانات الحجمية الطبية. صمم وحلل تأسيس لأجهزة دخل للاستخدام في التحكم في دوال العبور المتعددة الأبعاد للبيانات الطبية المتعددة المتغيرات.

(٩،١٢) المراجع

1. O.Ratib. PET/CT image navigation and communication. J. Nucl. Med. 45(1):46S–55S, 2004.
2. I. N. Bankman. Handbook of Medical Imaging.Academic Press, 2000.
3. M. Meissen et al. Volume visualization and volume rendering techniques.In Tutorials 6.Eurographics, 2000.
4. G. Fichtinger et al. System for robotically assisted prostate biopsy and therapy with intra operative CT guidance. Acad. Radiol. 9(1):60–74, 2002.
5. A. Rosset, L. Spadola, and O. Ratib.Osirifl: An open source software for navigating in multidimensional DICOM images. J. Digit. Imaging.17(3)205–216, 2004.
6. R. Shahidi, R. Tombropoulos, and R. P. Grzeszczuk.Clinical applications of three-dimensional rendering of medical data sets.Proc.IEEE. 86:555–565, 1998.
7. F. Beltrame et al. Three-dimensional visualization and navigation tool for diagnostic and surgical planning applications. Medical Imaging 2001: Visualization, Display, and Image-Guided Procedures. SPIE, 2001.
8. I. F. Ciernik et al. Radiation treatment planning with an integrated positron emission and computer tomography (PET/CT): A feasibility study. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 57:853–863, 2003.
9. A. B. Jani, J.-S.Irick, and C. Pelizzari. Opacity transfer function optimization for volume-rendered computed tomography images of the prostate. AcadRadiol. 12(6):761–770, 2005.
10. D. T. Gering et al. An integrated visualization system for surgical planning and guidance using image fusion and interventional imaging. Proceedings of Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention. Springer- Verlag. 809–819, 1999.
11. Y. C. Loh et al. Surgical planning system with real-time volume rendering. Proc. IEEE Int. Workshop Med. Imag.Augmented Reality, 2001:259–261.
12. A. Rosset et al. Informatics in radiology (infoRAD): Navigating the With dimension: Innovative interface for multidimensional multimodality image navigation. Radiographics. 26(1):299–308, 2006.
13. H. Hauser et al. Two-level volume rendering. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 7(3):242–252, 2001.
14. P.-D. Dai et al.A virtual laboratory for temporal bone microanatomy. IEEE Comput. Sci. Eng. 7(2):75–79, 2005.
15. A. Bornik et al. A hybrid user interface for manipulation of volumetric medical data. Proceedings of the 3D User Interface (3DUI '06). 29–36, 2006.
16. B. Frohlich et al. On 3D input devices. IEEE Comput. Graph. Appl. 26(2):15–19, 2006.
17. A. J. Sherbondy et al. Alternative input devices for efficient navigation of large CT angiography data sets. Radiology. 234(2):391–398, 2005.
18. Chapel Hill Volume Rendering Test Data Set. Soft Lab Software Systems Laboratory, University of North Carolina Department of Computer Science. 19. Med View TM [software]. http://www.medimage.com/petct-software.html

20. R. A. Robb. Visualization in biomedical computing.Parallel Computing. 25(13–14):2067–2110, 1999.
21. G. Lohmann. Volumetric Image Analysis.John Wiley & Sons Ltd., 1998.
22. ImageJ: Image Processing and Analysis in Java [homepage]. http://rsb.info.nih.gov/ij
23. U. B. Kai. Volume Viewer.International e Medieninformatik, 2005.
24. W. E. Lorensen and H. E. Cline.Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm.Comput.Graph. 21(4):163–169.
25. W. Schroeder, K. Martin, and B. Lorensen. The Visualization Toolkit: An Object-Oriented Approach to 3D Graphics, 3rd ed. Kitware, Inc., 2003.
26. J. K. Udupa. Multidimensional Digital Boundaries.Academic Press.311–323, 1994.
27. U. Tiede et al. Investigation of medical 3D-rendering algorithms. IEEE Comput. Graph. Appl. 10(2):41–53, 1990. 28. A. H. Watt. 3D Computer Graphics, 3rd ed. Addison- Wesley, 1999.
29. D. Shreiner et al. OpenGL(R) Programming Guide: The Official Guide to Learning OpenGL, 5th ed. Addison-Wesley Professional, 2005.
30. I. Viola, A. Kanitsar, and M. E. Groller. Importance-driven feature enhancement in volume visualization. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 11(4):408–418, 2005.
31. M. Harders and G. Szekely. Enhancing human–computer interaction in medical segmentation.Proc.IEEE. 91(9): 1430–1442, 2003.
32. R. Westermann and B. Sevenich.Accelerated volume raycasting using texture mapping. Visualization: Proceedings of the Conference on Visualization ’01. 271–278, 2001.
33. G. Kiefer, H. Lehmann, and J. Weese. Fast maximum intensity projections of large medical data sets by exploiting hierarchical memory architectures. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 10(2):385–394, 2006.
34. H. W. Venema, F. J. H. Hulsmans, and G. J. den Heeten. CT angiography of the Circle of Willis and intracranial internal carotid arteries: Maximum intensity projection with matched mask bone elimination—Feasibility study. Radiology. 218:893–898, 2001.
35. M. P. Marks et al. Diagnosis of carotid artery disease: Preliminary experience with maximum-intensity-projection spiral CT angiography. Am. J. Roentgenol. 160(6): 1267–1271, 1993.
36. D. Laur and P. Hanrahan. Hierarchical splatting: A progressive refinement algorithm for volume rendering. Proceedings of the 18th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques.ACM Press.285–288, 1991.
37. P. Lacroute and M. Levoy.Fast volume rendering using a shear-warp factorization of the viewing transformation.Proceedings of the 21st Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques.ACM Press.451–458, 1994.
38. J. Sweeney and K. Mueller. Shear-warp deluxe: The shear-warp algorithm revisited. Proceedings of the Symposium on Data Visualisation: ACM International Conference Proceeding Series. Eurographics Association. 22:95–V, 2002.
39. P. Bhaniramka and Y. Demange. OpenGL volumizer: A toolkit for high quality volume rendering of large data sets. Proceedings of the 2002 IEEE Symposium on Volume Visualization and Graphics. IEEE Press. 45–54, 2002.
40. J. Kniss et al. Interactive texture-based volume rendering for large data sets. IEEE Comput. Graph. Appl. 21(4):52–61, 2001.
41. J. Kim et al. Real-time volume rendering visualization of dual-modality PET/CT images with interactive fuzzy thresholding segmentation. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 11(2):161–169, 2007.
42. W. Manfred et al. Level-of-detail volume rendering via 3D textures.Proceedings of the 2000 IEEE Symposium on Volume Visualization.ACM Press.7–13, 2000.
43. B. F. Tomandl et al. Local and remote visualization techniques for interactive direct volume rendering in neuroradiology.Radiographics. 21(6):1561–1572, 2001.
44. J. Kniss, G. Kindlmann, and C. Hansen. Multidimensional transfer functions for interactive volume rendering. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 8(3):270–285, 2002.
45. F. H. Post et al. The state of the art in flow visualisation: Feature extraction and tracking. Computer Graphics Forum. 22(4):775–792, 2003.
46. R. S. Laramee et al. The state of the art in Xow visualization: Dense and texture-based techniques. Computer Graphics Forum. 23(2):203–221, 2004.

47. M. K. Tory, T. Moeller, and M. S. Atkins.Visualization of time-varying MRI data for MS lesion analysis. Proc. SPIE: Medical Imaging 2001: Visualization, Display, and Image-Guided Procedures. 4319:590–598, 2001.
48. N. Thune and B. Olstad.Visualizing 4-D medical ultrasound data.Proceedings of the 2nd Conference on Visualization. IEEE Computer Society Press. 210–215, 1991.
49. A. Neubauer et al. Advanced virtual endoscopic pituitary surgery. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 11(5):497–507, 2005.
50. A. Gronningsaeter et al. Initial experience with stereoscopic visualization of three-dimensional ultrasound data in surgery. Surg. Endosc. 14(11):1074–1078, 2000.
51. HP SpacePilot 3D USB Intelligent Controller [webpage].http://www.hp.com/sbso/product/workstation/spacepilot. html
52. B. A. Myers. Using multiple devices simultaneously for display and control.IEEE Personal Communications. 7(5):62–65, 2000.
53. Y. Kim and A. Varshney. Saliency-guided enhancement for volume visualization. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 12(5):925–932, 2006.
54. N. Nikolaidis. 3-D Image Processing Algorithms.John Wiley & Sons, 2001.
55. E. Bullitt and S. R. Aylward. Volume rendering of segmented image objects. IEEE Trans. Med. Imaging. 21(8):998–1002, 2002.
56. S.-S. Yoo et al. Interactive 3-dimensional segmentation of MRI data in personal computer environment. J. Neurosci. Methods. 112(1):75–82, 2001.
57. L. Vosilla et al. An interactive tool for the segmentation of multimodal medical images.Proceedings of IEEE EMBS International Conference on Information Technology Applications in Biomedicine. IEEE Press. 203–209, 2000.
58. J. Kim et al. Interactive fuzzy temporal thresholding for the segmentation of dynamic brain PET images. J. Cereb. Blood Flow Metab. 25:S620, 2005.
59. P. Vereda et al. Visualization of boundaries in volumetric data sets using LH histograms. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 12(2):208–218, 2006.
60. M. Levoy. Display of surfaces from volume data. IEEE Comput. Graph. Appl. 8(3):29–37, 1988.
61. A. Ko¨nig and E. Groller.Mastering transfer function specification by using Volume Pro technology. Proceedings of the 17th Spring Conference on Computer Graphics (SCCG'01). 279–286, 2001.
62. J. Marks et al. Design galleries: A general approach to setting parameters for computer graphics and animation. Proceedings of the 24th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques.ACM Press/Addison-Wesley Publishing, 1997.
63. I. Viola et al. Importance-driven focus of attention. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 12(5):933–940, 2006.
64. F.-Y. Tzeng and K.-L.Ma.A cluster-space visual interface for arbitrary dimensional classification of volume data.IEEE TVCG Symposium on Visualization, 2004.
65. J. Zhou, A. Doring, and K. D. Tonnies. Distance-based enhancement for focal region based volume rendering. Proceedings of Bildverarbeitung fur die Medizin '04,2004.
66. S. Guthe et al. Interactive rendering of large volume data sets. Proc. IEEE Visualization, 2002.
67. W. Li, K. Mueller, and A. Kaufman. Empty space skipping and occlusion clipping for texture-based volume rendering.Proc.IEEE Visualization, 2003.
68. J. Kruger and R. Westermann.Acceleration techniques for GPU-based volume rendering.Proc.IEEE Visualization, 2003.
69. W. Ruediger. A multiresolution framework for volume rendering.Proceedings of the 1994 Symposium on Volume Visualization.ACM Press, 1994.
70. M. Levoy. EYcient Ray Tracing of Volume Data.ACM Press, 1990.
71. T. W. Crockett. An introduction to parallel rendering.Parallel Computing. 23(7):819–843, 1997.
72. S. Molnar et al. A sorting classification of parallel rendering. IEEE Comput. Graph. Appl. 14(4):23–32, 1994.
73. P. Bhaniramka, P. C. D. Robert, and S. Eilemann. OpenGL multipipe SDK: A toolkit for scalable parallel rendering. Proc. IEEE Visualization, 2005.
74. M. N. Wernick and J. N. Aarsvold. Emission Tomography: The Fundamentals of PET and SPECT. Elsevier Academic Press, 2004.

75. W. Cai and G. Sakas. Data intermixing and multi-volume rendering.Computer Graphics Forum. 18(3):359–368, 1999.
76. J. Kim, S. Eberl, and D. Feng. Visualization of dualmodality anatomical and functional rendered volumes with image fusion using a dual-lookup table transfer function. IEEE Comput. Sci. Eng. 9(1):20–25, 2007.
77. J. Kim, S. Eberl, and D. Feng. Multi-modal medical visualization based on spatial transfer function. Proc. IEEE Visualization [poster presentation], 2006.
78. H. K. Huang. PACS, image management and imaging informatics.In Multimedia Information Retrieval and Management.Springer-Verlag.476, 2003.
79. A. Badano. AAPM/RSNA tutorial on equipment selection: PACS equipment overview: Display systems. Radio-Graphics. 24:879–889, 2004.
80. S. T. Jones, S. E. Parker, and C. C. Kim.Low-cost high performance scientific visualization. IEEE Comput. Sci. Eng. 3(4):12–17, 2001.
81. C. Marek et al. The ImmersaDesk and InWnityWall Projection-Based Virtual Reality Displays. ACM Press, 1997.
82. C. Demiralp et al. CAVE and Wshtank virtual-reality displays: A qualitative and quantitative comparison. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 12(3):323–330, 2006.
83. C. Cruz-Neira, D. J. Sandin, and T. A. DeFanti. Surround screen projection-based virtual reality: The design and implementation of the CAVE. Proceedings of the 20th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques.ACM Press.135–142, 1993.
84. Sharp3D [website]. http://www.codeplex.com/Wiki/View.-aspx?ProjectName¼Sharp3D
85. Philips N.V. [website]. http://www.research.philips.com
86. K. Balasubramanian. On the realization of constraint-free stereo television. IEEE Trans. Consum. Electron. 50(3):895–902, 2004.
87. A. Sullivan. 3-Deep: New displays render images you can almost reach out and touch. IEEE Spectrum. 42(4):30–35, 2005.
88. P. Ljung et al. Full body virtual autopsies using a state-ofthe-art volume rendering pipeline. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 12(5):869–76, 2006.
89. B. Gilles et al. Bone motion analysis from dynamic MRI: Acquisition and tracking. Acad. Radiol. 12:1285–1292, 2005.
90. D. Feng, Z. Wang, and S.-C. Huang.A study on statistically reliable and computationally efficient algorithms for generating local cerebral blood flow parametric images with positron emission tomography. IEEE Trans. Med. Imaging. 12(2):182–188, 1993.
91. D. Feng. Information technology applications in biomedical functional imaging.IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 3(3):221–230, 1999.
92. L. Wen. Fast and reliable estimation of multiple parametric images using an integrated method for dynamic SPECT. IEEE Trans. Med. Imaging. 26(2): 179–189, 2007.
93. N. Magnenat-Thalmann and F. Cordier.Construction of a human topological model from medical data.IEEE Trans InfTechnol Biomed. 4(2):137–143, 2000.
94. MIRALab [website, Geneva, Switzerland]. http:// www.miralab.unige.ch
95. M. J. Ackerman. The visible human project.Proc.IEEE.86(3):504–511, 1998.
96. J. S. Park et al. Visible Korean human: Improved serially sectioned images of the entire body. IEEE Trans. Med. Imaging. 24(3):352–360, 2005.
97. S.-X. Zhang, P.-A.Heng, and Z.-J.Liu. Chinese visible human project: Dataset acquisition and its primary applications. Proc. IEEE EMBC, 2005.
98. R. A. Robb. Biomedical imaging: Past, present and prediction. Proc. Symp. Intelligent Assistance in Diagnosis of Multi-Dimensional Medical Images, 2005.
99. R. A. Robb and D. P. Hanson.Biomedical image visualization research using the Visible Human Datasets.Clin. Anat. 19(3):240–253, 2006.
100. D. P. Martin, D. J. Blezek, and R. A. Robb. Simulating lower extremity nerve blocks with virtual reality. Tech. Reg. Anesth. Pain Manage. 3:58–61, 1999.
101. A. Pommert et al. Creating a high-resolution spatial/symbolic model of the inner organs based on the visible human. Med. Image Anal. 5(3):221–228, 2001.
102. P. Ljung et al. Transfer function based adaptive decompression for volume rendering of large medical data sets. IEEE Symp. Volume Visualization and Graphics, 2004.

103. P. Ljung, C. Lundstro¨m, and A. Ynnerman.Multiresolutioninterblock interpolation in direct volume rendering.Proc.Eurographics/IEEE Symp.Visualization, 2006.
104. P. Ljung. Adaptive sampling in single pass, GPU-based raycasting of multire solution volumes.Proceedings Eurographics/IEEE Workshop on Volume Graphics, 2006.
105. G. Kindlmann, D. Weinstein, and D. Hart.Strategies for direct volume rendering of diffusion tensor Welds. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 6(2):124–138, 2000.
106. C.-F. Westin et al. Processing and visualization for diffusion tensor MRI. Med. Image Anal. 6:93–108, 2002.
107. C. Pierpaoli and P. J. Basser.Toward a quantitative assessment of diffusion anisotropy.Magn.Reson. Med. 37(6):893–906, 1996.
108. G. Kindlmann and C.-F.Westin.Diffusion tensor visualization with glyph packing. IEEE Trans. Vis. Comput. Graph. 12(5):1329–1336, 2006.

obeikandl.com

obeikandl.com

الفصل العاشر

اتصالات البيانات والبنية التحتية للشبكات

Data Communication And Network lnfrastructure

Prof. Doan B. Hoang

Dr. Andrew J. Simmonds

بروفسير دوان ب هؤانج

د. أندروا ج ساموندس

(١٠،١) مقدمة ٤٤٨

(١٠،٢) تقنيات النقل والاتصالات..... ٤٥١

(١٠،٢،١) خطوط الاشتراك الرقمية الغير متماثلة

(١٠،٢،٢) طبيعة البيانات

(١٠،٢،٣) التبادل بنظام الحزم أو الباكيت

(١٠،٢،٤) أنظمة الوصول على الوسط

(١٠،٣) الإنترنت والشبكة العالمية ٤٥٨

(١٠،٣،١) هيكل الاتصالات الطبقي

(١٠،٣،٢) الشبكات المحلية

(١٠،٣،٣) الإنترنت

(١٠،٣،٤) الشبكة العالمية

(١٠،٤) تقنيات اللاسلكي والمحمول..... ٤٦٨

(١٠،٤،١) أساسيات تقنية اللاسلكي

(١٠،٤،٢) شبكات المساحة الواسعة اللاسلكية

(١٠،٤،٣) الشبكات المحلية اللاسلكية

obeikandl.com

(١٠،٤،٤) شبكات المساحة الشخصية اللاسلكية
(١٠،٤،٥) الاتصالات ذات المدى فوق المتسع
(١٠،٤،٦) الاتصالات بالأقمار الصناعية
(١٠،٥) شبكات الحساسات للمراقبة الصحية ٤٧٧
(١٠،٥،١) الحساسات
(١٠،٥،٢) متطلبات المراقبة
(١٠،٥،٣) الاتصالات في شبكة الحساسات اللاسلكية
(١٠،٦) تطبيقات التقنيات اللاسلكية في الطب عن بعد ٤٨٣
(١٠،٦،١) الخدمات المعتمدة على المكان للحوادث الطبية الطارئة
(١٠،٦،٢) أنظمة الروبوتيات المتحركة للتصوير الفوق صوتي عن بعد
(١٠،٧) الملخص ٤٨٨
(١٠،٨) تمارين ٤٨٨
(١٠،٩) المراجع ٤٨٩

(١٠،١) مقدمة

لقد تم بناء نموذج الرعاية الصحية الحالي حول المستشفيات، والأطباء، والممرضين وآخرين من الشخصيات الطبية. هذا النموذج يخدم جيداً حتى الآن إحتياجات الدول النامية والمجتمعات الصغيرة نسبيا، والصحية، والأقل حركة أو الثابتة، عن طريق مشاركة البنية التحتية المكلفة والشخصيات الطبية. على الرغم من ذلك، فإذا تم الاستمرار مع هذا النموذج، فإن نظام الرعاية الصحية سيتعب ويصل إلى درجة التصدع نتيجة لعدد من الأسباب وستكون هناك حاجة للبحث عن حلول بديلة يجب تطويرها لتقليل تكلفة الرعاية الصحية، مع الحفاظ على جودة الحياة للمواطنين. من هذه الأسباب ما يلي:

• لقد أصبحت الرعاية الصحية صعبة التوفير، فمثلا أصبح الكونجرس الأمريكي مثقلاً بأعباء سنوية للرعاية الصحية تفوق الواحد ونصف ترليون دولار أمريكي مما تسبب في الخوف من أن نظام الرعاية الصحية قد يكون غير قادر على التعامل مع الزيادة المضطردة من المرضى.

• هناك تغير مستمر في التركيبة السكانية. الفئة العمرية للسكان فوق الـ٦٥ سنة من المتوقع أن تتضاعف من ٣٧٥ مليون في عام ١٩٩٠ إلى ٧٦١ في عام ٢٠٢٥، وذلك على مستوى العالم [1]، وهذا يعني أن الرعاية الوقائية أو

المساعدة ستبدأ في التخلص من المركبات المرتفعة الثمن للرعاية الصحية. وبذلك قد تكون زيارات المستشفي والاستشارات المباشرة وجها لوجه مع الطبيب ستكون مطلوبة فقط في الحالات الضرورية.

• المجتمع يكون دائما في حراك متزايد، حيث مع التقدم في الإنترنت وتكنولوجيا الاتصالات المحمولة فقد أصبح الناس دائمي الحركة في شغلهم وحتى في أنشطتهم الاجتماعية. ولذلك، فإن الرعاية الصحية يجب أن تتبع حركة الناس ولا تتوقع أن يحضر الناس إليها لطلب الخدمة.

• يتزايد الطلب على الرعاية المنزلية حيث يفضل الكثير من الناس التواجد في منازلهم أثناء العلاج بدلا من التواجد في مستشفي أو بيت للرعاية الصحية، وذلك بشرط توافر وسائل المساعدة المرضية في المنزل.

توفر الصحة المتحركة mobile health والطب عن بعد حلولا بديلة ومكملة للتعامل مع المشاكل الجديدة في الرعاية الصحية. يقصد بالطب عن بعد أنه استخدام تقنيات الاتصالات اللاسلكية والمعلوماتية لتوفير الرعاية الصحية للأشخاص الموجودين على مسافات بعيدة ونقل المعلومات الضرورية لتوفير هذه الرعاية [2]. يقصد بالصحة المتحركة مراقبة الحالة الصحية أو توفير العلاج للأشخاص أثناء حركتهم. أحيانا يستخدم معنى الطب عن بعد بالتبادل مع معنى الصحة المتحركة، مع أن المعنى الحقيقي لكل منهما يختلف عن الآخر. يركز الطب عن بعد على نقل البيانات الطبية، وبالذات الصور الطبية، على الرغم من أنه في كل من الطب عن بعد والصحة المتحركة فإن التشخيص الطبي يحدث عن بعد ومعظم تطبيقات الصحة المتحركة تتضمن النقل اللاسلكي للبيانات الطبية.

من الواضح أن تقنيات الاتصالات والبنية التحتية لشبكات الاتصالات ستلعب دوراً أساسياً في هذه الحلول. الاتصالات اللاسلكية تكون مطلوبة لتدعيم حركة الناس والأطباء الممارسين، كما أن البنية التحتية للشبكات تكون مطلوبة لنقل المعلومات الطبية ونصائح الخبراء الضرورية للعلاج. شبكات الحساسات أيضا تكون ضرورية لمراقبة العلامات الحيوية للمستخدمين المحتاجين للدعم الدائم أو المستمر.

تستخدم تقنيات الاتصالات هذه الأيام في الرعاية الصحية بأكثر من طريقة بما في ذلك الملاحظات، والرسائل، والاتصال عبر الإنترنت، والمؤتمرات عن طريق الفيديو، والأشعة عن بعد، والاستشارات الجراحية عن بعد، والاتصال بالتطبيقات المرجعية. لقد أدى تكامل الرعاية الصحية مع الإنترنت، واللاسلكي، والاتصالات عن بعد، وتقنيات الاتصالات المتحركة إلى الاتصال المتزايد مع موفري الرعاية الصحية، والكفاءة الزائدة لهذه العملية، والجودة العالية لخدمات الرعاية الصحية [3,5].

يهدف نشر تقنيات الاتصالات والبنية التحتية للشبكات إلى التخلص من المكونات المرتفعة الثمن في الرعاية الصحية القديمة أو المعروفة، وتوفير خدمات رعاية صحية أكبر للأعداد المتزايدة من الناس وتوفير التكلفة الكلية أو الشاملة للرعاية الصحية ككل.

يهدف هذا الفصل إلى توفير فهم أساسي لمفهوم نقل البيانات والاتصالات باستخدام التقنيات السلكية واللاسلكية مع شرح لدور البنية التحتية للشبكات وهياكلها لتدعيم خدمات الرعاية الصحية الحالية والمستقبلية . يركز هذا الفصل على مايلي بالذات :

- توضيح مفهوم المعلومات وسعة قنوات الاتصالات.
- توفير شرح لتقنيات الاتصالات ونقل البيانات.
- شرح الحدود النظرية لقناة الاتصال
- تقديم هيكل الإنترنت والشبكة العالمية.
- شرح تقنيات الاتصالات اللاسلكية وشبكات المحمول اللاسلكية
- تقديم الحساسات والتقنيات اللاسلكية المصاحبة لها في المراقبة الصحية
- تقديم تطبيقات على الطب عن بعد/الصحة المتحركة التي تتطلب الدعم من الحساسات وتقنيات الاتصالات.

لقد تم ترتيب هذا الفصل كما يلي : يشرح الجزء (١٠.٢) المفاهيم الأساسية للبيانات، ونقل البيانات وقنوات الاتصال. يراجع هذا الجزء أيضا المفاهيم الأساسية للمعلومات، وطبيعة البيانات، وعرض المجال، وحدود قنوات الاتصالات المعرفة بقانون شانون وهارتلي، والإشارات الرقمية والتماثلية، والتعديل، وتقنية خطوط الاشتراك الرقمي الغير متزامن Asynchronous digital subscriber line ADSLوالتبادل الحزميpacket switching.

يشرح الجزء (١٠.٣) هيكلة طبقات الشبكة، والإنترنت، والشبكة الدولية. يشرح هذا الجزء مهمة الطبقات المختلفة في هيكل الشبكة المحلية والشبكة الواسعة. يشرح الجزء (١٠.٤) أساسيات تقنيات الاتصالات اللاسلكية بدءًا من ترددات الراديو حتى نظم الاتصالات والنقل بموجات الراديو من خلال المجالات الضيقة والواسعة وفائقة الاتساع. يعرض أيضا هذا الجزء عدداً من الشبكات اللاسلكية المستخدمة في الطب عن بعد مثل شبكات المحمول الخلوية، والشبكات المحلية اللاسلكية، والشبكات الشخصية، والاتصالات بالأقمار الصناعية.

يشرح الجزء (١٠.٥) الحساسات والبنية التحتية المصاحبة لها في المراقبة الصحية. يركز هذا الجزء على الحساسات، وشبكات الحساسات اللاسلكية ومتطلباتها في دعم أنظمة المراقبة الصحية. يقدم الجزء (١٠.٦) العديد من التطبيقات المتعلقة بالموضوع والتي توضح استخدام التقنيات المختلفة التي تم شرحها في الأجزاء السابقة، وأيضا بعض التطبيقات الحديثة للشبكات السلكية واللاسلكية في الطب عن بعد أو الصحة المتحركة والتي تتضمن الطوارئ، والخدمات المعتمدة على الموضع أو المكان، والتدريب عن بعد، وأنظمة الروبوتات التي يتم تشغيلها عن بعد.

obeikandl.com

(١٠،٢) تقنيات النقل والاتصالات

المفهوم الأكثر أهمية في اتصالات البيانات هو أنه أكبر معدل يتم به نقل البيانات على قناة معينة (بمعنى أن سعة القناة C بوحدات البت/الثاتية bps) يتناسب مع عرض المجال المتاح. هذا المفهوم أو المعنى يكون في العادة مفهوماً، ولذلك فإن المستخدمين هذه الأيام يطلبون وصلات الإنترنت التي لها عرض مجال عالٍ، ويفضلون في العادة خطوط الاشتراك الرقمية غير المتزامنة ADSL أو كابلات وصلات الاتصال الهاتفي.

بالطبع، فإن كمية المعلومات المنقولة تعتمد على جودة الوصلة، وأيضا التقنية المستخدمة. إذا كانت الوصلة أو قناة الاتصال رديئة وهناك مستوى عالٍمن الضوضاء، فإن ذلك سيؤدي بالطبع إلى تقليل معدل نقل البيانات على الوصلة. قبل الاستمرار في الشرح فإننا سنحتاج إلى تعريف أدق للمصطلحات المستخدمة، وسوف نستخدم أمثلة حقيقية على تقنيات الاتصالات المختلفة لتوضيح أساسياتها، ولكن لسوء الحظ، فإن هذا يعني أننا سنستخدم العديد من المختصرات ذات الثلاثة أحرف، three letters acronyms, TLA.

- **المعلومات Information (I)**: إن هذا مصطلح دقيق في الاتصالات، يشير إلى وحدات البتات. إنه في الحقيقة مقياس لعدم التأكد أو المفاجأة. إذا كانت محتويات أى رسالة معروفة قبل وصول هذه الرسالة، بمعنى، إذا كانت هذه الرسالة لا تحمل أى معلومات جديدة؛ بالتالي فإن المعلومات في هذه الرسالة تساوي صفراً من البتات، بصرف النظر عن طول هذه الرسالة. يمكن التعبير عن ذلك حسابيا بأنه إذا كان احتمال وصول رسالةP يساوي1، فإن I=0. أو بمعنى آخر،إذا كانت P=0 (بمعنى أن استقبال الرسالة يكون مفاجأة تامة، وهذا شيء يجب ألا يحدث)، فإن ∞=I.في الحقيقة يمكن التعبير عن I بالعلاقة التالية$I=\log_2(1/P)$التي تتكون من عدد من البتات حيث $\log_2(x)=\log_{10}(x)/\log_{10}(2)$.
- **عرض المجال Bandwidth (B)**: حيث إن B يتناسب مع سعة القناة C، فإنه أحيانا يتم استخدام البت في الثانيةbps كوحدات لعرض المجال، فمثلا، يمكن لأى شخص أن يقول أن عرض مجال وصلة لاسلكية 802.11 bit (في مجال تقنية الـWiFi) يكون 11Mbps (ميجابت/ثانية)، على الرغم من أن 11 Mbps تكوم محددة لمعدل البيانات، وأما عرض المجال فهو كمية الطيف الترددى المتاح في القناة، والذي يتم قياسه بالهرتز (Hz) أو إعطاؤه اسمه القديم، دورة في الثانية (وهذا يعنى أن تردد الكهرباء المنزلية يكون إما 50 وإما 60Hz إعتمادا على البلد أو الدولة المفترضة، وهذا يعنى أن إشارة أو قطبية الجهد تتغير من الموجب للسالب بمعدل خمسين أو ستين مرة في الثانية).

فمثلا تقنية الـWiFi اللاسلكية ذات الـ802.11bتستخدم مجالاً ترددياً مقداره 2.4GHz صناعياً وعلمياً وطبياً Industrial, Scientific, and Medicine, ISM، والتي يكون لها مدى ترددي من 2.4 حتى 2.4835GHz، بمعنى

أن عرض المجال بين (أعلى تردد – أقل تردد) يساوي0.0835GHz أو 83.5MHz على الرغم من تقسيمه إلى العديد من القنوات المتداخلة ذات عرض مجال يساوي22MHz لكل منها (القنوات غير المتداخلة هى القنوات ١ و ٦ و ١١).

- **الضوضاء Noise:** إنها أى إشارة غير مطلوبة، وتتراوح من الضوضاء الحرارية العشوائية في المكونات الإلكترونية، إلى التداخل من الإشارات الأخرى، إلى الضوضاء المتولدة من البرق، إلخ. بدون الضوضاء يمكننا إرسال أى كمية من المعلومات على قناة الاتصال، ولذلك فإنها الضوضاء هى التي تضع الحد الأساسي لسعة القناة.

إننا الآن في وضع يمكننا من فهم المعادلات التي تربط سعة القناة C مع عرض المجال B. لأى تقنية رقمية تستخدم عدد M من الحروف (مثلا الاتصالات الثنائية عبارة عن تقنية رقمية لها M=2)، تكون السعة القصوى لقناة الاتصال ؛ أو معدل إرسال البيانات تبعا لقانون هارتليHartleys law كما يلي :

$$C=2B\log_2(M)\ \text{bps.}$$

وبالتالي ؛ فإنه لأى نظام ثنائي، C=2B وسيكون هناك واحد بت لكل رمز، بينما لأى تقنية لها ١٦ حرفاً محدداً (بمعنى M=16)، فإن C=8B، وسيكون هناك $\log_2(M)=4$ بتات لكل رمز. وعلى ذلك فإحدى الطرق لزيادة معدل البيانات هي استخدام تقنيات تكون أكثر تعقيداً من التقنيات الثنائية، ولكن أولا، نفترض الإشارات الثنائية.

إن الحروف الثنائية من الممكن أن تكون جهوداً يتم تمثيلها ب 0 أو 1، أو ترددات مختلفة، أو حتى أطواراً مختلفة لنفس التردد. بالنسبة للأنظمة الثنائية، نستخدم مصطلح الإزاحة المفتاحية shift keying، بحيث أنه مع استخدام اثنين من المستويات الجهدية فإننا نستخدم في هذه الحالة الإزاحة المفتاحية للمقدار amplitude shift keying, ASK، وإذا كنا نستخدم اثنين من الترددات المختلفة فإننا في هذه الحالة نستخدم الإزاحة المفتاحية الترددية frequency shift keying, FSK، وإذا كنا نستخدم طورين مختلفين لنفس التردد فإننا في هذه الحالة نستخدم الإزاحة المفتاحية الطورية phase shift keying, PSK.في كل هذه الأحوال، يتم استخدام الاتصالات واسعة المجال، حيث يتم تعديل إشارة المجال الأساسية (أى البيانات) على إشارة جيبية حاملة. حسابيا يتم التعبير عن الموجة الجيبية كما يلي :

$$v(t) = A\sin(2\pi ft + \Phi)volts$$

حيث يمكن تعديل إما المقدار A(volts) وإما التردد f(Hz) وإما الطور Φ(radians) لكي تحمل الإشارة (أو اثنين أو أكثر من المتغيرات يمكن تعديلها في نفس الوقت). كمثال على ذلك، فإن أحد الإصدارات الأولى من الموديم V.21 كان

يستخدم الـFSK (ترددين في مسار الإرسال، أحدها يقابل الثنائي0 والآخر يقابل الثنائي1، وزوجين آخرين من الترددات في المسار المقابل، الاستقبال، لتجنب التداخل). كل الترددات التي يتم اختيارها تقع في المجال الترددي لقناة التليفون التماثلية، أى من ٣٠٠ هرتز حتى ٣.٤ كيلوهرتز (مع عرض مجال مقداره ٣.١ كيلوهرتز). مثل هذا النظام يستطيع إرسال 300 bps (فقط ٣٠٠ بت/الثانية) في التراسل ثنائي الاتجاه full duplex FDX: يرسل ٣٠٠ بت/الثانية ويستقبل ٣٠٠ بت/الثانية في نفس الوقت على نفس الدائرة ذات السلكين two wire, 2W. لاحظ أن هناك أنظمة اتصالات أخرى تكون أحادية الاتجاه half duplex, HDX، حيث تستخدم القناة بالتبادل إما في اتجاه الإرسال أو في اتجاه الاستقبال، وفي هذه الحالة تستخدم دائرة ذات ٤ أسلاك 4W ودائرتين كل منهما من سلكين 2W، واحدة في اتجاه الإرسال وأخرى في اتجاه الاستقبال.

بالنسبة للأنظمة ذات الأحرف الأكثر من ذلك، فإنه من الشائع دمج كل من الإزاحة المفتاحية للمقدار والطور. فمثلا، يمكن تمييز ثمانية أطوار، كل منها له مستويان جهديان مختلفان، مما يعطي ١٦ حرفاً مختلفاً. إن دمج التعديل في الطور والمقدار يسمى تعديل المقدار الرباعي quadrature amplitude modulation QAM، في هذه الحالة يكون هناك 16 QAM مع ٤ بتات لكل رمز. باستخدام طريقة متقدمة للتعديل تسمى طريقة تعديل التعريشة المشفرة trellis coded modulation, TCM يمكن الوصول إلى معدلات أعلى للبيانات.يستخدم الـTCM كود لتعديل الخطأ الأماميforward error correction, FEC، حيث تحتوي الإشارة على بعض المعلومات الزائدة، تساعد في تصحيح بعض الحروف وقتيا عند الاستقبال اعتماداً على معلومات في الإشارة التي يتم استقبالها. على الرغم من أن إرسال هذه المعلومات الزائدة يزيد من كمية البيانات المرسلة، إلا أن التأثير الكلي على تصحيح الأخطاء يساعد في زيادة معدلات البيانات. بعد ذلك يتم تعديل كود الـFEC باستخدام تعديل الـQAM.

من نتائج استخدام الـ TCM أنه في الموديم V.34 أمكن الوصول إلى سرعات تصل إلى ٣٣.٦ كيلو بتاً/الثانية بطريقة الـFDX على شبكة الاتصال الهاتفيdial up (مع TCM و 1,664 QAM، أى ١٠.٧ بتاً لكل رمز)، وهذا المعدل يقارب الحد النظريالذي يتحدد بالضوضاء على القناة. إن المعادلة التي تحدد السعة العظمى للقناة في وجود الضوضاء تسمى بقانون شانون هارتليShannon-Hartley lawوهى كما يلي:

$$C=B\log_2(1+S/N)\ \text{bps}$$

إن سعة مقدارها C=33.6 kbps و B=3.1kHz تتطلب جودة قناة عالية بنسبة طاقة إشارة للضوضاء S/N تكون على الأقل ١٨٣٠ (في العادة يتم التعبير عن النسبة بالديسبل dB للتسهيل حيث في هذه الحالة $10\log_{10}(1830)=32.6$ dB).

هناك موديمات أخرى مثل الموديم V.92الذي يسمح بمعدل أعظم مقداره ٥٦ كيلوبتاً/الثانية باستخدام تعديل مقدار النبضة pulse amplitude modulation, PAM، كما أن موديمات الـADSL (انظر الجزء التالي)، تحقق سرعات

أعلى من الموديم V.34، ولكنها تحمل البيانات على "آخر ميل" فقط، من سنترال المنطقة (أو مكتب المركز في الولايات المتحدة) إلى المستخدم، بينما الموديمات V.34 فتحمل البيانات من النهاية إلى النهاية عبر شبكة التليفونات.

(١٠،٢،١) خطوط الاشتراك الرقمية الغير متماثلة

هناك نسبة مثالية في خطوط الـADSL مقدارها 10:1 يتم وضعها بين معدل التنزيل download من الإنترنت ومعدل التحميل upload إلى الإنترنت؛ وبالتالي يظهر المصطلح غير المتماثل asymmetric. تعتمد المعدلات العظمى على المسافة بين المستخدم وسنترال التليفونات، والتي تتراوح بين ٨.٤٤٨ ميجا بتاً/الثانية بالقرب من السنترال (أقل من ٣٠٠٠متر) حتى تصل إلى ١.٥٥٤ ميجا بتاً/الثانية بعيدا عن السنترال (أبعد من ٥٥٠٠ متر) [6].

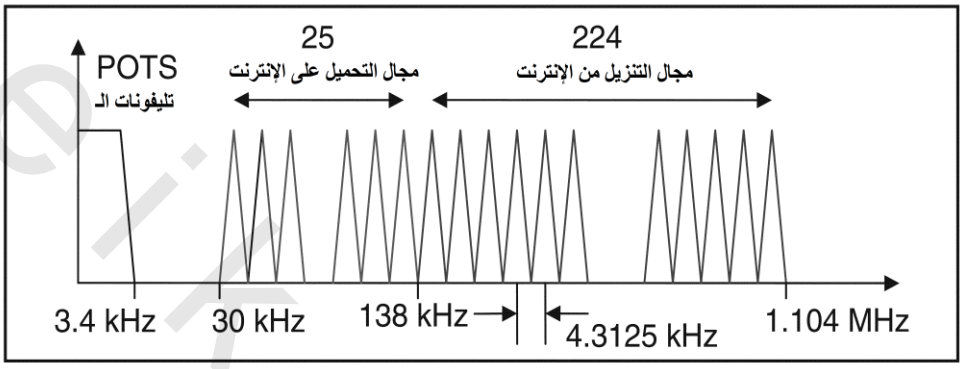
إن أعلى معدل للبيانات على خط التليفون باستخدام الموديم V.92يساوي ٥٦ كيلوبتاً/الثانية فقط. لاحظ أيضا أن الـADSL يستخدم نفس أسلاك التليفون المزدوجة المجدولة بحيث أن زوجاً واحداً فقط يحمل الإشارات في الاتجاهين (أى على دائرة الـ2W FDXفي الحلقة المحلية أو الموضعية بين المشترك والسنترال المحلي)، وعلى ذلك فكيف يحقق الـADSL هذا المعدل المتزايد في معدلات البيانات ؟.

الإجابة عن ذلك، هى أن الخط يتم ضبطه للاتصال الرقمي، بدلا من الاستخدام كتليفون تماثلي.من الأشياء المهمة في خط التليفون أن استجابته الترددية يجب أن تكون مسطحة أو متساوية على عرض المجال الذي مقداره ٣.١ كيلوهرتز بحيث أن الإشارات الصوتية لن يتم تشويهها، بينما بالنسبة للخط الرقمي فإننا نحتاج فقط للتعرف على الأحرف، وكما رأينا مسبقا فإن عرض المجال هو الذي يهم في هذه الحالة. إن الاستجابة الترددية المسطحة تم الحصول عليها باستخدام "ملفات التحميل" والتي هى عبارة ملفات غير فعالة يتم إدخالها على الخط. إن إزالة هذه الملفات يزيد عرض المجال المتاح بدرجة كبيرة.

باستخدام معايير الـADSL وهى ITU G992.1، فإن عرض المجال المتزايد يتم استخدامه للعديد من القنوات التي عرض مجال كل منها يساوي ٤ كيلوهرتزا،مع تعديل كل مجال ترددي أو قناة بطريقة مثل الموديم V.34. إن ذلك يعتبر صورة من التقسيم الترددي المتعدد الاتصال frequency division multiple access, FDMA، ولكن هذه التقنية لل ADSL تسمى التعدد النغمي المتقطع discrete multitone, DMT. هناك حد أقصى مقداره ٢٢٤ قناة للتنزيل من الإنترنت، و٢٥ للتحميل إلى الإنترنت. ولذلك فإنه يمكن تصور موديم الـADSL على أنه ٢٢٤ موديم QAMفي صندوق واحد، ليس كل هذه الـ٢٢٤ موديم يمكنها أن تحقق معدل متزامن كامل، ولكن لايزال معدل البيانات الأعظم مدهشا جدا.

المدى الترددي لأى قناة تماثلية (٣٠٠ هرتز حتى ٣.٤ كيلوهرتز) يتم الحفاظ عليه لأنظمة تليفونات الـ POTS, plain old telephone systems. كل القنوات الأخرى يكون عرض مجالها ٤ كيلوهرتز، ويتم تعديلها على موجات

حاملة متباعدة عن بعضها بمقدار ٤.٣١٢٥ كيلوهرتز في الطيف الترددي. تقع الـ٢٥ قناة للتحميل على الإنترنت في المدى الترددي من ٣٠كيلوهرتز حتى ١٣٨ كيلوهرتز، بينما تقع الـ٢٢٤ قناة للتنزيل من الإنترنت في المدى من ١٣٨ كيلوهرتز حتى ١.١٠٤ ميجاهرتز كما في الشكل رقم (١٠.١). المدى من ٣.٤ كيلوهرتز حتى ٣٠ كيلوهرتز يعتبر مجال حراسة ليمنع التداخل بين قنوات الـPOTS والبيانات الرقمية.



الشكل رقم (١٠،١) الطيف الترددى لل ADSL.

يحقق الـADSL المثالي ١.٥ ميجابتاً/الثانية للتنزيل من الإنترنت و ٢٥٦ كيلوبت/الثانية للتحميل على الإنترنت، بينما يكون معدل التنزيل الفعلي ١.١ ميجابتاً/الثانية [7].

(١٠،٢،٢) طبيعة البيانات

في عالمنا الحقيقي، نتوقع أن تكون البيانات غالبا في الصورة التماثلية، أى أنها عبارة عن متغير مستمر في خلال مدى معين للمقدار، مثل ضغط الهواء أو سرعة السيارة. إن كلمة أو تعبير تماثليanalog مستنتجة من التماثل أو التقابل بين الإشارة الأصلية (مثل ضغط الهواء) والإشارة التماثلية (مثل الجهد الخارج من حساس الضغط، الذي يحول ضغط الهواء إلى إشارة كهربية). ولكننا أيضا نتعامل مع بيانات رقمية مثل إشارة المرور بألوانها الثلاثة. إن العملية التي تحول إشارة الجهد التماثلي إلى رقم ثنائي يمكن تقسيمها إلى ثلاث مراحل:

١ - أخذ العينات (العيننة): هى هذه العملية التي يتم فيها أخذ عينة من الإشارة (مثلا قيمة للجهد) عند فترات متكررة بحيث تصبح الإشارة غير مستمرة (مقطعة) على الإطلاق. الفترة الزمنية بين عينتين Ts، ومعدل أخذ العينات أو التردد fs هو ببساطة مقلوب هذه الفترة؛ وبالتاليfs=1/Ts. هناك نتيجة مهمة جدا في نظرية الاتصالات تسمى نظرية أخذ العينات، أو نظرية نيكويست، والتي تنص على أنه لأى إشارة عرض مجالها B، فإن كل المعلومات التي في الإشارة الأصلية يمكن استرجاعها إذا كان معدل أخذ العينات Fs>2B (يسمى التردد fs=2B بمعدل نيكويست). بفرض أن B=3.1kHz لقناة التليفونات التماثلية، فإن أقل معدل لأخذ العينات يجب أن يكون فوق ٦.٢

كيلوهرتز. ولكن مع استخدام المرشحات البسيطة للحفاظ على أقل تكلفة فإن ذلك يعني أن معدل العينات يجب رفعه، وفي العادة يتم استخدام ٨ كيلوهرتز كمعدل معياري أو قياسي لذلك.

٢ - **التكميم quantization**: افترض محولاً تماثلياً/رقمياً Analog to digital converter ADC ذو ٤ بتات يتم استخدامه لتحويل جهود الدخل في المدى من 0.5V- حتى 15.5V إلى أرقام من ٤ بتاً. باستخدام الـ٤ بتات يمكننا أن نحصل على ١٦ مستوى ممكنا للجهد يتراوح من 0000 (يقابل 0V) حتى 1111 (يقابل 15V). أى جهد بين 0.5V- و 0.5V سيتم تحويله إلى الرقم 0000، وأى جهد بين 14.5V و 15.5V يتم تحويله إلى الرقم 1111، إلخ. هذه المرحلة من التحويل تتسبب في خطأ تكميم غير مرغوب فيه وهو صورة أخرى من صور الضوضاء المضافة. أعلى قيمة لخطأ التكميم هذا في المثال الحالي هى 0.5V أو 0.5V/16=1/32=3.125%. عامة بالنسبة لمحول ADC خطي مكون من n من البتات فإن أعلى قيمة لخطأ التكميم تكون $1/(2^{n+1})$، ويقال ببساطة أن التحديدية لهذا المحول تساويn بت.

٣ - **التتابع serialization**: هذه الخطوة تكون بعد عملية التكميم وحيثما يتم تحويل هذه الجهود المكممة إلى أرقام ثنائية.في هذا المثال الخاص، يتم تحويل الجهد التماثلي مباشرة إلى رقم ثنائي. إن عملية التتابع تكون مختفية، وهذه هى الطريقة التي يعمل بها معظم المحولات ADC.

بالنسبة لقناة التليفونات التماثلية يتم استخدام أرقاما من ٨ بتاً لكل إشارة صوت، لذلك فإن معدل البتات للتليفونات الرقمية تساوي ٨بت × ٨كيلوهرتز=٦٤كيلوبتاً/الثانية. على الرغم من استخدام مميزات خواص التشفير غير الخطي لإشارة الصوت، فإن التحديدية تكون ١٢ بتاً لمقادير الصوت المنخفضة ولكن التحديدية تكون أقل من ذلك للمقادير العالية للصوت.

من المميزات الواضحة للإشارات الرقمية هى أداؤها الأفضل في وجود الضوضاء، حيث إن الإشارة الرقمية تكون مختارة من مجموعة محددة ومعروفة من الرموز، فإنه من الممكن استعادة توليد الرموز الأصلية تماما إذا لم تكن الضوضاء كبيرة. فمثلا إذا كان الضوء الأخضر في إشارة المرور عبارة عن ظل بين الأخضر والأزرق، فإن الناس سيظلون يتعرفون على هذا الضوء على أنه اللون الأخضر وسيتصرفون على ضوء ذلك بكل ثقة والاقتناع بالأمان. إذا كنا نستطيع التعرف على الرموز الرقمية المرسلة بعد إعادة تشكيلها عند المستقبل، فإننا سنزيل أى ضوضاء تكون قد أضيفت أثناء عملية الإرسال على الوصلة. وبالتالي؛ فإن الضوضاء في حالة الإعداد الجيد لنظام الاتصالات الرقمي تكون هى فقط الضوضاء المضافة بسبب خطأ التكميم في عملية التحويل إلى الصورة الرقمية أصلا (والتي يمكن جعلها صغيرة عن طريق زيادة عدد المستويات)، بصرف النظر عن عدد الوصلات التي يتم إرسال الرسالة عليها. إن هذا يختلف عما يحدث في حالة قنوات الاتصالات التماثلية، حيث الضوضاء تكون عادة مضافة أو تراكمية وبالتالي فإنه كلما كانت القناة أطول كانت الضوضاء أسوأ، مع ملاحظة الإعداد الجيد للقناة. إذا

كانت الضوضاء ستتسبب في اختيار الرمز الخطأ عند إعادة توليد الإشارة عند المستقبل، فإن الأخطاء ستضاف على الإشارة في هذه الحالة. عند اختيار الرمز الخطأ فإن الضوضاء في الحقيقة تزداد. وبالتالي؛ فإنه عند مستوى تشبعي معين للضوضاء فإن أداء القناة الرقمية سيؤول إلى التلاشي، وستتكسر الإشارة بينما، تكون الإشارة الرقمية عندما تتدهور مازالت معروفة ولها معنى.

(١٠،٢،٣) التبادل بنظام الحزم أو الباكيت

تعتبر توصيلة الـPOTS مثالا على تبادل الدائرة، والذي يعني أن القناة الطبيعية تكون مخصصة للمكالمة في أثناء فترتها.في هذه الأيام وعلى الرغم من ذلك فإن الاتصالات عن طريق تبديل الحزمة هى الأكثر عمومية.في بعض الأحيان تكون حزمة واحدة كافية لاستيعاب كل الرسالة، ولكن في الأحوال الأخرى تكون الحزمة جزء من المكالمة أو تدفق البيانات.في حالة تبديل الحزمة تتم مشاركة القناة الطبيعية بين كل الحزم، بحيث يتم استخدام القناة عن طريق حزمة معينة من مكالمة معينة، وبعدها يمكن أن تكون حزمة أخرى من مكالمة أخرى هى المستخدمة للقناة، وهكذا. الحزم الأخرى من أى مكالمة سيتوالى إرسالها على القناة عندما تكون متاحة وعندما تكون القناة حرة، وهذا بالتالي ليس بالضرورة أن يكون على فترات زمنية متساوية أو منتظمة.

تعتبر تقنية تبديل الحزم أو الباكيتات تقنية رقمية، حيث يتم تحويل كل البيانات القادمة من المصادر المختلفة إلى بيانات رقمية قبل البدء في إرسالها. إن هذا يعتبر مفيداً جداً، حيث إنه يعني أن كل مصادر البيانات يمكن نقلها على نفس الشبكة أو الوصلة مما يوفر تكاليف الإدارة والنشر، فمثلا، يتم تحويل الصوت إلى حزم ويرسل باستخدام بروتوكول الصوت على الإنترنت voice over internet protocol, VOIP. كما رأينا مسبقا، فإن المعدل الثابت للبتات ٦٤ كيلوبت/الثانية constant bit rate CBR يكون هو المعدل المثالي للتليفونات، ولكننا لا نستطيع تحقيق هذا الـCBR مع حركة السير الخام على الإنترنت، حيث إن البيانات على الإنترنت لابد أن تكون مرسلة في صورة حزم. وبالتالي فإن تدفق أو مجرى البيانات ٦٤ كيلوبتاً/الثانية يجب تقطيعة أو تقسيمه لإرساله في صورة حزم على الإنترنت ثم يعاد تجميعه مرة أخرى عند المستقبل. كمثال على حوار نموذجي يتم في حالة الـVOIP، ففي حالة المرمز G.711الذي له معدل أخذ عينات مقداره ١٠ ميللي ثانية لكل عينة لكل حزمة، فإن معدل وصول الحزم المتوقع يكون ٥٠ حزمة في الثانية، وطول الحزمة ٢٠٠ بايت [8]، وبالتالي فإن المعدل الكلي لبيانات الـIP سيكون ٨٠ كيلوبتاً/الثانية.

هناك نوعان من تبديل الحزمة: الخالي من التوصيل connectionless كما هو الحال في الإنترنت الحالي، والموجه الاتصالconnection oriented.في تبديل الحزمة الخالي من التوصيل، على الرغم من أنه قد يكون هناك تدفق للحزم، فإن كل حزمة ستجد أساسا طريقها الخاص بها على الشبكة؛ ولذلك فإن الحزم لنفس المكالمة قد ترسل في

طرق مختلفة وبالتالي فإنها قد تصل غير مرتبة (ولكن على العموم، فإن الإنترنت تكون مستقرة بما فيه الكفاية على فترة زمنية تصل إلى الأسبوع بحيث أن الحزم ستتبع تقريبا نفس المسار إلا إذا كان هناك خلل أو أمر غير طبيعي).في حالة تبديل الحزم الموجه الاتصال فإن كل الحزم تتبع نفس المسار، وإذا كان هناك خلل أو خطأ في المسار فإن التدفق أو الإرسال يتوقف.

(١٠،٢،٤) أنظمة الوصول على الوسط

إن تبديل الحزم يعتبر أحد الطرق لمشاركة وسط عام بين العديد من القنوات. من الطرق الأخرى كما في الشكل رقم (١٠.٢):

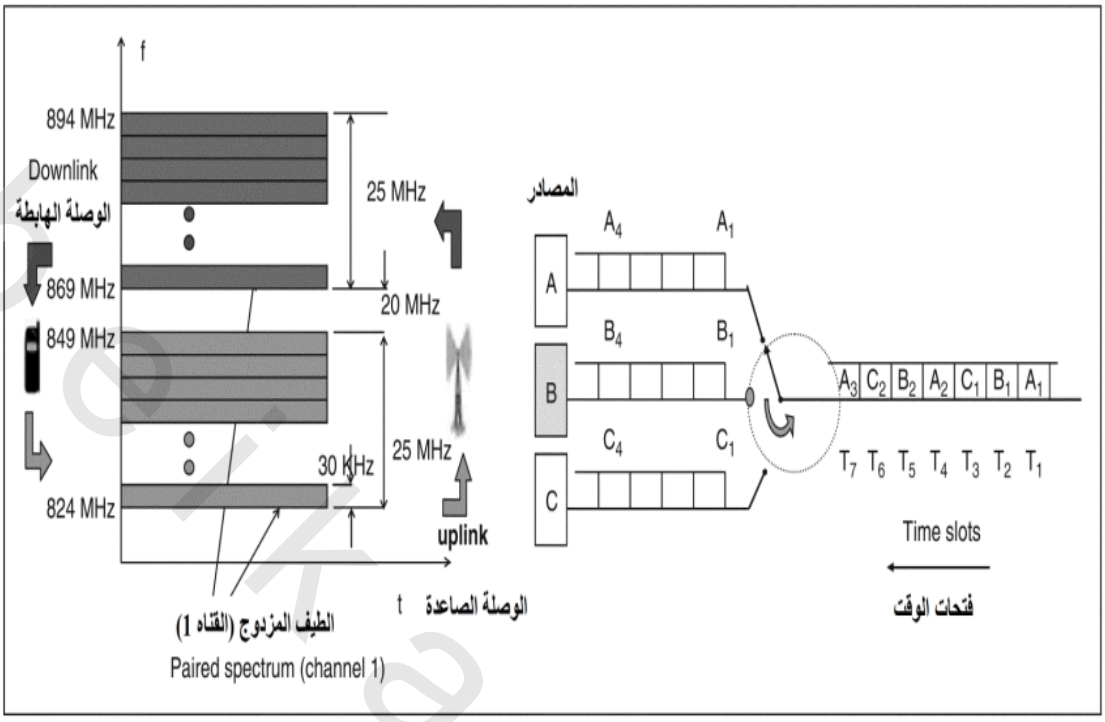
• ال FDMA كما في الشكل رقم (١٠.٢)، والذي يقسم عرض مجال القناة إلى العديد من المجالات الترددية الجانبية، ويتم تخصيص مستخدم لكل واحد من هذه المجالات الجانبية في كل وقت القناة.

• ال TDMA أو التقسيم الزمني المتعدد الاتصال time division multiple access، والذي يقسم القناة إلى فترات زمنية. كل مستخدم يخصص له كل عرض القناة لفترة زمنية معينة بنظام دوري بين المستخدمين أو على حسب الطلب.

• ال CDMA أو تقسيم الكود المتعدد الاتصال code division multiple access والذي يستخدم تقنيات الطيف الممتد ويخصص كوداً رقمياً وحيداً بدلا من ترددات الراديو للتفريق بين الاتصالات المختلفة. سيكون هناك شرح للطيف الممتد في الجزء ١٠.٤.١.٢.

(١٠،٣) الإنترنت والشبكة العالمية

يمكن الاتصال بالإنترنت من المنزل باستخدام موديم الاتصال الهاتفيV.92 أو باستخدام موديم ADSL المفتوح دائما أو موديم الكابل. يوفر الكابل معدلات اتصال تصل إلى ٣ ميجابتاً/الثانية باستخدام كابلات الـTV المصممة أصلا لهذا الدعم، أو يمكن استخدام التقنيات اللاسلكية كما سيتم شرحه في الجزء (١٠.٤).في وقت العمل يمكننا استخدام شبكة "في البيت" in-house أو التوصيل على شبكة محلية local area network, LAN، أو المجملة أو الموجزة كما في الجزء (١٠.٣.٢). سننظر في هذا الجزء على بعض البروتوكولات العامة المستخدمة لدعم استخدام الإنترنت، وسننتهي بالنظر على بعض التطبيقات للشبكة الدولية world wide web, WWW.

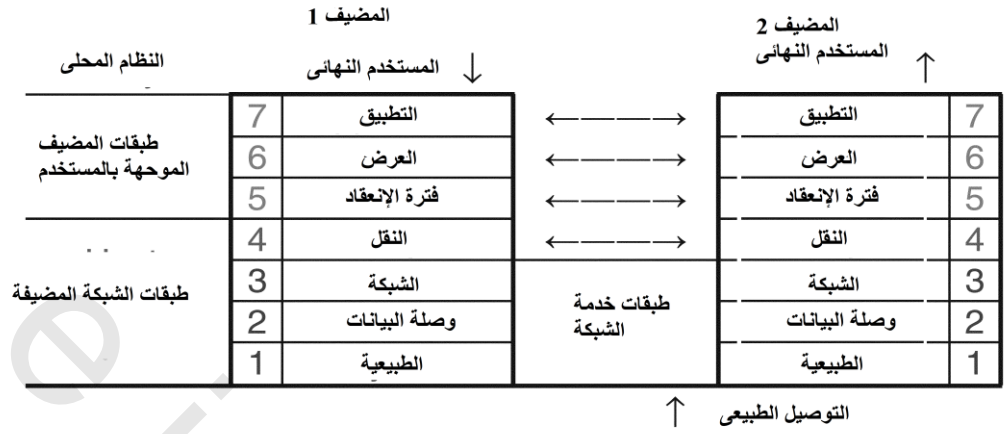


الشكل رقم (١٠،٢) طرق الاتصال المتعدد

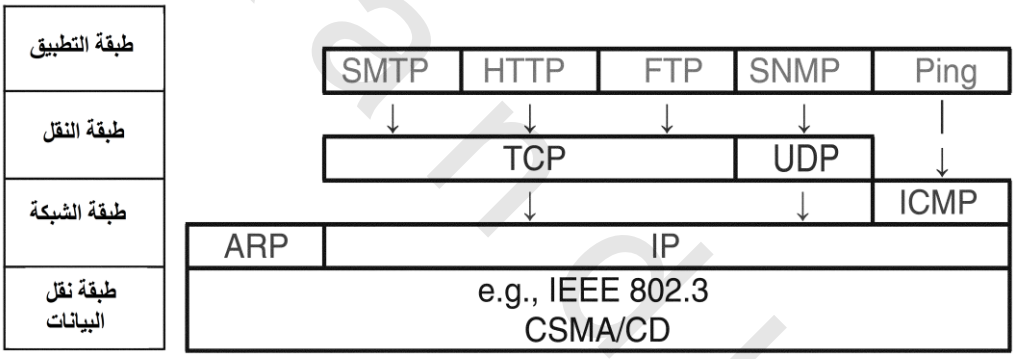
(١٠،٣،١) هيكل الاتصالات الطبقي

لقد وجد من المفيد أن تكون هناك هيكلة طبقية للشبكات. التقابل أو المواجهة بين هذه الطبقات يجب أن يكون محددًا جيداً؛ مما يساعد التقنيات المختلفة والبروتوكولات أن توضع في موضعها المناسب. أيضا فإن التغيرات في طبقة من هذه الطبقات لا يسبب انتشاراً لهذه التغيرات خلال طابور باقي البروتوكولات. على الرغم من أن هذا الهيكل الطبقي قد قدم خدمات جيدة حتى الآن، فإن هناك أفكاراً لتوصيل هذه الطبقات وتكسير هذا النموذج بالخدمات متعددة الطبقات، وذلك لتوفير مستويات مختلفة من جودة الخدمة quality of service, QoS للتطبيقات المختلفة.

هناك اثنان من الهيكلة الطبقية شائعان: النموذج المرجعي لأنظمة التوصيل المفتوحة ذات السبع طبقات seven-layer Open System Interconnection reference model, OSI RM من هيئة المعايير العالمية كما في الشكل رقم (١٠،٣)، وبروتوكول التحكم في النقل/بروتوكول الإنترنت transport control protocol/Internet protocol, TCP/IP كما في الشكل رقم (١٠،٤).



الشكل رقم (١٠،٣) هيكل السبع طبقات OSI RM.



الشكل رقم(١٠,٤) جزء من طبقات بروتوكول الـ TCP/IP.

الطبقة ١ تتعامل مع التوصيلات الطبيعية مثل تخطيط الأرجل، ومستويات الجهد، ومواصفات وحدود الكابلات، إلخ. لتصليح هذه الطبقة يكون كل المطلوب هو البحث عما إذا كان دايود معين باعث للضوء LED يكون مضيئا أم لا.

الطبقة ٢ تتعامل مع نقل البيانات بين جهازين على وصلة طبيعية. على هذه الطبقة يجب أن يكون الجهازان يستعملان نفس البروتوكول وعند نفس السرعة. المعيار الأكثر أهمية عند هذا المستوى يأتي من الإيثرنت Ethernet، أو أكثر دقة من كاشف حساس الموجة الحاملة متعدد الآتصال/التصادم 802.3 CSMA/CD, carrier sense multiple access/collision detection. إنها هى نفسها (فروق بسيطة بين البروتوكولين تعني أنها يمكن أن تعمل على نفس الشبكة الطبيعية ولكنها لن تتعامل مع بعضها)، على الرغم من أن بروتوكول الإيثرنت القديم أصبح نادرا الآن إلا

أن لفظ الإيثرنت يتم استخدامه دائما (كما سنرى بدءًا من الآن) بمعنى الـ802.3CSMA/CD. سيتم عرض الإيثرنت ببعض التفاصيل في الجزء (١٠.٣.٢.١). التحكم في الأخطاء يعتبر وظيفة أساسية للطبقة ٢ ووحدة البيانات فيها تسمى في العادة الإطار frame.

الطبقة ٣ يتم الإشارة إليها على أنها طبقة الشبكة في كل بوتوكول الـOSI RM وال TCP/IP. وظيفة هذه الطبقة هى التأكد من أن البيانات الخارجة من المصدر إلى الهدف تكون على قفزات متعددة (بمعنى على العديد من الطبقات ذات الوصلتين). على الرغم من ذلك، فعلى العكس من الطبقتين ١ و ٢ فإن معايير الطبقة ٣ تختلف في النموذجين: في الـTCP/IP، فإن الـIP يوفر الآلية لنقل الحزم على شبكة الشبكات (بمعنى دائرة داخلية internetwork أو إنترنت)، بينما أحد الأمثلة على بروتوكول طبقات الشبكة في الـOSI RMهو الـX.25. تحديد المسار والتحكم في التدفق هى إحدى الوظائف الأساسية لهذه الطبقة. وحدة البيانات في هذه الطبقة هى الحزمة أو الباكيت.

الطبقة ٤ هى طبقة النقل في كل من البروتوكولين OSI RM وال TCP/IP، على الرغم من أنهما وللمرة الثانية غير متطابقين معيارياً. على العكس من طبقة الشبكة، فإن الطبقة ٤ تظهر فقط في المضيفات النهائية. هذه الطبقة من الممكن أن تكون ضرورية في بوابة بين شبكتين مختلفتين تقنياً، ولكن البوابة تعمل في الحقيقة كوكيل أو تقف بدلا من المضيف النهائي. وظيفة هذه الشبكة هى التأكد من أن كل الحزم تم استقبالها وتقديمها إلى الطبقة التالية في الترتيب الصحيح. بروتوكول الـTCP/IP ذو الصلة هو الـTCP،الذي يهدف للتقديم للطبقة التالية خدمة قد تظهر على أنها موجهة توصيلياً، على الرغم من أنه ينفذ في الحقيقة على خدمات الـIP اللاسلكية.في بعض الأحيان قد لا نطلب خدمة موجهة التوصيل؛ ولذلك فإن بروتوكول مخطط بيانات المستخدم UDP تكون بديلا، بروتوكول نقل الأوزان الخفيفة في طابور الـTCP/IP.

في الـ OSI RM تكون هناك الطبقة ٥،التي تشتمل على جلسة التشغيل، والطبقة ٦ التي تتعامل مع العرض. إنها غير موجودة في طابور بروتوكول الـTCP/IP. تسمح الطبقة ٥ بإعادة إيجاد جلسة إلى وضع عام تم تخزينها فيه مسبقا.في الـTCP/IP يتم ترك هذه الوظيفة لطبقة القمة (طبقة التطبيق). تسمح الطبقة ٦ بضبط تشكيل البيانات لتناسب العرض المطلوب في المضيف النهائى (مثل، هياكل الملفات، ومجموعات الحروف). للمرة الثانية، فإن الـTCP/IP يترك مثل هذه الأشياء لطبقة التطبيقات.

في النهاية، فإن طبقة القمة تتعامل مع التطبيقات. إنها الطبقة ٧ في بروتوكول OSI RM أو الطبقة ٥ بروتوكول الـTCP/IP.في الـTCP/IP من الممكن أن يكون ذلك عبارة عن بريد إلكترونى من خلال الـSMTP، أو WWW من خلال الـhttp، أو واحد من التطبيقات الأخرى العديدة على الإنترنت. هناك تطبيقات مشابهة في الـOSI RM.في هذه الطبقة يتم تقسيم البيانات إلى الأحجام المناسبة من الحزم أو يتم تجميعها مرة أخرى.

هناك في الحقيقة طبقة أخرى فوق طبقة التطبيقات: إنها برنامج المستخدم الذي ينادي على بروتوكول طبقة التطبيقات. من المفضل أحيانا أن نفكر في التطبيقات في طبقة القمة كخدمات بدلا من تطبيقات؛ ، ولذلك فإن تطبيق المستخدم (مثلا مستكشف الإنترنت) يستخدم خدمة الـhttp.

(١٠،٣،٢) الشبكات المحلية

إن بروتوكولات الشبكة المحلية عبارة عن بروتوكولات تحكم في الاتصال بالوسائط media access control MAC، ووظيفتها هى الحصول على البيانات من المصدر إلى الهدف المضيف في نفس الشبكة المحلية. لكي يتم ذلك فإنها تستخدم عنوان الـMAC، وهو عبارة عن عنوان وحيد من ٦ بايتات موصل سلكيا (في الغالب) على كل كارت تقابل مع الشبكة network interface card, NIC (نظام جانبي يحقق الاتصال أو المواجهة بين الحاسب والشبكة). يتم التعبير عن عنوان الـMAC بالنظام الستعشريhexadecimal، مثل 00-13-02-90-71-E2 حيث البايتات الثلاث الأولى تحدد الصانع (وهو شركة Intelفي هذه الحالة). حاول كتابة "ipconfig/all"في أى شاشة أوامر للنوافذ Windows (من الزرار "start" في النوافذ، إذهب إلى "Run"واكتب "cmd" ثم انقر على "OK") لكي ترى عنوان الـMAC للحاسب الخاص بك.

(١٠،٣،٢،١) الإيثرنت

هذا البروتوكول له العديد من الإصدارات. أول إصدار له معدل بيانات مقداره ١٠ ميجابت/الثانية، على الرغم من أن المعدل الشائع الآن هو ١٠٠ ميجابت/الثانية، مع وجود المعدلات ١ جيجابت/الثانية و١٠جيجابت/الثانية. يستخدم الإيثرنت الأصلي كابل نحاسي كمسار، أى، وسط النقل الذي يربط كل نقط الشبكة. حيث أنه يوجد وسط عام أو واحد للنقل، فإنه إذا بدأت نقطتان في الإرسال في نفس الوقت فإنه من الممكن أن يحدث تصادم، بمعنى، كل من الإشارتين ستظهر على المسار في نفس الوقت وكل منهما ستمثل ضوضاء للأخرى، وكل منهما ستفسد الأخرى وستمنع أى نقطة من القدرة على استرجاع أى بيانات. إن التحديد المعياري لل CSMA/CD 802.3 على أنه "الكشف عن الاتصال المتعدد/التصادم عن طريق حس الموجة الحاملة" يرجع إلى الطريقة التي يتعامل بها هذا البروتوكول مع هذه المشكلة:

١ - CSMA: في البداية يتم الكشف أو حس إذا كانت أى نقطة في الشبكة تستخدم الوسط أو المسار. إذا كانت الإجابة "نعم"، يتم الانتظار، وإذا كانت الإجابة "لا" يبدأ في الإرسال.

٢ - CD: بعض النقاط على الشبكة من الممكن أن تكتشف أن المسار حر أو متاح في نفس الوقت وتبدأ في الإرسال، مما يسبب التصادم؛ ولذلك لابد من الكشف عن هذه الحالة (عن طريق التعرف على مواصفات

المستويات الجهدية)، ويبدأ التعامل معها (بالانتظار لفترة زمنية عشوائية قبل البدء في إرسال إطار البيانات مرة أخرى). بعد ١٥ محاولة فاشلة يمنع هذا الإرسال (على أنه غير ممكن أو غير محتمل).

يتم استخدام تعديلات لهذا البروتوكول مع الاتصال اللاسلكي (حيث إن الأجهزة اللاسلكية تستخدم أيضا وسطاً عاماً)، ولكن حتى إذا كان الوسط مخصصاً، بدلا من أن يكون عاماً، فإن الإيثرنت مازال يستخدم لبساطته ومرونته في إدارة الشبكات.

إن الشكل العام لوصف تقنيات الإيثرنت هى cModex حيث c ترجع إلى معدل البيانات بالميجابت/الثانية، و Mode تكون إما الأساس "base" بمعنى أن الإشارة تكون غير معدلة (أى أنها مجال أساس baseband للإشارة)، وإما متسعاً "broad" والذي يعني أن البيانات تكون معدلة على موجة حاملة للحصول على إشارة ذات مجال متسع، وأخيرا، x، إما أنها تشير الطول الأعظم لكابل المسار لأقرب نقطة 100m أو أنها تعطي (إذا كانت x عبارة عن سلسلة من الأحرف) دليلاً أو إشارة عن الوسط، مثلا، "T" تشير إلى استخدام كابل مزدوج ومجدول من النحاس، و "F" و "LX" أو "SX" تعني استخدام كابل شعيرات ضوئية (من أنواع مختلفة).وبالتالي ؛ فإن بعض تقنيات الإيثرنت تكون 10Broad36 أو 10Base5 أو 1000Base-SX أو 10GBase-T.

(١٠،٣،٣) الإنترنت

يعتمد الإنترنت على استخدام بوتوكول TCP/IP. كما أوضحنا في المقدمة عن الطبقة ٣ في الجزء ١٠.٣.١، فإن الإنترنت يعتبر شبكة الشبكات، حيث توفر وسيلة لربط الشبكات المحلية مع بعضها. يتم تسيير الحزم من شبكة لأخرى باستخدام الـIP، بينما يتم استخدام بروتوكول الـMACفي الشبكات المحلية (الإطارات في الطبقة ٢) من المصدر إلى الهدف المضيف. يستخدم بروتوكول ضم العنوان address resolution protocol, ARP لضم عنوان الـMAC إلى عنوان الـIP. يعمل الـTCP عند المضيف النهائى لإعادة ترتيب وتتابع الحزم ويحقق أيضا التحكم في تدفق واختناق البيانات.

إن بروتوكول الـTCP/IP والإنترنت نفسها لا تعمل على شبكة الـARPANET أو advanced research project agency network والتي تم تطويرها في الستينيات لوزارة الدفاع الأمريكية، حيث كان أول إصدار للـTCP/IPفي عام ١٩٨٣. لقد كان السبب الأساسى لنجاح الـTCP/IP هو أن الـIP تمت هندسته أو تصميمه ليكون شبكة بسيطة جدا. حيث أن الحاسبات القديمة وأجهزة الشبكات كانت لا يعتمد عليها، فقد كانت عملية جعل الشبكة أكثر مرونة تؤول إلى جعلها بدون توصيلات (على العكس من التوصيلات الموجهة)، والذي ساعد أيضا في جعل الـIP أكثر بساطة.في الشبكات اللاسلكية، فإنه حتى إذا فشل جهاز التوجيه router، فإن الحزمة يمكن توصيلها طالما أن هناك طريقا بديلا.بينما تحقق اللاسلكية شروط المرونة المطلوبة من الشبكة، فإن هذا الاختيار قد جعل تحقيق جودة الخدمة

QoS أكثر صعوبة، وذلك لأن جودة الخدمة لا يمكن ضمانها إلا إذا كانت جميع الحزم ستتبع نفس المسار، وهذه مشكلة تحاول الآن الـInternet Engineering Task Force, IETF حلها.

من أوسع الـIP استخداماً هذه الأيام هو الإصدار ٤، IPv4، على الرغم من وجود مشكلة مع عدد العناوين المتاحة في هذا الـIPv4.إن المجال العنواني لل IPv4 يتكون من ٣٢ بتاً، وعلى الرغم من أن ذلك يعطي نظرياً $2^{32}=4.3x10^{9}$من العناوين فإن العديد من هذه البلوكات تم الاستغناء عنها وأصبحت العناوين المتاحة قليلة أو شحيحة. هناك طرق للالتفاف حول هذه المشكلة عن طريق نقل عناوين الشبكة network address translation, NAT، والذي يساعد العديد من وحدات التشغيل في أى مشروع أن تستخدم عناوين الـIP الخاصة في شبكة هذا المشروع والمشاركة في القليل من العناوين IPv4 العامة للتواصل مع الإنترنت، ولكن هذا يناسب فقط المؤسسات التي لديها عناوين من الـIPv4.

في الدول النامية يعتبر الإصدار ٦ من الـIP حلا مفضلا، حيث إنه يحتوي على ما يبدو الآن أنه خزان تخيلي لا ينفذ من العناوين. هناك ١٢٨ بت في الإصدار IPv6 للمجال العنواني: ٦٤ بتاً منها لل ID الخاص بالشبكة و ٦٤ بتاً لل ID الخاص بالمضيف. إن هذا يعني أن هناك $1.8x10^{19}$ من عناوين الشبكة يمكن استخدامها لتسيير الحزم على الإنترنت إلى الشبكة المضيفة، بمعنى ٢.٨ بليون من الشبكات لكل واحد من الـ٦.٥ بليوناً شخص من سكان العالم الآن حيث تدعم كل شبكة $1.8x10^{19}$ من العناوين المضيفة. هناك كفاية من البتات في الـID الخاص بال IPv6 المضيف لاستخدام ٤٨ بتاً من العنوان MAC؛ مما يسهل إدارة الشبكة. يحتوي المجال العنواني لل IPv6 على المجال العنواني لل IPv4 كمجموعة عناوين جانبية، بحيث يمكن لشبكات الـIPv4 أن تعمل على أجهزة الـIPv6.

(١٠،٣،٣،١) عناوين بروتوكول الإنترنت

لدينا ثلاثة أشكال من العناوين يمكن افتراضها هنا: اسم المضيف hostname، وال IPv4، وال IPv6. إن الشكل "اسم المضيف" hostname يعتبر أكثر سهولة وصداقة للاستخدام البشري والذي يشير إلى الخدمة وليس للجهاز. مثلا، www.iana.org هى الـhostnameلخادم الويب للمكلفين بتعيين عناوين الإنترنت Internet Assigned Numbers Authority, IANA. يتم استخدام نظام اسم النطاق Domain Name System, DNS للنقل من عناوين الـhostname إلى عناوين الـIP المستخدمة لتسيير الحزم على الإنترنت (مثلا، بكتابة "nslookup www.iana.org"في مجال كتابة أوامر النوافذ windows سيبين لنا أن الـwww.iana.org يستخدم العنوان 192.0.34.162 من الـIPv4. ولذلك؛ فإنه بوضع http://www.iana.orgفي مجال تحديد الموارد المنتظم (URI) لمستكشف الويب سيكون له نفس التأثير مثل كتابة http//192.0.34.162). من مميزات الـhostname بجانب سهولة تذكره،أنها لا تكون مخصصة لماكينة أو جهاز معين.

ولذلك؛ فإن خادم الويب IANA يمكن استبداله مع جهاز آخر، مع تجديد الـDNS، ولن يشعر أى مستخدم لل hostname بأى فرق، بينما أى شخص يستخدم الـIP الحقيقي لن يجد خادم الويب مرة أخرى.

عناوين الـIPv4 يتم كتابتها في صورة تدوين "عشري منقط". إن طولها هو ٤ بايتات، وبالنظام العشري فإن كل بايت تتراوح قيمتها من صفر حتى ٢٥٥؛ ولذلك فإن كل بايت تكتب بقيمتها العشرية وتفصل بنقطة من البايت المجاورة. بعض العناوين تكون محجوزة لبعض الاستخدامات الخاصة، مثل الشبكات الخاصة [10].

يتكون الـIPv6 من ١٦ بايتاً، مكتوبة في مجموعات من اثنين بايت (أربعة حروف ستعشرية)، مع النقطتين الفاصلتين بين كل منهما كما يلي:

2001:0000:0000:0000:1319:8a2e:0370:7334.

كما ذكرنا مسبقا، فإن الـIPv6 يحتوي عناوين الـIPv4، وشكل الـIPv4 المنقول إلى عناوين الـIPv6 هو:

::FFFF:w:x:y:z

حيث الـw.x.y.z هى أى عنوان IPv4.

يقدم الـTCP (أو UDP) وال IP مقبساً عند النهاية المضيفة ليحدد أى تطبيق لتوصيله على مستوى مواجهة برمجة التطبيق application programming interface, API. مع الـTCP تكون هناك طريق للعودة؛ ولذلك فإنه في هذه الحالة يوجد زوج من المقابس. يقدم الـIP عنوان الـIP، بينما يقدم الـTCP رقم البوابة. كمثال على مقبس مستخدم مع مستكشف الويب هو 192.0.34.162:80 (مثلا: اكتب "netstat –n" في مجال كتابة أوامر النوافذ مباشرة بعد تحميل أى صفحة جديدة من الويب، وانظر تحت "Foreign Address" كما في الشكل رقم (١٠،٥). هناك أرقام بوابات [11] مثل 25 لل SMTP و 80 لل HTTP.

```
C:\Documents and Settings\simmonds>netstat -n

Active Connections

  Proto  Local Address          Foreign Address        State
  TCP    10.50.1.203:1544       192.0.34.162:80        TIME_WAIT
  TCP    10.50.1.203:1545       192.0.34.162:80        TIME_WAIT
  TCP    127.0.0.1:1399         127.0.0.1:1400         ESTABLISHED
  TCP    127.0.0.1:1400         127.0.0.1:1399         ESTABLISHED
```

الشكل رقم (١٠،٥) مقبس لمستكشف الويب.

في الشكل رقم (١٠،٥) تم وضع مقبس الـIPv4، 192.0.34.162:80 على الحاسب الخاص بي عن طريق فتح مستكشف الويب وتحميل الـURL التالي:

http://www.iana.org/assignment/port-number. لقد أعطى ذلك الـhostname للخادم المصاحب للصفحة التي نحاول إيجادها وحدد أيضا أننا نريد استخدام الـhttp (أى البوابة 80). إن النداء على أى خادم DNS سيحول الـhostname، (www.iana.org) إلى عنوان IPv4. بعد ذلك يقوم الحاسب الخاص بى بتجهيز المقبس 192.0.34.162:80ويرسل حزمة تزامن synchronization, SYN لبدء عملية الإرسال TCP. خادم الويب عند الـwww.iana.org يرد بحزمة اعتراف للتزامن synchronization/acknowledgment, SYN/ACK (باستخدام البوابة 1544 مثلا، رقم البوابة ليس 80 حيث إن ذلك يعتبر مسار عودة للمستكشف، بمعنى أن الحزم الذاهبة إلى خادم الويب فقط هى التي يكون لها رقم بوابة 80). بعد ذلك يقوم الجهاز الخاص بى بتوليد المقبس الثانى من الزوج (مثلا 10.50.1.203:1544 حيث إننى أستخدم عنواناً خاصاً مع الـNAT) ويرسل اعترافاً مرة ثانية ليؤكد على جلسة الـTCP (وعند هذه النقطة يكون كل من المستكشف والخادم قد رأى أو اعترف كل منهما بالآخر). إن حزمة الـSYN إلى الخادم، وال SYN/ACK الراجعة، وال ACK إلى الخادم تعتبر طريقة المصافحة الثلاثية لبدء جلسة تراسل TCP مع تحديد النهايتين بزوج المقابس. بعد وصول صفحة الويب، وانتهاء الجلسة، يكون المقبس في حالة انتظار TIME-WAIT. إن عنوان الـIP، 127.0.0.1 يعتبر عنواناً خاصاً في حالة وجوده على أى حاسب فإنه ينادي أو يشير إلى نفسه (بمعنى مضيف محليlocalhost). وفي هذه الحالة، فإن ذلك يوضح أن حلقة تراسل TCP تم بدأها للتأكد من أن بروتوكول الـTCP/IP مازال تحت الاستخدام حتى يتم تجنب أي تأخير في حالة البدء من جديد.

اكتب "arp-a"في مكان أوامر النوافذ windows لترى الذاكرة الخبيئة cache (وهو مصطلح يعبر عن ذاكرة المدى القصير التي يتم بناؤها عند الحاجة) المستخدمة للنقل بين عناوين الـIP وعناوين الـMACالتي اكتشفها جهازك. يجب على الأقل أن تجد النقل بين عناوين الـIP وال MAC لبوابة الخروج إلى الإنترنت الخاصة بجهازك.

(١٠،٣،٤) الشبكة العالمية

إن الشبكة العالمية world wide web, www هى في الحقيقة عبارة عن خدمة (باستخدام http) يتم تنفيذها على الإنترنت. لقد تم تطويرها فيcentre Europeen de Recherche Nucleare, CERN عن طريق Tim Bernerse-Leeفي البداية كوسيلة لمشاركة العمل في العلوم الطبيعية، وكان أول إصدار عام لها في عام ١٩٩١م. بعيدا عن التزاوج بين الإنترنت وكتابة النصوص ولغة الـHTML، فإنها تقدم أيضا الـURIs (والمعروفة أيضا بال URLsتحديد الموارد المنتظم uniform resource locators، وعناوين الويب، على الرغم من أن الـURI يعتبر الاسم التقني المفضل).

يعتبر الهايبرتكست hypertext هو توصيل نص أو جزء من نص إلى الجزء الآخر أو حتى إلى نفسه، باستخدام التوصيلات أحادية الطريق (مثلا النصوص التي تحتها خط أو الزرقاء عامة في أى صفحة ويب، إلا إذا كنت قد نقرت عليها ففي هذه الحالة تظهر لوناً آخر). إن حقيقة أن هذه الوصلات تكون أحادية الطريق مهمة جداً، حيث

إنها لا تتطلب تغيرات في وثيقتين على ربما خادمي ويب مختلفين لبناء وصلة معينة؛ وبالتالي فإن الويب تتسع بسرعة. على الجانب الآخر، فإنها تعني ان الوصلات المتكسرة يجب توقعها حيث إن الوثائق تتم إزالتها بدون الرجوع إلى كل الصفحات الموصلة إليهم. إن الوصلة أو الهايبرلنك ليس بالضرورة أن تكون نصاً، بل إنها من الممكن أن تكون صورة.

إن الـ URIs تصف مكان وطريقة الاتصال بأى مصدر أو مورد (مثلا وثيقة أو صورة)، مثلا، الصفحة http://info.cern.ch هى صفحة ويب موجودة على خادم ويب عند info.cern.ch ويتم الاتصال به باستخدام مستكشف الويب لعرض HTML والتي هى لغة الويب، وآخر إصدار منها هو الإصدار 4.01[12]. تتعلق لغة الـHTML أساسا بتقديم المعلومات، وليس بأى معنى، على الرغم من وجود جهود مكثفة الآن لتطوير ويب ذات دلالات semantic web واختصاراً تكتب XML، وهذه ستكون صفحات ويب يمكن فهم معلوماتها آليا أو باستخدام الماكينة.

يمكن كتابة صفحة ويب بسيطة جداً كما يلى:

```
<html>
<head>
<title>an example webpage</title>
</head>
<body>
<p>This is a paragraph with an <a href¼"http://info.
cern.ch">example hyperlink</a></p>.
</body>
</html>
```

إن أوامر العرض في هذه الوثيقة الـHTML يتم تحديدها بالعلامات (<>)، مع برمجة المستكشف ليقوم بعملية العرض المناسبة. لاحظ أن هذه العلامات يجب أن تكون مزدوجة (علامة القفل تبدأ ب />) وتكون متداخلة (مثلا، تكون الفقرة بالكامل داخل الجسم الذي يكون داخل علامات الـHTML). يمكن رؤية الشفرات الكودية لصفحة الويب على المستكشف عن طريق الاختيار View ومنها اختر Source أو Page Source. صفحة الويب في المثال الذي معنا يمكن كتابتها في مفكرة النوافذ Notepad وتخزينها بالاسم example.htm مثلا. يمكن استخدام مستكشف الويب لعرض هذا الملف عن طريق النقر عليه (ملاحظة، كن حذراً مع استخدام العلامات ").

هناك فرق جوهري بين الـHTML وال XML وهو في عرض التواريخ في أى وثيقة. الـHTML ليس لديه أى معرفة بالتواريخ وسيعرض التاريخ "19/9/2006" كنص، وسيتركه للقارئ ليتعرف عليه على أنه ربما يكون تاريخا. ولكن مع وثائق الـXML سيكون هناك مخطط يصف ماذا تفعل كل علامة؛ مما يسمح بإدخال علامات جديدة،

فمثلا <date> يمكن تحديدها بحيث عندما يقوم برنامج بالمرور في أو مسح الوثيقة فإن يمكنه التعرف على الشفرة <date>19/9/06</date> على أنه تاريخ.

بالنسبة للأطباء، فإن الاستخدام الواضح للشبكة العالمية www سيكون عن طريق المرضى للاستفسار عن أعراضهم أو العلاج الخاص بهم حتى يكونوا سباقين إلى وحدات الرعاية. هناك العديد من المجموعات المدعمة التي لها صفحات ويب تعطي المعلومات والوصلات، وتقوم بجمع الأموال، إلخ، لمساعدة الناس الذين تم تشخيصهم بأحوال معينة. أو مع الناس الذين لديهم أعراض بمفاهيم خاصة، وهناك العديد من صفحات الويب التي يمكنها أن تسيربهم للحصول على تشخيص ذاتي.

مع تقدم البرمجيات، سيصبح الذكاء الاصطناعيartificial intelligence, AI مكوناً أساسياً في الرعاية الصحية. ربما تصبح برامج الذكاء الاصطناعي مقبولة للمرضي من خلال استخدام الصور الرمزية مثل برنامج شبكة كيان حاسبات اللغة الاصطناعية artificial linguistic internet computer entity, ALICE و Alex[13,14]. من المثير للاهتمام أنه تم إيضاح أن هذه الصور الرمزية لا يجب أن تكون قريبة جداً من الحقيقة. إن افتراض أن الناس سيتكلمون مع شخص حقيقي أصبح محيراً نتيجة بعض الأخطاء البسيطة. من الطبيعي أن الـwww أصبح مفتوحا للجميع، وهناك بعض التجار الثعابين الذين يبيعون منتجاتهم على الشبكة الدولية. إحدى الطرق للكشف عن هؤلاء الذين يوقعون الضحايا من الناس الأبرياء المحتاجين للرعاية الطبية هى عندما يعلن موقع الإنترنت أن المريض يجب أن يشتري الدواء أو المنتج أو أنه لن يلوم إلا نفسه.أحد المهام المهمة للمتخصصين في الرعاية الصحية هى إرشاد المرضى للمواقع على الإنترنت التي يمكن الثقة بها.

(١٠،٤) تقنيات اللاسلكي والمحمول

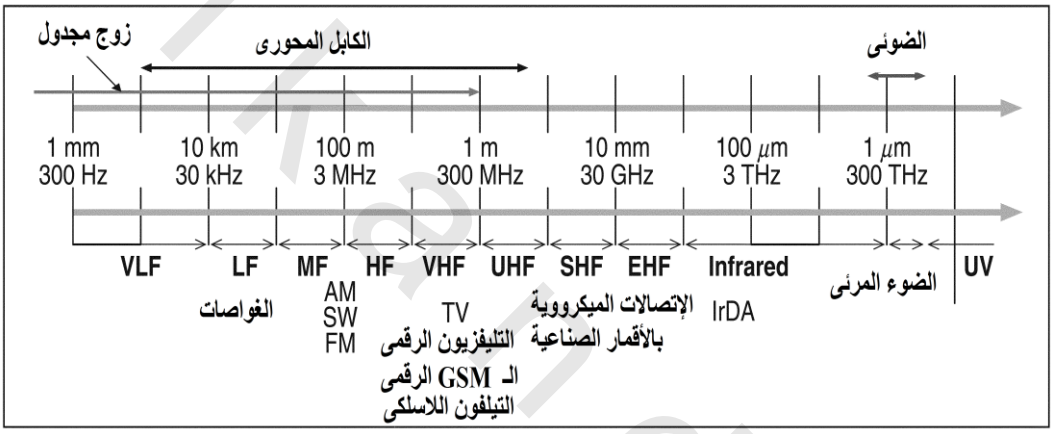
(١٠،٤،١) أساسيات تقنية اللاسلكي

(١٠،٤،١،١) موجات الراديو والطيف الترددي

تستخدم الاتصالات السلكية موصلات (زوج من أسلاك النحاس المجدولة أو الكابلات المحورية) أو شعيرات ضوئية لإرسال واستقبال البيانات، بينما تستخدم الاتصالات اللاسلكية الموجات الكهرومغناطيسية بدون الاعتماد على الموصلات.

إن طيف ترددات الراديو radiofrequency, RF يوجد في الجزء الأسفل من طيف الترددات الكهرومغناطيسية. يوضح الشكل رقم (١٠.٦) طيف الـRF والاستخدامات الشائعة للترددات المنخفضة جدا very low frequency, VLFحتى الترددات الميكروية الفائقة الارتفاع extremely high frequency, EHF، وتستمر حتى الأشعة تحت

الحمراء، ثم الضوء المرئي، والأشعة فوق البنفسجية Ultraviolet, UV. يمتد مجال ترددات الراديو من التردد ١٠ هرتز حتى فوق ٣٠جيجاهرتز، وتم تقسيمها إلى ٤٥٠ مجالا مختلفا.في العادة، يكون هناك ترخيص من المنظمين المختصين للإرسال أو الاستقبال على مجال معين من هذه المجالات، بينما تكون المجالات غير المرخصة متاحة للاستخدام بدون الحاجة إلى تراخيص.هناك اثنان من المجالات غير المنظمة وهما المجال ISM(انظر الجزء ١٠,٢) (٩٠٢ -٨٢٨ ميجاهرتز، و ٢,٤ - ٢,٤٨٣٥ جيجاهرتز، و ٥,٧٢٥ — ٥,٨٥ جيجاهرتز) ومجال البنية التحتية المعلوماتية القومية غير المرخصة unlicensed national information infrastructure, U-NII (٥,١٥ — ٥,٣٥ جيجاهرتز و ٥,٧٢٥ - ٥,٨٢٥ جيجاهرتز).



الشكل رقم (١٠،٦) طيف ترددات الراديو.LF=الترددات المنخفضة، MF= الترددات المتوسطة، HF=الترددات العالية، VHF= الترددات المرتفعة جدا، UHF= الترددات فوق المرتفعة SHF= الترددات الفائقة الارتفاع AM=التعديل المقدارى، SW=الموجات القصيرة، FM=التعديل الترددى، GSM=النظام العالمى للاتصالات المتحركة، IrDA =جمعية البيانات تحت الحمراء.

هناك عدد من الحقائق المهمة المصاحبة للموجات الكهرومغناطيسية. عند تساوي القدرة، فإن الموجات ذات الترددات المنخفضة تكون لديها القابلية للسفر بعيدا عن الموجات ذات الترددات العالية. كما أن الموجات ذات الترددات المنخفضة تكون لديها القابلية لاختراق الأجسام أو الأهداف أفضل من الموجات ذات الترددات العالية.فمثلا، بالنسبة لموجات الراديو المعدل ترديا FM يمكنها أن تسافر خلال المباني والعقبات بسهولة، بينما الترددات العالية مثل الـGSM عند التردد ١,٨ جيجاهرتز فتخترق المباني بصعوبة أكثر.

بنظرة أخرى فإن الشكل رقم (١٠,٦) يكون مضللا حيث إنه يستخدم التدريج اللوغاريتمي على المحور x (كل علامة تكون ١٠ أمثال العلامة السابقة لها). لذلك ؛ فإن عرض المجال بين العلامات يكون ١٠ أمثال أكبر من

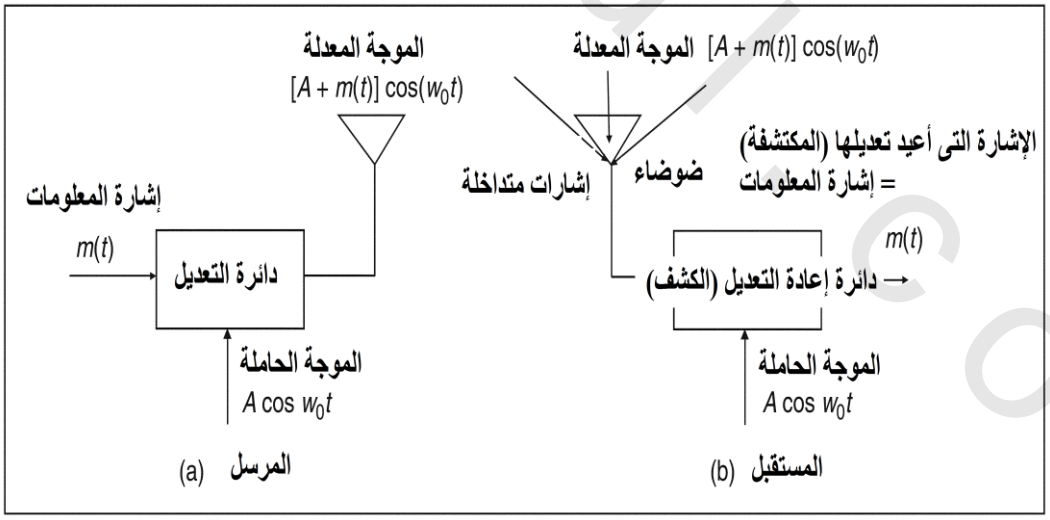
المجال السابق المجاور،. حيث إن السعة تتناسب مع عرض المجال فإن الترددات الأعلى تكون قادرة على حمل معلومات أكثر.

(١٠،٤،١،٢) طرق التراسل

يمكن لكل من الموجات تحت الحمراء وموجات الراديو أن تكون موجات حاملة للإشارات. يستخدم التراسل عن طريق الموجات تحت الحمراء شعاعاً ضيقاً ومركزاً من الضوء تحت الأحمر الذي ينبعث عادة من دايود ضوئيLED أو مصدر ليزر من شبه موصل. يمكن للشعاع تحت الأحمر أن يصل إلى المستقبل مباشرة أو عن طريق الانعكاسات.

يتم التراسل عن طريق موجات الراديو باستخدام موجة جيبية راديوية منبعثة للجو كموجة حاملة، تتميز الموجة الحاملة بمقدارها وترددها وطورها كما شرحنا في الجزء ١٠.٢. يمكن تحميل المعلومات (بيانات المستخدم) على واحدة من خواص الموجة الحاملة السابقة: المقدار (كما هو الحال في التعديل المقداريAMللراديو)، والتردد (كما هو الحال في التعديل الترددي FM للراديو)، والطور. يمكن لأى مستقبل بهوائي مناسب مضبوط أو منغم على تردد الموجة الحاملة المطلوبة أن يجمع الإشارة المحمولة على هذه الموجة الحاملة.

تكون موجات الراديو ذات نطاق ضيق، مما يعني أن المعلومات تشغل مجال ضيق فقط من الترددات المتمركزة حول تردد الموجة الحاملة. الشكل رقم (١٠.٧) يوضح عملية التراسل بالراديو ذات النطاق الضيق باستخدام التعديل المقداري.



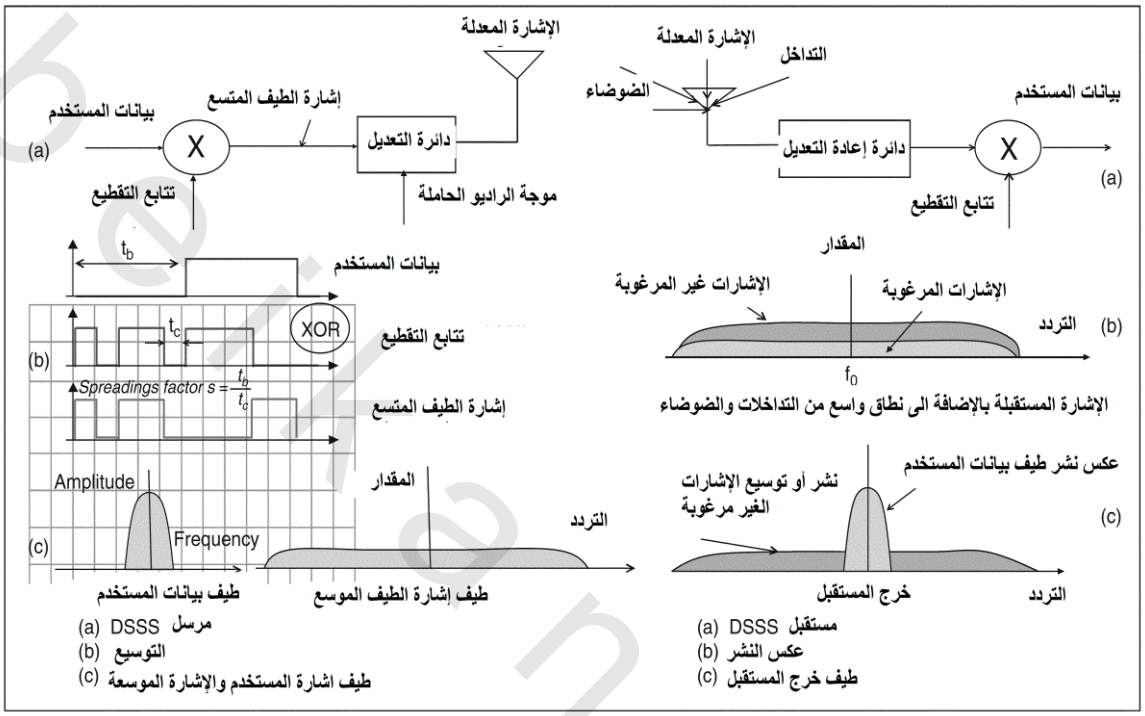
الشكل رقم (١٠،٧) التراسل بموجات الراديو الضيقة النطاق.

كبديل للنطاق الضيق يوجد التراسل بالنطاق الطيفي المتسع. يعتبر الطيف المتسع spread spectrum طريقة للتراسل تأخذ الإشارة ذات النطاق الضيق وتنشرها على جزء كبير من مجال ترددات الراديو RF. إن ذلك له عدة فوائد حيث، كما هى الحال، الضوضاء تحدث عند ترددات معينة. يتأثر الطيف المتسع هامشياً بهذه الضوضاء، بينما لا يمكن تجنبها في التراسل بموجات الراديو ذات النطاق الضيق إذا كانت هذه الضوضاء واقعة في نفس النطاق الترددي الخاص بالإشارة ذات النطاق الضيق.

هناك طريقتان تستخدمان لنشر أو توسيع الطيف الترددي: التوسيع الطيفي بالقفز الترددي frequency hopping spread spectrum, FHSS، والتوسيع الطيفي بالتتابع المباشر direct sequence spread spectrum, DSSS.في حالة الـFHSS يتم إجراء الاتساع يتم إرسال نبضة ضيقة من بيانات المستخدم على أحد الترددات، والقفز إلى تردد آخر جديد وإرسال البيانات على هذا التردد في فترة قصيرة من الزمن، ثم القفز على تردد جديد وإرسال البيانات عليه وهكذا تكرر العملية حتى تتم عملية التراسل. التتابع المضبوط للترددات المستخدمة يسمى تتابع القفز. يجب على المستقبل في هذه الحالة أن يكون عارفاً ومتزامناً مع هذا التتابع حتى يمكن استقبال الإشارة المرسلة بطريقة سليمة. تستخدم طريقة الـDSSS شفرة موسعة زائدة لإرسال كل بت من بتات البيانات. يبين الشكل رقم (١٠,٨) عملية الإرسال والاستقبال في حالة التراسل بطريقة الـDSSS. تشتمل عملية الإرسال على مرحلتين.في المرحلة الأولى يتم توسيع أو نشر إشارة المستخدم عن طريق ضربها نفسها (العملية المنطقية XOR) مع تتابع تقطيع، وفي المرحلة الثانية تستخدم الإشارة الموسعة في تعديل موجة راديو حاملة قبل الإرسال. عند المستقبل، يتم إجراء العملية العكسية لعملية الإرسال للحصول على بيانات أو إشارة المستخدم مرة ثانية. يستخدم الطيف الموسع في الـCDMA؛ مما يسمح بجودة أفضل في استقبال الإشارة وسعة أعلى (حتى ثلاثة أضعاف 3x) في تحميل البيانات بالمقارنة مع الـTDMA.

يشار إلى تقنية فوق النطاق الموسع ultra-wideband, UWB على أنها إحدى طرق التعديل المعتمد على إرسال نبضات قصيرة جداً [12, 15]. الغرض من ذلك هو نشر إشارة المعلومات على عرض مجال كبير جداً بحيث تكون قدرة الإشارة متناهية الصغر لنفس سعة القناة (قانون شانون وهارتلي، انظر الجزء ١٠,٢). هناك فرقان أساسيان بين الـUWB وأنظمة المجال المتسع الأخرى. الأول، أن عرض المجال في أنظمة الـUWB يكون أكثر من ٢٥٪ من تردد المركز، أو أكثر من ١,٥ جيجاهرتز كما هو محدد باللجنة القومية للاتصالات في أمريكا. هذا العرض المجالي من الواضح أنه أعلى بكثير من عرض المجال المستخدم بأى طريقة من الطرق الحالية (على الأقل أكبر بمرة من طرق الطيف المتسع الحالية مثل الـFHSS وال DSSSفي تقنية الـ CDMA). الثاني، أن الـUWB في الحقيقة يتم تنفيذها بطريقة

بعيدة أو لا تستخدم الموجات الحاملة. إن تنفيذ الـUWB يمكنه أن يعدل مباشرة نبضة متناهية الضيق والتي لها زمنا صعود ونزول حادان جدا ؛ ولذلك ينتج عنها شكل موجي له عرض موجي يقدر بالعديد من الجيجاهرتز.



الشكل رقم (١٠،٨) التراسل بالطيف المتسع.

(١٠،٤،٢) شبكات المساحة الواسعة اللاسلكية

من أشهر التطبيقات اللاسلكية لشبكات المساحة الواسعة wide area networks, WANs التليفون الخلوي، ويسمى كذلك لأن مساحة التغطية للشبكة تكون مقسمة إلى خلايا. تسمح شبكة التليفونات الخلوية لمستخدميها بالتحرك بحرية أثناء المكالمات أو الاتصالات مع المستخدمين الآخرين. عندما يتحرك المستخدم خلال نفس الخلية فإن المحطة الأساسية لهذه الخلية ستكون هى المسئولة عن الحفاظ على الوصلة بين التليفون والشبكة الثابتة. مع تحرك المستخدم من منطقة التغطية الخاصة بهذه الخلية إلى منطقة التغطية لخلية أخرى، فإن الشبكة الخلوية ستنظم عملية الانتقال إلى المحطة الأساسية للخلية الجديدة بحيث تتولى هذه المحطة الجديدة إدارة الاتصال من جديد وخطوات نقل عملية الاتصال. يمكن أيضا للمستخدم أن يتجول خارج منطقة التغطية لكل الشبكة الخلوية إلى منطقة التغطية لشبكة أخرى.

لقد استخدم الجيل الأول first generation, 1G من الشبكات الخلوية اللاسلكية الاتصالات التماثلية (الجزء ١٠،٢) وكانت أساسا للاتصالات الصوتية ولا تسمح بالتجول.

أما الجيل الثانيsecond generation, 2G فقد استخدم الاتصالات الرقمية، وسمح بالتجول بين الشبكات المختلفة ودعم اتصالات البيانات. من أمثلة شبكات الجيل الثاني النظام العالمي للاتصالات المتحركة global system for mobile communication, GSMفي أوربا وال IS-41في أمريكا الشمالية. يمكن لمستخدمي الـGSM أن يرسلوا ويستقبلوا البيانات بمعدل يصل إلى ٩٦٠٠ بت/الثانية في العمليات العادية. إنها شبكة لتبديل الدوائر.لقد نشأ من الـGSM ما يسمى بخدمات الراديو العامة ذات الحزمة general packet radio service, GPRS أو كما يطلق عليها بالجيل 2.5G لنقل كل من البيانات والصوت. تستخدم الـGPRS اتصالات الحزمة لنقل البيانات. إنها تفعل الاتصال بالشبكات العامة والخاصة مثل شبكات الـTCP/IP وال X.25. أقصى معدل لنقل البيانات في شبكات الـGPRS هو ١٧١ كيلوبت/الثانية.

في الجيل الثالث third generation, 3Gتستخدم أجهزة الاتصالات شبكات النقل بالحزمة لكل من الصوت والبيانات. لقد حدد اتحاد الاتصالات العالميinternational telecommunication union, ITU نوعين من شبكات الجيل الثالث: الـWCDMA مع شبكات الـGSM وال CDMA2000 مع شبكات الـIS-41. نظرياً يمكن لشبكات الجيل الثالث أن توفر حد أقصى لمعدل نقل البيانات يصل إلى ١٤٤ كيلوبت/الثانية [16,17]في المناطق الريفية عندما يكون المستخدم مسافراً بسرعة تصل إلى ٥٠٠ كيلومتر/الساعة، و ٣٨٤ كيلوبت/الثانية في الضواحي عند سرعة تصل إلى١٢٠ كيلومتر/الساعة و ٢ميجابت/الثانية عند سرعة ١٠ كيلومترات/الساعة.

(٣،٤،١٠) الشبكات المحلية للاسلكية

يحدد المعيار IEEE 802.11[18] العديد من الشبكات المحلية اللاسلكية LANs(WLANs) ذات السرعات المختلفة للنقل. أشهر ثلاثة إصدارات للمعيار 802.11a و 802.11b و 802.11g (تسمى أيضا الـWi-Fi5 و Wi-Fi و Wi-FiG على التوالي). من أكثرها شهرة الـ802.11b الذي يسمح بمعدلات بيانات تصل إلى ١١ ميجابتاً/الثانية على مدى يصل إلى ١٠٠ متر، على الرغم من أن معدل بيانات المستخدم يصل إلى ٦ ميجابتاً/الثانية (وهو معدل جيد). يستخدم المعيار 802.11b الـDSSS والمجال ISM٢,٤ جيجاهرتز للتراسل.

يدعم المعيار 802.11 طريقتان للتشغيل: الطريقة المخصصة (النظير للنظير) وطريقة البنية التحتية.في الطريقة المخصصة، يمكن لأجهزة الاتصالات أن يتصل كل منهما بالآخر مباشرة بدون استخدام نقاط اتصال access point, AP. تتطلب طريقة البنية التحتية نقاط اتصال AP لنقل الاتصالات بين الأجهزة والاتصال بالشبكات الأخرى. هناك وظيفتان لنقاط الاتصال AP: لتعمل كمحطة أساسية للشبكة اللاسلكية، والوظيفة الثانية لتعمل ككوبري بين الشبكة اللاسلكية والشبكة السلكية.

يستخدم المعيار 802.11b طريقة الاتصال بدوال التوزيع المحورية distributed coordinated function, DCF، التي تحدد استخدام خطوات الـCSMA لتجنب التصادم collision avoidance, CA. تستخدم طريقة الـCSMA/CA فجوة زمنية صغيرة بين الإطارات، تسمى التباعد بين الإطارات DIFS. يعمل بروتوكول الـCSMA/CA، MAC كما يلي: يجب على المحطة التي تريد التراسل أن تبدأ بالاستماع أو اكتشاف وجود قناة الراديو لتحدد إذا كانت محطة أخرى تقوم بعملية تراسل. إذا وجد أن وسط التراسل حراً لفترة زمنية DIFS واحدة على الأقل، فإن المحطة تستطيع استخدام الوسط والتراسل على الفور. إذا كان الوسط مشغولا، فإن المحطة عليها الانتظار لفترة DIFS بعد نهاية التراسل وبعدها تدخل مرحلة التنازع على نيل الوسط.في أثناء فترة التنازع تختار المحطة كمية عشوائية من الزمن (تسمى فترة التراجع عن طريق مؤقت للتراجع) تنتظر خلالها قبل أن تبدأ في مرحلة الاستماع مرة ثانية لتضمن وضوح القناة التي سيتم التراسل عليها.إذا لم تستطع المحطة الحصول على اتصال مع الوسط فإنها تجمد أو توقف مؤقت التراجع، وتبدأ العد من جديد. بمجرد انتهاء العداد، يمكن للمحطة أن تتراسل مع الوسط. مثل هذه الطريقة توفر العدالة حيث إن المحطات التي تنتظر أطول سيكون لها ميزة على المحطات الحديثة الدخول، بمعنى أنها عليها الانتظار فقط لما يتبقى من مؤقت التراجع الخاص بها من الدورة السابقة.

يحقق بروتوكول الـCSMA/CA اختيارات لتقليل التصادم عن طريق استخدام طلب للإرسال Request To Send, RTS و جاهز لإرسال Clear To Send, CTS بيانات واعتراف ACK بإرسال إطارات في صورة تتابعية. تتم عملية التراسل عندما تقوم واحدة من المحطات بإرسال رسالة قصيرة RTS إلى المحطة الهدف. يحتوي إطار الرسالة RTS على طول الرسالة. تعرف فترة الرسالة بأنها متجه توزيع الشبكة network allocation vector, NAV. يقوم الـANV بتحذير المحطات الأخرى في الوسط للتراجع للفترة المطلوبة للتراسل. تقوم محطة الاستقبال بتفعيل إطار CTSإلى المرسل الذي يشتمل أيضا على NAV. إذا لم يتم استقبال إطار الـCTS، فإنه يفترض وجود حدوث تصادم، وتبدأ عملية الـRTS بالكامل مرة أخرى باستخدام الـCSMA/CA. بعد استقبال إطار البيانات، يتم إرسال إطار ACK مرة ثانية في الحال معترفاً بنجاح عملية تراسل البيانات.

(١٠،٤،٤) شبكات المساحة الشخصية اللاسلكية

(١٠،٤،٤،١) البلوتوث

يعتبر البلوتوث عملية تراسل لاسلكية تستخدم تراسل راديو قصير المدى. إنها تستطيع التراسل بسرعات تصل إلى واحد ميجابت/الثانية (في الإصدارات الأخيرة وصلت السرعة إلى ٢.١ ميجابت/الثانية) وله ثلاثة طرازات مختلفة من قدرة التراسل. يعمل البلوتوث في المدى ٢.٤ جيجاهرتز ISM (مثل الـ802.11b) ويستخدم الـFHSS للتراسل [19].

عندما يكون عدد من أجهزة البلوتوث (٨ على الأكثر) في نفس المدى فإنها تتصل مع بعضها وتكون ما يسمى البيكونت piconet. بمجرد أن يكون أحد هذه الأجهزة هو القائد، فإنه سيتحكم في عملية الاتصالات داخل هذه البيكونت. الأجهزة الأخرى تسلك مسلك التوابع وتأخذ أوامرها من القائد لإتمام عملية التراسل. كل الأجهزة في البيكونت تستخدم نفس القناة للاتصالات. مجموعة من البيكونت المتصلة مع بعضها تسمى الشبكة المبعثرة scatternet.

(٢،٤،٤،١٠) الزجبي والـ 802.15.4

يحدد المعيار القياسي[20]IEEE 802.15.4 خواص الطبقة الطبيعية وطبقة الـMAC لشبكات المساحة الشخصية اللاسلكية الرخيصة، ومنخفضة المعدل، ومنخفضة القدرة LR-WPANs.

تعتبر مجموعة الزجبي[21]ZigBee تحالفاً من الشركات تعمل مجتمعة لتطوير معايير ومنتجات يعتمد عليها، وذات كفاءة LR-WPANs. تحدد الزجبي مواصفات طبقة الشبكة ويحقق إطار عمل لبرمجة التطبيق في طبقة التطبيقات على المعيار IEEE802.15.4.

تستخدم الطبقة الطبيعية طريقة الـ DSSS للاتصال. إنها تدعم ثلاثة مجالات من الترددات: المدى ٢,٤٥ ميجاهرتز مع أقصى معدل بيانات ٢٥٠ كيلوبت/الثانية، والمدى ٩١٥ ميجاهرتز مع ٤٠كيلوبت/الثانية و المدى ٨٦٨ميجاهرتز مع ٢٠ كيلوبتاً/الثانية، كل ذلك في مدى مسافة تصل حتى ١٠ أمتار. تحدد طبقة الـMAC نوعين من العقد: أجهزة الوظيفة المخفضة reduced function devices, RFDs، وأجهزة الوظيفة الكاملة full function devices, FFDs. يمكن لل FFDs أن تعمل كمنسقات للشبكة أو أجهزة نهاية الشبكة. عندما تعمل الـFFDs كمنسقات للشبكة فإنها يمكنها أن توفر التزامن والاتصالات والخدمات للشبكة. يمكن لل RFDs أن تعمل فقط كأجهزة نهاية، ويمكنها أن تتفاعل مع FFD واحد فقط، وتكون مجهزة بحساسات أو مفعلات (محركات).

يدعم المعيار 802.15.4 نوعين من البنية أو الطوبولوجيا: بنية النجمة star topology وبنية النظير للنظير peer to peer topology.في بنية النجمة يتم اعتماد نموذج السيد/التابع. يسمى السيد منسق الـ PAN، ويمكن أخذ هذا الدور مع الـ FFD فقط، ويمكن للتوابع أن تكون RFDs أو FFDs وتتصل فقط مع منسق الـ PAN.في بنية النظير للنظير، فإن FFD يمكنه الاتصال المباشر مع FFD آخر خارج مداه من خلال FFD وسيط، مكونا شبكة متعددة القفز multihop.

يتم اختيار منسق الـ PAN لإدارة تشغيل الشبكة متعددة القفز. خاصية مميزة للزجبي هى دعمها للقياسات المكثفة للأمان في شبكات الـ WPANs.

(١٠،٤،٥) الاتصالات ذات المدى فوق المتسع

تعطي تقنية الاتصالات ذات المدى فوق المتسع Ultra-wideband UWB وعداً بشبكات حساسات رخيصة التكلفة منخفضة القدرة [22]. يمكن لل UWBأن يحمل كميات هائلة من البيانات (فوق ٥٠ميجابتاً/الثانية [15]) مع قدرة منخفضة جدا على مسافة قصيرة حوالى ١٠ أمتار. تمتلك الـUWB الراديوية القدرة أيضا على حمل إشارات خلال عوائق تؤدي إلى انعكاس الإشارات الضيقة المدى. يمكن استخدام شبكات الـUWBفي مساحات ذات عوائق يصعب على البروتوكولات اللاسلكية الأخرى أن تعمل فيها. إن المعيار IEEE لل UWB, 802.15.3a تحت التطوير الآن.

(١٠،٤،٦) الاتصالات بالأقمار الصناعية

يسلك القمر الصناعي مسلك المكرر أو المعيد الذي يكرر دخله ولكنه في السماء. إنه يتكون من عدد من دوائر إعادة الإرسال أو الاستجابة، حيث كل منها يستمع أو يستقبل من قناة الاستقبال (المحطة الأرضية ترسل إلى القمر الصناعي)، وتكبر هذه الإشارة المستقبلة، ثم يعيد إذاعتها أو إرسالها على قناة إرسال (من القمر الصناعي إلى المحطة الأرضية). من أشهر أنواع أقمار الاتصالات في هذه الأيام الأقمار الثابتة جغرافياً geostationary, GEO، والتي يتم وضعها على مسافة ٣٦٠٠٠ كيلومتر تقريبا فوق خط الاستواء؛ وبالتالي فإنه يدور بنفس معدل دوران الأرض. إن القمر الصناعي يبدو ثابتاً بالنسبة للمحطة الأرضية، ودائما يمكن للاتصالات أن تتم دون الحاجة لتتبع حركة القمر. يحتوي القمر الصناعي المثالي على العديد من دوائر التراسل التي يكون عرض المجال لكل منها ٣٦ - ٥٠ ميجاهرتز. تتم الاتصالات بين القمر الصناعي والمحطات الأرضية في مجال تردد الميكروويف: المجال C من ٤ -٦ جيجاهرتز والمجال Ku من ١١ -١٤ جيجاهرتز. جزء كبير من الاتصالات التليفونية الدولية تتم عن طريق النظام INTELSAT. يمكن لثلاثة أقمار صناعية GEO المنفصلة عن بعضها ب ١٢٠ درجة أن تغطي كل المساحة المسكونة من الأرض.

يمكن تحقيق اتصالات رخيصة باستخدام الأقمار GEO مع محطات أرضية متناهية الصغر تسمى الأطراف ذات الفتحة القصيرة جدا very small aperture terminals, VSATs. يمكن لهذه المحطات أن ترسل قدرة حتى واحد وات وتدعم معدل إرسال بيانات إلى القمر حتى ١٩.٢ كيلوبت/الثانية ومعدل استقبال من القمر حتى ٥١٢ كيلوبت/الثانية. التأخير المثالي بين محطة أرضية وأخرى يكون حوالي ٢٧٠ ميللي ثانية.

من عيوب الأقمار GEO للاتصالات أزمنة التأخير الطويلة التي يمكن ملاحظتها والإهدار الطيفيفي الاتصالات من نقطة لنقطة. يمكن توصيف الأقمار الصناعية كأقمار منخفضة المدار low earth orbit, LEO، والأقمار المتوسطة المدار medium earth orbit, MEOالتي تم تطويرها لحل هذه المشاكل. إنها تدور في مجال يتراوح بين ٢٠٠٠

حتى ١٢٠٠٠ كيلومتر، منتجة زمن تأخير في الذهاب والعودة مقداره ٥٠ ميللي ثانية. يحتاج المستخدم لجهاز يد صغير من النوعGSM للاتصال من خلالها بالأقمار الصناعية.

(١٠،٥) شبكات الحساسات للمراقبة الصحية

يعطي هذا الجزء شرحاً لموضوعات مختلفة تتعلق بنشر الحساسات وتقنيات الاتصالات المتعلقة بها.

(١٠،٥،١) الحساسات

الحساس هو جهاز يكتشف وجود أو التغير الحادث في بعض الظواهر الطبيعية مثل الجهد أو التيار، وتقوم بتحويل الكمية المحسوسة إلى إشارة مفيدة يمكن قياسها ومعالجتها مباشرة.أما المحرك أو المشغل actuator على الجانب الآخر، فيقوم بتحويل المعلومات إلى أفعال مثل تحريكه هو نفسه أو بدء تحريك أجزاء أخرى في الوسط الموجود به.في العادة تكون الحساسات والمحركات مع بعضهما كوسيلة للتفاعل الطبيعي بين أى كيان والأوساط المحيطة به. الحساس الذكي هو عبارة عن حساس يوفر وظائف إضافية زائدة عن هذه الضرورية لتوليد التعبير الصحيح عن الكمية التي يتم حسها.في العادة يمكن للحساسات الذكية أن تعالج، وتخزن، وتأخذ قرارات.

يمكن للحساسات أن تقيس:

- الخواص الطبيعية مثل الضغط ودرجة الحرارة والرطوبة والتدفق.
- الخواص الحركية مثل الوضع، والسرعة، والسرعة الزاوية، والعجلة.
- الخواص التلامسية مثل الإجهاد، والقوة، والعزم، والانزلاق، والاهتزاز.
- الخواص التواجدية عن طريق التلامس، والتقارب، والمسافة أو المدى، والحركة.
- الخواص الكيميائية الحيوية باستخدام المعاملات الكيميائية الحيوية.
- الخواص التحديدية باستخدام الخواص التحديدية.

يمكن تقسيم الحساسات تبعا لواحد من نطاقات الإشارة التالية:

- النطاق الميكانيكي: يمكن للحساسات الميكانيكية أن تحول الإجهاد المطبق لإحداث تغيير في مقاومة يمكن حسها باستخدام دائرة إلكترونية (التأثير التضاغطي الكهربي)، أو انفعال مطبق (يتناسب مع القوة) إلى جهد (التأثير التضاغطي الكهربي).
- النطاق الحراري: تعتمد الحساسات الحرارية على مواد لها خاصية التمدد الحراري نتيجة التغير في درجة الحرارة.

- النطاق المغناطيسي: الحساسات المغناطيسية لا تتطلب التلامس المباشر وتكون مفيدة في الكشف عن تأثيرات التقارب.
- النطاق الكيميائي: الحساسات الكيميائية والحيوية هى أجهزة تتفاعل مع الجوامد والسوائل والغازات من كل الأنواع وتقوم بتحويل الخاصية المسببة لهذا التغيير (مثل الكتلة والمقاومة) إلى إشارة كهربية أو ضوئية يمكن الكشف عنها.
- النطاق الإشعاعي: هى حساسات تقوم بالكشف عن طيف واسع من الإشعاعات الكهرومغناطيسية، التي تشتمل على الطيف المرئي والإشعاع النووي.

تقوم الحساسات الضوئية بتحويل الضوء إلى كميات مختلفة يمكن الكشف عنها. تعتمد هذه الحساسات في العادة على التأثيرات الكهروضوئية، أو الكهروتوصيلية، أو الكهروجهدية.في حالة التأثير الكهروضوئي، فإن الفوتونات (الجزيئات الأساسية للضوء والتي لها كتلة تساوي صفراً) التي لها طاقة كافية والمرسلة على سطح مشحون تتسبب في تسيير تيار.في حالة التأثير التوصيلي للضوء فإن الفوتونات الساقطة تتسبب في توليد شحنات حاملة تعمل على تقليل مقاومة المادة.في حالة التأثيرات الجهدية، فإن الفوتونات تولد أزواج من شحنات الإلكترونيات والفجوات في وصلة شبه موصلة مما يتسبب في سريان تيار. النبائط الكهروجهدية تشتمل على الدايودات الضوئية، والترانزستورات الضوئية، والخلايا الضوئية.

بالنسبة لمراقبة الرعاية الصحية، فإن الحساسات الطبية التي يمكن ارتداؤها تكون ذات أهمية خاصة. تستخدم هذه الأجهزة في مراقبة مجموعة من المعاملات الأساسية الإسعافية في الأورام، والأطفال، والشيخوخة. من هذه المعاملات ما يلي:

- معدل ضربات القلب لمراقبة وظيفة القلب
- العجلة أثناء نشاط المشي أو الجري
- درجة حرارة الجسم في الحالات المرضية
- السعة التخيلية في الحالات الخطيرة من انسداد المجاري الهوائية في حالة أمراض انسداد الرئة المزمن
- سكر الدم في حالة أمراض الأوعية أو الأعصاب المعقدة
- المخطط الكهربي للمخ EEGفي حالة النوبات الصرعية، والحيرة أو الارتباك، وجروح الرأس، وأورام المخ، والعدوى، والانتكاسات المرضية، واضطرابات التمثيل الغذائي التي تؤثر على المخ.
- موجات المخطط الكهربي للقلب ECGفي حالة الأزمات القلبية
- ضغط الدم

- تشبع الأكسجين الشرياني في حالة إعاقات النوم
- وزن الجسم

العوامل الأكثر أهمية التي يجب أن تؤخذ في الاعتبار عند اختيار الحساسات هى :

- **التكلفة**.في العديد من التطبيقات تكون الحساسات أكثر كفاءة عند استخدامها بأعداد كبيرة، حيث إنها توفر خريطة مكثفة أو مجموعة من المعلومات المكثفة والغنية عن الوسط أو الحالة الصحية التي لم يمكن ملاحظتها من قبل. وعلى ذلك، فإن هذه التطبيقات سيمكن استخدامها بكثرة فقط إذا كانت هذه الحساسات متوفرة وبتكلفة بسيطة.
- **الحجم.** يكون حجم الحساس مهماً في الكثير من التطبيقات. على العموم، فإنه كلما كان حجم الحساس أصغر كان مقبولا بالنسبة للمستخدم. بعض مميزات الحجم الصغير وخفة الوزن في الحساسات تشتمل على سهولة الإلحاق أو اللصق على الجسم، وعدم التدخل، والسهولة أو الراحة في الاستخدام.
- **استهلاك الطاقة.** الكثير من الحساسات تستخدم البطاريات كمصادر للقدرة. من الضروري للحساسات أن تستخدم هذه القدرة بأقل معدل ممكن حتى تعيش البطارية أطول مدة ممكنة،في العادة يجب أن تعيش عمر الحساس. بعض الحساسات تجمع القدرة اللازمة لها ذاتياً (مثلا باستخدام الضوء، أو الريح)، على الرغم من أن أجهزة جمع الطاقة هذه تكون لها مشاكل صيانة غير مرغوبة.
- **الحركية.** حتى يمكن استخدام الحساسات في المراقبة الصحية، فإنه من المطلوب أن تكون هذه الحساسات قادرة على الاتصالات مع بعضها أو مع جهاز تحكم أثناء الحركة عندما تكون ملحقة على مستخدم متحرك.
- **المقدرة على معالجة البيانات.** من المطلوب عادة أن تكون الحساسات قادرة على أداء بعض المعالجة البسيطة للبيانات مثل الترشيح، وهو التخلص من الضوضاء المضافة قبل إرسال البيانات المفيدة إلى وحدة تجميع البيانات. يتم عمل ذلك لتقليل البيانات الزائدة وتقليل التكلفة أو الطاقة في عملية إرسال البيانات.
- **المقدرة التخزينية.** من المطلوب عادة من الحساسات أن تكون لديها كمية صغيرة من الذاكرة تستخدم لتخزين البيانات الحرجة (أو التي تم معالجتها مبدئيا) التي يتم إرسالها إلى وحدة تجميع البيانات. مثلا، من الممكن أن تكون قناة الاتصال معطلة وقتياً أو غير متاحة أو تمت مقاطعتها.

من الممكن أن تشتمل العوامل الأخرى على سهولة الاستخدام، والموافقة أو الاعتماد الإكلينيكي، وقوة التحمل، ودقة القياس. لحسن الحظ، فإنه مع التقدم في تقنية الدوائر التكاملية المتناهية الصغر، فقد أصبحت الحساسات المتناهية الصغر متاحة بالتالي والتي تستهلك أقل القليل من القدرة، والتي لها بعض المقدرة على معالجة البيانات والمقدرة التخزينية، ويمكن تصنيعها بكميات كبيرة، وبالتالي فإنها رخيصة السعر نسبياً.

(٢،٥،١٠) متطلبات المراقبة

هناك العديد من العوامل التي يجب اعتبارها في أنظمة المراقبة الصحية. وعلى الرغم من ذلك فإنه من أهم هذه العوامل المتعلقة بتطبيقات تكنولوجيا الاتصالات في المراقبة الصحية هى أمان النظام، وعرض المجال لقناة الاتصالات، واستهلاك الطاقة في إرسال البيانات.

يستتبع أمان النظام التوثيق، والإذن بالدخول، والسرية، وسرية المعلومات، والإتاحية، وعدم التنصل. على الرغم من ذلك، فإنه نتيجة الكثير من التعارضات، مثل عرض المجال المحدود، والقدرة المنخفضة وإلخ، التي توقع على شبكات الحساس اللاسلكية، فإن مقاييس الأمان المكثفة تكون غير عملية. مع ذلك، فإنه عادة في الأوضاع الطبية، تكون هناك اهتمامات زائدة بالأمان التي يجب افتراضها.في حالة المراقبة عن بعد، فإن قياسات الأعراض المرضية المهمة تنتقل عادة من الوسط الآمن في المستشفي إلى بيت المريض. إن هذا يعنى أن هناك بعض الاعتبارات الأمنية الإضافية التي يجب افتراضها عند استعمال هذه الأنظمة، حيث أنها تعالج وتنقل معلومات حساسة عن شخص يجب حماية خصوصياته.

إن نقل كمية كبيرة من القدرة تسمح بمنطقة أعرض من التراسل وتحقق جودة عالية للإشارة المستقبلة. على الرغم من ذلك، فإن هذا يكون في العادة غير ممكناً، حيث إنه مع الحساسات اللاسلكية يكون مصدر الطاقة في العادة محدوداً. وفوق ذلك، فإن هناك حدوداً على كمية الإشعاعات التي يمكن بثها عن طريق أى جهاز، حيث يمكن لهذا البث أن يتداخل مع الأجهزة الحرجة الأخرى ويؤثر على الوسط المحيط والأشياء الحية الصحية القريبة.كثيراً ما يرغب أحدهم في إرسال الكثير من البيانات إلى مسافات بعيدة جداً، وبسرعة عالية جداً، للكثير من المستخدمين في نفس الوقت. لسوء الحظ، فإنه لا يمكن تحقيق كل هذه المطاليب مرة واحدة في نفس الوقت.

من الواضح من هذا الشرح أن هناك خواص مطلوبة ومتعارضة في الكثير من المواضيع، ومن أمثلة ذلك ما يلي:

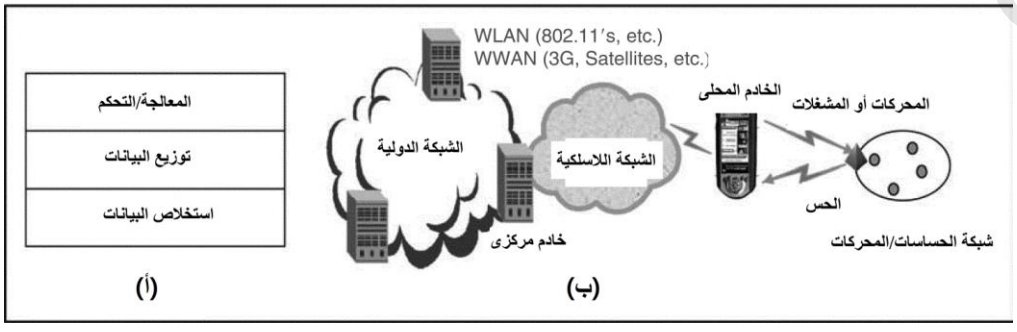
- الحساسات الصغيرة قد تكون مطلوبة لسهولة الحركة، ولكنها قد لا تحتوي مساحة كافية لبطارية طويلة العمر أو مساحة تخزينية عالية.
- الحساسات التي تمتلك العديد من الخواص المطلوبة تكون في العادة غالية الثمن وتستهلك الكثير من القدرة.
- تتطلب الحساسات الاتصالات اللاسلكية حتى تكون قابلة للحركة؛ وبالتالي فإنه لا يمكن توصيل مصدر قدرة دائم عليها؛ وبالتالي فإن مقدرة الاتصالات للحساسات تكون محدودة جداً.

- من الممكن للحساسات أن تكون قادرة على الاتصالات مع بعضها على مسافات قصيرة؛ وبالتالي فإن عليها أن تعتمد على جيرانها لنقل بياناتها إلى مراكز البيانات البعيدة. وبالتالي فإنه قد يكون من الضروري أن تكون هناك شبكة قابلة للتشكيل الذاتي.
- في العادة قد لا يكون لدى الحساسات كمية كبيرة من الذاكرة؛ وبالتالي فإن عليها أن ترسل البيانات من وقت لآخر إلى مركز البيانات. من المهم أيضا أن تكون تقنية الاتصالات المستخدمة لا تستهلك كميات زائدة من طاقة الحساسات.
- في العادة تكون لدى الحساسات مقدرة عالية على معالجة البيانات، وقد لا تكون لديها المقدرة على تلخيص أو اختصار البيانات؛ قبل رفعها أو إرسالها إلى مركز البيانات، وبالتالي فقد يكون عليها إرسال كمية كبيرة من البيانات الخام إلى جيرانها، وبالتالي فمن الضروري أن يكون هناك قناة اتصالات لاسلكية فعالة.

من الواضح أنه لكي يمكن للحساسات أو لشبكة الحساسات أن تستخدم في أنظمة المراقبة الصحية، فإنه من الضروري استخدام بنية تحتية شبكية متكاملة.

(١٠،٥،٣) الاتصالات في شبكة الحساسات اللاسلكية

من الواضح أن اختيار الحساس، وتقنية الاتصالات اللاسلكية، وكذلك التطبيقات تكون كلها متعلقة ببعضها. إن اختيار تقنية الاتصالات اللاسلكية يجب تناوله بعناية على ضوء اختيار الحساسات ووسط التطبيق الذي ستستخدم فيه. معظم المفاهيم الهيكلية الموجودة حاليا لها ثلاث طبقات كما هو موضح في الشكل رقم (١٠،٩أ): طبقة تجميع البيانات وهى المسئولة عن حس وتجميع البيانات المتعلقة بالحالة الصحية. طبقة توزيع البيانات وهى المسئولة عن توزيع البيانات المهمة على المكونات لكى يتم تحليلها. طبقة المعالجة والتحكم هى المسئولة عن معالجة البيانات، وتفسير وتلخيص البيانات، وعمل الاستجابات التحكمية المناسبة.في الحقيقة فإن وظائف أى طبقة يتم تنفيذها عن طريق مجموعات من المكونات في نفس الوقت عند مستويات طبولوجية مختلفة. الشكل رقم (١٠،٩ب) يبين هيكلاً نموذجياً وعملياً للمراقبة الصحية.



الشكل رقم (١٠،٩) هيكل نظام للمراقبة باستخدام شبكات الحساسات اللاسلكية.

عند أقل مستوى من الطبولوجيا توجد مجموعة من الحساسات التي تعمل خلال مساحة محددة (مثلا على جسم شخص) وتكون شبكة لاسلكية على الجسم تسمى شبكة مساحة الجسم body area network, BAN (والتي تكون عبارة عن PAN يمكن ارتداؤه على الجسم) بحيث يمكن أن يعتمد كل منهما على الآخر لنقل المعلومات التي تم الحصول عليها إلى حساس أكثر قدرة والذي يقوم بدوره لنقل هذه المعلومات (التي تكون مرشحة في العادة) إلى خادم محلي.في العادة يتم استخدام التقنية اللاسلكية 802.15.2 لتكوين مثل هذا الـBAN.

يعمل الخادم المحلي ككوبري بين شبكة الحساسات التي يتبعها والخادم المركزي، والذي يخدم أيضا كبوابة لل WAN مثل الإنترنت أو شبكة المحمول اللاسلكية [25]WWAN.

يتمتع الخادم المركزي بقدرة أكبر من حيث القدرات المختلفة. إن له قدرة أعلى على معالجة وتحليل البيانات واستخلاص المعلومات المهمة للتشخيص وعمل الاستجابات المناسبة. إنه يتواصل مع الخادم المحلي من خلال البلوتوث أو/و تقنية الـ802.11.

عند طبقة القمة، يقوم الخادم المركزي بتوزيع بياناته على الخوادم الأخرى والحصول منهم على بيانات إضافية تكون مهمة ومكملة للحالة الصحية التي يتم مراقبتها حتى يمكن عمل الاستجابة الأفضل [26].يمكن عمل الاتصالات بين الخوادم المركزية على الشبكة السلكية أو على الإنترنت اللاسلكية.

من خلال شرحنا للحساسات، والتقنيات اللاسلكية، وهياكل المراقبة الصحية، يمكن وضع بعض الإرشادات لاختيار هذه التقنيات:

١ - يجب استخدام تقنية الزجبي إذا كانت الحساسات ستكون صغيرة الحجم وتحتاج للتراسل على مسافات قصيرة جداً، ويجب الحفاظ على عمر أطول للبطارية (القليل من الأشهر)، وحيث يكون معدل التراسل قليلا.

٢ - يمكن تطبيق تقنية الـUWBعند المعدلات العالية للبيانات على المسافات الصغيرة جداً من خلال الحساسات الصغيرة.

٣ - يمكن استخدام تقنية البلوتوث كبديل للتراسل السلكي وككوبري بين الحساسات وأجهزة التحكم ذات القدرات العالية في الـWANs. يمكن لأجهزة البلوتوث في العادة أن تعمل كخوادم محلية للتنظيم والتحكم في الحساسات اللاسلكية.

٤ - في العادة يتم استخدام تقنية الـIEEE 802.11 ككوبري بين الحساسات والإنترنت السلكية واللاسلكية. إنها تتطلب قدرة أعلى ولا يتم استخدامها في العادة في حالة الحساسات المتحركة اللاسلكية. ذلك على الرغم من

أن المعيار 802.20 يعمل مع الحلول الكاملة التحرك واللاسلكية ذات المجال العريض. إنها ستدعم اتصالات السيارات المتحركة حتى ٢٥٠ كيلومتر/الساعة في الشبكات الحضرية.

٥ - تكون هناك حاجة للتقنيات الخلوية (GSM, GPRS, CDMA2000, WCDMA) لتوصيل الأجهزة على شبكات الـWANs. إنها تستخدم في العادة لتوصيل الخوادم المحلية مع الخوادم العامة أو العالمية التي تشرف على كل شئون التطبيق على الإنترنت الحركية.

يمكن تكامل كل من الإنترنت السلكية واللاسلكية في حالة التطبيقات التي تتطلب المشاركة في الموارد والتعاون من خلال الشركات العالمية المستقلة.

(١٠،٦) تطبيقات التقنيات اللاسلكية في الطب عن بعد

المقصود بالرعاية الصحية هو تشخيص ومعالجة الأمراض. تشخيص أى مرض يشتمل على تجميع البيانات الخاصة بالمريض وتحليل هذه البيانات حتى يتم أخذ قرار عن سبب المرض وبعد ذلك يتم تقرير العلاج المناسب. يقصد بالطب عن بعد بأنه استخدام تقنيات الاتصالات اللاسلكية والمعلوماتية لتوفير الرعاية الصحية للأشخاص الموجودين على مسافات متباعدة ونقل هذه المعلومات لتحقيق هذه الرعاية [2].

الغرض من استخدام تقنيات الاتصالات في الأوساط الطبية هو لتوفير الرعاية الصحية عندما يكون التقابل وجهاً لوجه بين المريض والطبيب غير ممكن وأيضا لتحسين الرعاية الصحية العامة أو الكلية بتكلفة ممكنة.في العادة يستخدم الطب عن بعد في الاستشعار عن بعد، وفي صنع القرار، وفي التنظيم التعاوني للإدارة في الزمن الحقيقي للمرضى عند المسافات المتباعدة.

يشتمل الطب عن بعد على التشخيص، والعلاج، والمراقبة، وتعليم المرضى عن طريق استخدام الأنظمة التي تسمح بالتواصل مع الأجهزة الخبيرة ومعلومات المرضى، حيثما كان المريض وحيثما كانت هذه المعلومات متواجدة. إنها تعني أن هذه المعلومات الأساسية للمريض يجب نقلها على شبكات الحاسب عن طريق مؤتمرات الفيديو، والوسائط المتعددة والتطبيقات المعتمدة على الإنترنت.

في هذا الجزء سنقدم وصفاً لعدد من تطبيقات الطب عن بعد التي تعتمد بدرجة كبيرة على التقنيات السلكية واللاسلكية التي تم شرحها في الأجزاء السابقة. الهدف الأساسي هو توضيح استخدام تقنيات التراسل والاتصالات في خلال تطبيقات الطب عن بعد.

obeikandl.com

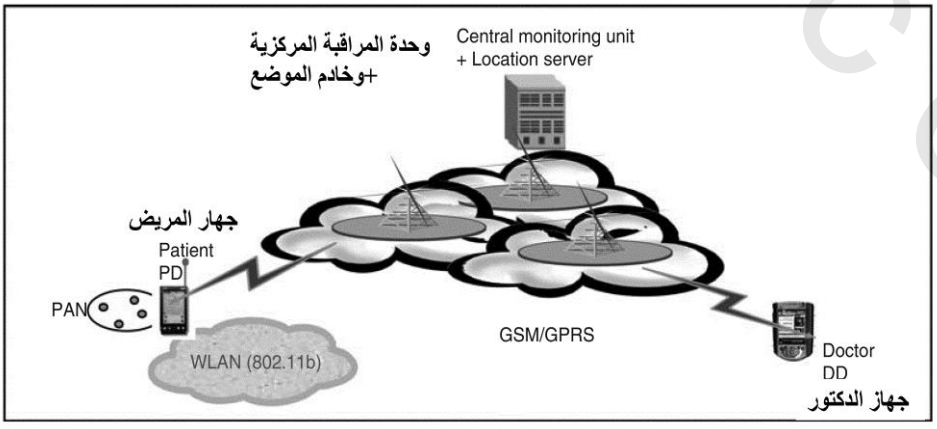
(١٠،٦،١) الخدمات المعتمدة على المكان للحوادث الطبية الطارئة

سنصف في هذا الجزء التطبيق، EmerLoc [27]، للتعامل مع الحوادث الطارئة عند أماكن لا يتاح فيها الدعم الصحي الفوري. هذا النظام مصمم للمرضى الذين يعانون من الأمراض المزمنة أو المحتاجين للرقابة المستمرة على حالتهم الصحية.

الشكل رقم (١٠،١٠) يبين هيكل هذا النظام. تشتمل عناصره الأساسية على المريض والأجهزة المتنقلة المصاحبة له/لها، ووحدة المراقبة المركزية central monitoring unit, CMU ووحدة الخدمة المعتمدة على المكان location based service, LBS المصاحبة. يشتمل هيكل الاتصالات على شبكة حساسات تستخدم الزجبي أو البلوتوث، و WLAN تستخدم المعيار 802.11، وتستخدم الWWAL نظام الـGSM أو الـGPRS.

يرتدي المريض جهازاً شخصياً personal device, PD، ومجموعة من الحساسات. يتم لصق الحساسات على جسم المريض لقياس الإشارات الحيوية مثل الـECG، وضغط الدم، ومعدل ضربات القلب، ومعدل التنفس، وتشبع الأكسجين. يقوم الجهاز الشخصيPD بتجميع ومعالجة إشارات المريض المهمة من الحساسات. إن الحساسات مجتمعة مع الجهاز الشخصي تشكل PAN تراقب الحالة الصحية للمريض وتجرى الاتصالات مع الـCMU. يقوم الـPD بإرسال جرس إنذار إلى الـCMU عندما تزيد أى حالة عن حد التشبع المخصص لها أو عندما تكون هناك أى حالة طارئة. تحتوي الحساسات وال PD على وسائل تراسل راديوية متوافقة مع تقنيات البلوتوث والزجبي. إن الدكتور المتابع للمريض يحمل معه جهاز الدكتور doctor device, DD يستطيع من خلاله أن يستقبل إشارات التحذير والمدى الكامل للإشارات الحيوية للمريض.

تتحكم الـCMU وتنظم تدفق الاتصالات بين مكونات النظام المختلفة. إنها أيضا تتصل بال PD وال DD على إما الشبكة WLAN وإما الشبكة WWAN مثل الـGSM أو الـGPRS.تعتمدالـLBS على الـLSB كبيئة عمل تشتمل على خادم موضعي لمشغل شبكة متحركة أو موفر مكاني لشبكة WLAN.



الشكل رقم(١٠،١٠) نظرة عامة على هيكل النظام EmerLoc.

(١٠،٦،١،١) التشغيل

عندما تزيد الإشارة الحيوية التي تتم معالجتها عن حد تشبعي معين، فإن الـPD يقوم بتوليد إشارة إنذار وينقل المعلومات الطارئة مع موضعها الحالي إلى الـ CMU من الـ WLAN أو الـ WWAN.

تعترف الـCMU باستقبال إشارة الطوارئ emergency notification, EN وتستخدم رقم المريض الموجود في هذه الرسالة لتطلب السجل الطبي للمريض من قاعدة البيانات لتستكمل معلومات المريض. تقوم الـCMU أيضا بإحضار رقم الدكتور المتابع، ويمكن تحديد موقع الدكتور أيضا عن طريق خادم تحديد الموضع في النظام. مع تحديد مواقع المريض PD والدكتور DD، فإن الـCMU تسأل نظام المعلومات الجغرافيGeographical information system, GIS عن أحسن طريق لتوصيل المريض بالدكتور. بعد ذلك تقوم الـCMU بإرسال رسالة تحذيرية لل DDتعطيه التوجيهات للتواصل مع معلومات الطوارئ الموجودة على الـCMU. يقوم الـDD بالاتصال بال CMU من خلال شبكة الـGPRS للحصول على المعلومات المهمة والتي تشتمل على آخر صور CT مع معلومات التواصل بينهما.

مع اقتراب الطبيب من مكان التراسل، فإن الـDD يتصل بشبكة الـPD المحلية WLAN.في النهاية يقوم الـPD بطلب المجموعة الكاملة للإشارات الحيوية الأخيرة والسجلات الطبية المخزنة للمريض.

هذا النظام قد تم تطويره عن طريق ١٥ طبيباً في بيئة مستشفي على مدى عشرة أيام. على العموم فقد أوضحت التجارب جدوى هذا النظام ومحاذاته أو انتظامه مع المعايير واسعة الانتشار، بينما كان رد الفعل من الأشخاص المستخدمين الذين قيموا النظام موجباً جداً [27].

(١٠،٦،٢) أنظمة الروبوتيات المتحركة للتصوير الفوق صوتي عن بعد.

سنصف في هذا الجزء نظام الروبوت الطبي المتقدم المسمى مخطط الصدى الحركي عن بعد mobile Tele-Echography باستخدام روبوت متناهي الخفة ultra light robot ويختصر كالتاليOTELLO.لقد بدأ هذا النظام كمشروع مدعم من جمعية تقنيات المعلومات الطبية الأوربية European Information Society Technology IST، حيث تم تطويره كنظام متكامل من النهاية للنهاية لتخطيط الصدى عن بعد للمجموعات السكانية التي لا يمكن تحقيق الخدمة لها محلياً عن طريق خبير فوق صوتيات.

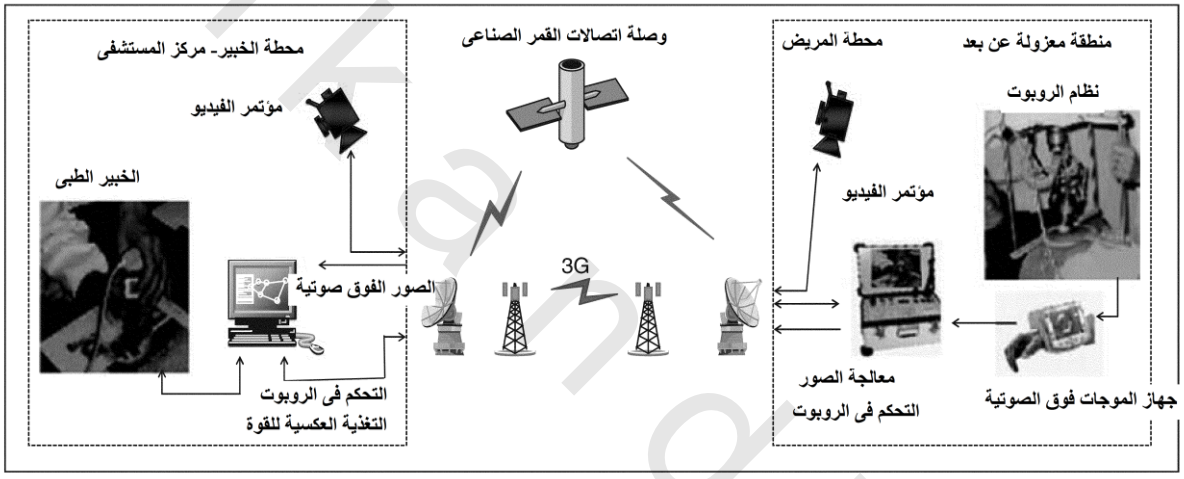
يستخدم هذا النظام روبوتاً متكاملاً يعمل عن بعد وقابل للحركة، يسمح لمتخصص الفوق صوتيات أن يجرى مخططاً صوتياً عن بعد في الزمن الحقيقي للمرضى عن بعد. إنه يتكون من ثلاثة أنظمة جانبية:

١ - محطة الخبير، حيث يتعامل الخبير الطبي مع مسبار تخيلي باللمس مجهز للتحكم عن بعد في وضع الروبوت ليحاكي المسبار الفوق صوتي.يوجد أيضا مؤتمر فيديو.

٢ - روابط الاتصالات: الأقمار الصناعية، والجيل الثالث اللاسلكي، والمحطات الأرضية.

٣ - محطة المريض: التي تتكون من نظام روبوت خفيف الوزن مع ٦ درجات من حرية الحركة degree of freedom, DoF ووحدة التحكم فيه. يتناول الروبوت المسبار الفوق صوتي تبعا لتعليمات الخبير. يجمع المسبار الصور الفوق صوتية للمريض ويرسلها إلى الخبير. يمكن استخدام مؤتمرات الفيديو أيضا. يبين الشكل رقم (١٠،١١) نظرة وظيفية عامة على نظام الـOTELLO.

هناك ثلاثة أنواع من البيانات الحرجة التي يمكن إرسالها على نظام الـOTELLO: بيانات التحكم في الروبوت، وتدفق الصور الفوق صوتية، والبيانات الفوق صوتية الطبية. تمثل البيانات الفوق صوتية المطاليب الأكثر صرامة أو أهمية بدلالة معدل البيانات والاستجابات القريبة من الزمن الحقيقي.



الشكل رقم(١٠،١١) نظرة وظيفية عامة على نظام الـ OTELLO تم الحصول عليها من [29]Garawi et al.

يوجد في نظام الروبوت أيضا آلية للتغذية المرتدة للقوة، وهذه الآلية تسمح للخبير بأن يحرك المسبار التخيلي ويتحكم في ماسك المسبار عن بعد على الجانب الآخر في محطة المريض. يعطي رابط الاتصالات من الجيل الثالث معدل بيانات يصل إلى ١٤٤ كيلوبت/الثانية للاتصالات المتحركة في المناطق الخارجية الريفية لمسافر بسرعة أكبر من ١٢٠ كيلومتر/الساعة، و ومعدل بيانات مقداره ٣٨٤ كيلوبت/الثانية للوصلة الهابطة لشخص يسير بسرعة أقل من ٥ كيلومترات/الساعة، و ٢ ميجابت/الثانية داخل المنازل.

بالنسبة لنظام الـOTELLO، تقوم محطة المريض بإرسال الصور الفوق صوتية، وتدفق من الفوق صوتيات، وفيديو للوسط المحيط، والصوت، وبيانات التحكم في الروبوت، بينما تستقبل فقط التحكم في الروبوت، وفيديو للوسط المحيط، وصوت من محطة الخبير. أفضل فصيل لجودة الخدمة QoS لتدفق الفيديو هو تدفق خدمة الجيل

الثالث 3Gالتي تحافظ على العلاقة الزمنية بين كيانات المعلومات في التدفق. على الرغم من ذلك، فإنه بالنسبة لتتابع الصور الطبية بمتطلباتها في الزمن الحقيقي، فإن فصيل المحادثة قد يكون ضروريا.

الشكل رقم (١٠.١١) يبين التثبيت التجريبي على شبكة أقمار الجيل الثالث. يتم تجميع بيانات ماسح الفوق صوتيات بمعدل يساوي ١٣ إطاراً/الثانية fps، وكل إطار له تحديدية تساوي ٣٢٠×٢٤٠ بكسل بالنسبة لتشكيل مؤتمرات الفيديو. يتم توليد بيانات الروبوت من محطة الخبير بمعدل ١٦ بايتاً في كل ٧٠ ميللي ثانية. بيانات الروبوت المستقبلة من محطة المريض تجدد أو تتحكم في موضع رأس الروبوت باستمرار. لقد تم تنفيذ التجربة عن طريق Garawi [29] تحت حالات مختلفة لتحميل الشبكة كما هو منعكس في نتائج هذا البحث.لقد تم استخدام بروتوكول الزمن الحقيقيreal time protocol, RTP للتدفق في الزمن الحقيقي من النهاية للنهاية، واستخدم البروتوكول UDP/IP لبيانات الروبوت في كل من الاتجاهين.

لقد تم اختبار نظام الـ OTELLO على شبكة من الجيل الثالث (Vodafone, U.K.)، ولقد تم إجراء التراسل التجريبي في خلال مدينة لندن بين جامعة كنجستون (جانب المريض) وكلية سانت جورج الطبية (جانب الخبير). لقد تم تشفير التدفقات الفوق صوتية في نتائج الاختبار بتشكيل الربع الأوسط الموحد Quarter Common Intermediate Format, QCIF باستخدام كوديك الـ H.263 الذي تمت تجربته بنجاح في التراسل في الزمن الحقيقي على شبكة الجيل الثالث. لقد كان الحد الأدنى لجودة المعلومات الفوق صوتية المستقبلة، والتي تم قبولها عن طريق الخبير الطبي باستخدام نظام الـ ETELLOفي التشخيص المبدئي يساويfps 5 عند ٣٥ ديسبلاً تمثل نسبة الإشارة إلى الضوضاء. هذه النتائج تم تحقيقها باستخدام ٦٤ كيلوبتاً/الثانية عند محطة رفع المعلومات عند المريض. لقد وجد أن تأخير الشبكة الناتج عن التغيرات فيها كان في الحدود المقبولة للحفاظ على الجودة العالية للتفاعل في الزمن الحقيقي خلال النظام: ٢٩٧ ميللي ثانية بالمقارنة بقيمة التأخير العظمى التي تساوي ٣٢٥ ميللي ثانية. الخلاصة التي تم الوصول إليها هى أن هذا النظام للروبوت المتحرك المتقدم للطب عن بعد أمكنه بنجاح أن يحقق جودة إكلينيكية مقبولة للبيانات الفوق صوتية باستخدام الشبكات التجارية من الجيل الثالث.

لقد أوضحت أيضا تجارب Garawi et al [29] أنه من الممكن التغلب على الصعوبات التقنية الموجودة في تقديم وسط تعليمي يصل بين موضعين متباعدين خلال العالم.

(١٠،٧) الملخص

لقد أصبحت شبكات الاتصالات السلكية واللاسلكية جزءاً متكاملاً من البنية التحتية للرعاية الصحية لدعم الخدمات الحالية والمنبثقة والتطبيقات المتزايدة في المجتمعات المتحركة والمدارة بالمعلومات، لتحقيق خدمات أفضل بتكلفة مخفضة وبأقل موارد بشرية.

إنه من الصعب تغطية مجال الاتصالات اللاسلكية وشبكات الحاسب في فصل واحد. إن هذا الفصل يحاول التركيز على توفير الفهم الأساسي لتقنيات الاتصالات وكيفية وضعها في أشكال مختلفة في البنية التحتية السلكية واللاسلكية لدعم التطبيقات في الرعاية الصحية المتحركة والطب عن بعد.

لقد تم شرح مكدسة الـTCP/IP (كما في الشكل رقم (١٠.٤) التي تقوم فيها طبقة التطبيق في الـTCP/IP (http) بنقل البيانات في بروتوكول وحدة بيانات الـTCPالتي لها رقم مخرج معين، والذي يحمل بدوره في حزمة IP بعنوان IP معيناً يستخدم لتسيير الحزمة في الإنترنت. إن رقم بوابة الـTCP وعنوان الـIP يكونان معا "مقبساً".في النهاية، يتم حمل الحزمة في أى إطار إيثرنت (802.3 CSMA/CD) إلى جهاز المضيف الهدف باستخدام عنوان الـMAC. يتم استخدام بروتوكول الـARP للنقل بين الـIP وعناوين الـMAC.

لقد شرح هذا الفصل على الخصوص حدود أى قناة اتصالات، للتأكيد على أهميتها عند بناء البنية التحتية لأى رعاية صحية. لقد أكد هذا الفصل على شرح الجوانب الأساسية للمراقبة الصحية التي تتطلب حساسات وشبكة حساسات لاسلكية، وأيضا تم شرح هيكل شبكة الإنترنت التي تعمل حاليا وشبكات المحمول اللاسلكية الأخرى التي تم استخدامها في تطبيقات الرعاية الصحية.

لقد حدد هذا الفصل أيضا عدد كبير من الموضوعات المفتوحة والتحديات التي يجب التعامل معها قبل تطبيق أى تقنية لاسلكية على مدى كبير خلال وسط الرعاية الصحية.

(١٠،٨) تمارين

١ - فرق بين تقنيات التراسل الضيقة المدى، والواسعة المدى، وفوق الواسعة المدى.

٢ - اذكر بعض الحدود لأى قناة اتصالات.

٣ - اشرح لماذا يشتمل أى تطبيق على العديد من الشبكات (شبكات حساسات لاسلكية، و WLANs، وشبكات المحمول الخلوية، والإنترنت). اشرح دور كل منها.

٤ - ما هى المواضيع التي تعتقد أنه يجب التعامل معها قبل تطبيق أى تقنية لاسلكية على مدى واسع في خلال وسط الرعاية الصحية ؟

obeikandi.com

٥ - ما هى بروتوكولات الـMAC، ومعدل البيانات، ووسط التراسل لل 10GBase-T ؟

٦ - ما هى المميزات الأساسية لبروتوكول الـIPv6 بالمقارنة مع IPv4 ؟

٧ - اشرح الفرص والتغيرات التي قد تحدث في نمط الحياة إذا كانت كل أجهزة البيت الإلكترونية (التليفون، والثلاجة، والميكروويف، و... إلخ) كلها لاسلكية موصلة على الإنترنت باستخدام الـIPv6.

٨ - مع انخفاض تكلفة أجهزة التحديد بترددات الراديو RF، سيمكن استخدام هذه الأجهزة لتتبع وحدات الكميات الصغيرة (مثل الحاويات حاليا، وربما الأقفاص، وبعد ذلك الصناديق، ثم الوحدات المنفردة). ما هو أثر ذلك من وجهة نظرك على الخصوصية، والجوانب الأخرى، ومراقبة المرضى ؟

٩ - اكتب صفحة بسيطة على الإنترنت مع الروابط للموارد الطبية للمرضى.

١٠ - اشرح مميزات شبكة البيانات الرقمية بالمقارنة بالشبكة التماثلية.

١١ - اشرح مميزات الشبكة المعتمدة على الـTCP/IP بالمقارنة مع شبكة التليفونات الرقمية العامة.

(٩،١٠) المراجع

1. E. Dishman. Inventing wellness systems for aging in place. IEEE Computer. 37:34–41, 2004.
2. N. F. Guler and E. D. Ubeyli.Theory and applications of telemedicine. J. Med. Syst. 26:199–220, 2002.
3. S. E. Kern and D. Jaron. Healthcare technology, economics and policy: An evolving balance. IEEE Eng. Med. Biol. Mag. 22:16–19, 2003.
4. R. Holle and G. Zahlmann.Evaluation of telemedical services. IEEE Trans. Info. Tech. Biomed. 3:84–91, 1999.
5. P. N. T. Wells. Can technology truly reduce health care costs? IEEE Eng. Med. Biol. Mag. 22(1):20–25, 2003.
6. Z. Papir and A. Simmonds.Competing for throughput in the local loop.IEEE Comm. Mag. 37, 1999.
7. Australian Communications Authority. Understanding Your Broadband Quality of Service,2004.http://www.acma.gov.au/acmainterwr/aca_home/publications/reports/reports/broadband_quality_of_svce.pdf.
8. Cisco Systems Technology. Traffic Analysis for Voice over IP [white paper]. http://www.cisco.com/en/US/tech/tk652/tk701/technologies_white_paper09186a00800d6b74.shtml
9. A. Simmonds. Data Communications and Transmission Principles: An Introduction. Macmillan, 1997.
10. Internet Assigned Numbers Authority. Abuse Issues and IP Addresses (‘‘Special-Use Addresses’’). http://www.iana.org/faqs/abuse-faq.htm#SpecialUseAddresses.
11. Internet Assigned Numbers Authority. Port Numbers. http://www.iana.org/assignments/port-numbers.
12. W3C [World Wide Web Consortium]. XHTML2 Working Group Home Page. http://www.w3.org/MarkUp.
13. A.L.I.C.E. ArtiWcial Intelligence Foundation [homepage]. ttp://www.alicebot.org.
14. Lexicle Ltd. Smart Fridge Centre Stage in Responsive Home Opening [Alex avatar]. July 13, 2004. http://www.lexicle. com/news/20040713.
15. J. Foerster, E. Green, and S. Somayazulu.Ultra-wideband technology for short- or medium-range wireless communications.Intel Technology Journal.Q2, 2001.
16. K. Pahlavan and P. Krishnamurthy.Principles of Wireless Networks.Prentice Hall PTR, 2002.
17. Nuntius Systems. Universal Mobile Telecommunication System (UMTS). http://www.nuntius.com/solutions23.html.
18. Wikipedia. IEEE 802.11. http://en.wikipedia.org/wiki/802.11.
19. Wikipedia. Bluetooth.http://en.wikipedia.org/wiki/Blue tooth.
20. J. Gutierrez, E. Callaway, and R. Barrett.Low-Rate Wireless Personal Area Networks. IEEE Press, 2004.

obeikandl.com

21. ZigBee Alliance [homepage]. http://www.zigbee.org
22. Oppermann et al. UWB wireless sensor networks: Uwen—A practical example. IEEE Comm. Mag. 42:27–32, 2004.
23. A. Tanenbaum. Computer Networks, 3rd ed. Prentice Hall, 1996.
24. F. L. Lewis. Wireless sensor networks. In D. J. Cook and S. K. Das (Eds.). Smart Environment: Technologies, Protocols, and Applications. John Wiley, 2004.
25. G. Roussos, A. Marsh, and S. Maglavera.Enabling pervasive computing with smart phones.IEEE Pervasive Comput. 4(2):20–27, 2005.
26. C. Otto et al. System architecture of a wireless body area sensor network for ubiquitous health monitoring.Journal of Mobile Multimedia. 1:307–326, 2006.
27. I. Maglogiannis and S. Hadjiefthymiades. Emer Loc: Location-based services for emergency medical incidents. Int. J. Med. Inform., 2006.
28. M. Spanoudakis et al. Extensible platform for location based services deployment and provisioning. In D. Katsaros, A. Nanopoulos, and Y. Manolopoulos (Eds.).Wireless Information Highways.IRM Press.339–371, 2004.
29. S. Garawi, R. Istepanian, and M. Abu-RgheV.3G wireless communications for mobile robotic tele-ultrasonography systems. IEEE Comm. Mag. 44:91–96, 2006.

Oneikandl.com

الفصل الحادي عشر

أمن البيانات وحمايتها للصور الطبية

Data security and for medical

د. ايجيني لم — Dr. Eugene Y. S. Lim

مستشفى الأمير ألفريد الملكية — Royal Prince Alfred Hospital and

جامعة سيدني — University of Sydney

(١١،١) مقدمة **٤٩٢**

(١١،١،١) الخلفية

(١١،١،٢) نظام التشفير والعلامة المائية الرقمية

(١١،٢) نظرة عامة على أنظمة التشفير **٤٩٤**

(١١،٢،١) التشفير بالمفتاح المتماثل

(١١،٢،٢) التشفير بالمفتاح الغير متماثل

(١١،٢،٣) دالة البعثرة Hash للتشفير.

(١١،٣) العلامة المائية الرقمية **٤٩٧**

(١١،٤) العلامة المائية للصور الطبية **٤٩٨**

(١١،٤،١) العلامات المائية المنعكسة

(١١،٤،٢) العلامة المائية المعتمدة على المنطقة.

(١١،٥) العلامة المائية المنعكسة المعتمدة على المنطقة لإدارة صور الرسم المقطعي بالانبعاث البوزيتروني الآمن. **٥٠٢**

(١١،٦) الملخص **٥٠٤**

(١١،٧) تمارين **٥٠٤**

obeikandl.com

(١١،٨) المراجع ٥٠٥

(١١،١) مقدمة

(١١،١،١) الخلفية

هناك التزامات أخلاقية قانونية على موفري الرعاية الصحية وهي أن يحافظوا على خصوصية وسرية معلومات المرضى، التي قد تحتوي على بعض من أكثر المعلومات أهمية عن هؤلاء الأشخاص [1]. بصرف النظر عن مميزات السجل الإلكتروني الطبي electronic medical record, EMR، فإن هناك فرصة أعلى لإفشاء هذه المعلومات على العامة بالمقارنة بالأشكال الأخرى مثل السجلات المدونة في الأوراق [2]. إن الشبكات السريعة وأدوات المعالجة للبيانات تسمح بالبحث في البيانات الكبيرة الحجم واسترجاع وتفعيل نقل البيانات المعلنة. إن الاتصال السهل بأنظمة الشبكات يزيد من مخاطر إفشاء المعلومات سواء كان متعمداً أو غير متعمد. إن المستوى الحقيقي لانتهاكات الأمان في أنظمة الرعاية الصحية الحالية ليس ذو أهمية عالية حتى الآن ولكنه قوي بحيث ترفع معه درجة الأهمية [3, 4].

في مثل هذا الوسط، فإن الخطورة الأساسية المصاحبة للمعلومات الطبية هي الإفشاء بالمعلومات لأي طرف غير مسموح له بذلك مما قد ينتج عنه سوء استخدام لهذه المعلومات. إن التغير غير المصرح به لهذه المحتويات سواء كان مقصوداً أو غير مقصود قد يؤدي إلى التشخيص الخاطئ وبعض النتائج الأخرى الخطيرة. إن أمان المعلومات الطبية يكون محميا بالقانون والأخلاق العالية، كما أن قانون حسابات واعتمادية التأمين الصحي Health insurance portability and accountability act, HIPAA الذي قدم أخيراً عن طريق الحكومة الأمريكية قد أدى إلى تطوير قانون قومي للأمان، ومعايير الأمان، ومعايير المعاملات الإلكترونية لتقليل الانتهاكات والإفشاء الخاطئ للمعلومات الطبية. هناك ثلاثة جوانب للأمان يُمكن أن تتضح عند التعامل مع الصور الطبية: السرية، والاعتمادية (السلامة، التوثيق)، والإتاحية أو التوافر [6] وكلها يُمكن تحديدها كما يلي:

السرية confidentiality تهدف إلى التأكد من أن الأشخاص المخولين فقط هم الذين يتصلون بهذه المعلومات.

الاعتمادية ولها جانبان: السلامة Integrity والمقصود منها أن المعلومات لم يتم عليها أي تغيير عن طريق الخطأ سواء بالتراسل أو المستخدمين غير المصرح لهم، والتوثيق authentication ويقصد به التأكد من أن البيانات أو المعلومات يتم تحديدها بطريقة صحيحة (بمعنى أنها من المصدر الصحيح وأنها تتبع المريض الصحيح). الإتاحية availability تعني أن المعلومات يتم استخدام ها عن طريق المستخدمين المخولين بذلك في ظروف الاتصال والممارسة.

إن التوزيع الفعال والاتصالات للصور الطبية خلال موفري الخدمة الصحية أصبحت على درجة كبيرة من الأهمية، كما أن شبكات الرعاية الصحية تعتبر مكوناً أساسياً في توفير الرعاية العلاجية بالتكلفة المناسبة. لتوفير

التبادل والاتصالات الفعالة للبيانات، فإن استخدام قنوات الشبكات العامة مثل الإنترنت يكون أمراً لا مفر منه. أخيراً، تم اقتراح العديد من أنظمة توزيع الصور التي تستخدم الإنترنت في المؤلفات، مثل نظام توزيع الصور الطبية المعتمد على الإنترنت وعن بعد [11-7]. هذه الأنظمة سيكون لها فرصاً عظيمة نتيجة كفاءتها التكليفية وسهولة الاتصال بها.

واحد من الاعتبارات المهمة عند تنفيذ أي نظام تصويري شبكي يستخدم شبكة الإنترنت هو أن بيانات الصور من الممكن أن تكون عرضة للاتصال غير المصرح به، والإفشاء، والتغيير. معظم أنظمة أرشيف الصور والاتصالات الإكلينيكية picture archive and communication system, PACS [12] تستخدم معيار التصوير الرقمي والاتصالات في الطب digital imaging and communication in medicine, DICOM كنظام قياسي للصور الطبية. يوجد هناك الآن عدد من مقاييس الأمان في الـ PACS والـ DICOM، مثل التراسل المشفر، والحائط الناري firewall، وكلمات المرور passwords، والمفاتيح العامة والخاصة، وكلها توفر الحماية المعقولة للتخزين والتراسل. وعلى الرغم من ذلك، فإن سرعة الشبكات والحاسبات تزداد بسرعة مما يمثل مخاطر تأمينية للوسط الطبي. إن السرعات العالية لمعالجة البيانات تزيد من فرص التعرض لهجوم القوي الغاشمة ومختلف الشفرات المحللة [14]، كما أن الشبكات الممتدة الواسعة المساحة تولد إمكانية للوصلات غير المصرحة على شبكات الرعاية الصحية مما ينتج عنه هجوم مثل التنصت. إن معظم أدوات الأمان يكون لها حدود أيضاً، كما أن ربط الطرق المختلفة من الممكن أن يزيد من أمان البيانات [15]. في هذا الفصل سنعرض باختصار لبعض طرق الأمان المستخدمة حالياً في الحياة العملية وبعض الطرق الجديدة أيضاً لحماية الصور الطبية.

(١١،١،٢) نظام التشفير والعلامة المائية الرقمية

نظام التشفير أو السايفر cipher يكون عبارة عن دالة حسابية تستخدم في عملية التشفير وفك التشفير. في الوقت الحالي يعتبر التشفير هو الحماية أو الأمان لأنظمة المعلومات الطبية مثل الـ DICOM، وذلك باستخدام التوقيع الإلكتروني والترميز لتحسين الأمان [13]. أنظمة التشفيرتكون قادرة على توفير السرية باستخدام التشفير وأما حماية المحتويات فيضمن السلامة والخصوصية باستخدام التوقيع أو البصمة الإلكترونية. على الرغم من ذلك، فما زالت هناك بعض جوانب الضعف في أنظمة التشفير، فمثلاً، ليست هناك حماية مضمونة بعد فك التشفير باستخدام المفتاح الشرعي (وهي الطريقة الأكثر شيوعاً في التوزيع غير القانوني لمحتويات الوسائط المتعددة) [6]. لذلك؛ فإن طريقة التوقيع الإلكتروني تعتبر حلاً جيداً للكشف عن التعديلات المقصودة أو غير المقصودة للمحتويات الرقمية.

تعتبر العلامة المائية الرقمية طريقة لإخفاء معلومات مشفرة في بيانات رقمية بحيث تكون المعلومات غير مرئية أو غير محسوسة، ولكنها يُمكن فك شفرتها وإظهارها عن طريق الشخص المخول لذلك [16]. من المفروض أنه من

الصعب على الشخص غير المخول أن يزيل المعلومات المخبأة بدون الخلاص من البيانات الأساسية. تشتمل تطبيقات العلامة المائية الرقمية على حماية حقوق الطبع، والتوثيق، والتزييل، والتتبع للتوزيع غير الشرعي، والاتصالات الآمنة، وكل واحد من هذه التطبيقات له متطلبات مختلفة [18]. فمثلا، حماية الملكية الفكرية تتطلب علامة مائية قوية [17]، بينما يتطلب التوثيق لعلامة مائية هشة أو شبه هشة أو ضعيفة [18]. العلامة المائية القوية هي الطريقة التي تكون فيها العلامة المائية المخفية يجب أن تبقى كما هي بعد أي عملية معالجة يتم تطبيقها على البيانات الأساسية بما في ذلك عمليات الضغط والتحويلات الهندسية. هذه القوة تكون مفيدة في الحماية الفكرية حتى يُمكن الحفاظ على ملكية المحتويات. العلامات المائية الهشة أو شبه الهشة هي طريقة لإخفاء العلامات المائية القابلة للكسر على محتويات الصورة بحيث أن أي معالجة للصورة من الممكن أن تدمر العلامة المائية. إن العلامة المائية المكسرة تكون مازالت قابلة للاستخدام للتوثيق مع تحديد مكان التغيير.

الشكل رقم (١١.١) يبين الفرق بين أنظمة التشفير والعلامة المائية الرقمية. من الفروق المهمة أن أنظمة التشفير تخفي الصورة الأساسية من الاتصال غير المخول عن طريق تشفيرها بينما العلامة المائية الرقمية تخفي معلومات سرية في خلال محتويات الصورة الأصلية نفسها والتي يُمكن استخلاصها من الصورة للتحقق منها.

(١١،٢) نظرة عامة على أنظمة التشفير Cryptography

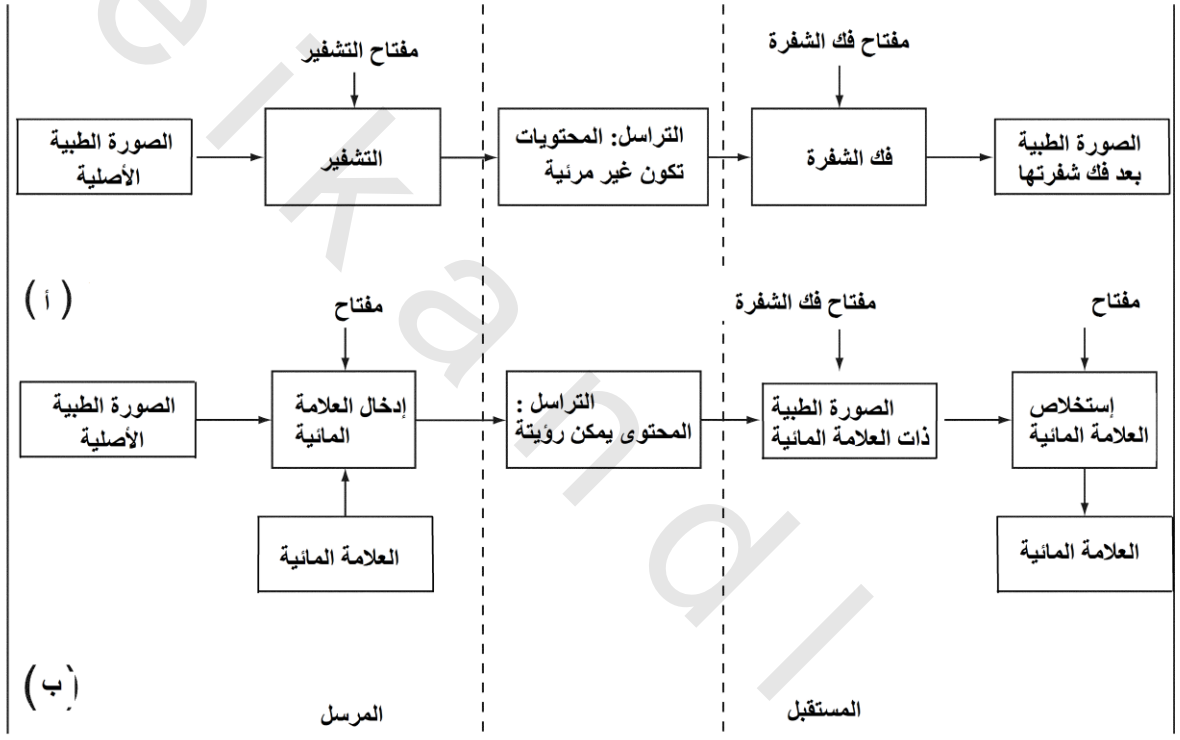
التشفير cryptography مأخوذة من الكلمة اليونانية crypto والتي تعني الإخفاء و graphein والتي تعني الكتابة، والكلمة كلها يقصد بها الكتابة السرية. تقوم عملية التشفير بتحويل الرسالة النصية إلى شفرات نصية باستخدام خوارزم معين للتشفير. العملية العكسية وهي فك الشفرة أو decryption هي عملية استخلاص و الحصول على النص الأصلي. على العموم هناك نوعان من خوارزمات التشفير، التشفير بالمفتاح المتماثل symmetric (الخاص)، والتشفير الغير متماثل asymmetric (العام).

(١١،٢،١) التشفير بالمفتاح المتماثل

يعتمد التشفير بالمفتاح المتماثل (ويسمى أيضاً المفتاح الخاص) على مفتاح مشترك معروف فقط لدى طرفي الاتصال. من خوارزمات التشفير المتماثلة الشهيرة، خوارزم تشفير البيانات القياسي، وخوارزم تشفير البيانات الدولي [19]، والـ RC5 [20]، وخوارزم تشفير البيانات القياسي المتقدم.

إن مستوى السرية التي تحققها الخوارزمات يعتمد على سرية المفتاح. كل من طرفي الاتصال لابد أن يتوافقا على المفتاح السري قبل إرسال الرسالة. هذا النوع من الخوارزمات يحقق الخصوصية في الرسالة، ولكن عيب أساسي في هذا النوع من الخوارزمات هو أن أي رسالة يُمكن مقارنتها عند الكشف عن المفتاح أو اعتراضه، كما أن هناك موضوعاً آخر وهو استخدام المفتاح السري في أي وسط شبكي. عندما يكون هناك أكثر من قناتي اتصالات أو

أكثر من عقدة فإنه يفترض أن كل اثنين من المتراسلين سيستخدم مفتاحاً منفصلاً، وهذا سيتسبب في تكلفة حسابية عالية عندما يكون هناك عدد كبير من أزواج المتراسلين، وهذا يكون طبيعياً في الوسط الطبي. وعلى الجانب الآخر، فمن مميزات هذا الخواريزم على خواريزم المفتاح العام أن خواريزم المفتاح الخاص يتطلب حجماً صغيراً للمفتاح لنفس مستوى السرية المطلوب. وبالتالي فإن الحسابات من الممكن أن تكون سريعة، ومتطلبات الذاكرة تكون أصغر، وهذا بالطبع يكون مفيدا في الاتصالات التي بها أعداد صغيرة من المستخدمين.



الشكل رقم (١١،١) (أ) نظام تشفير للصور الطبية، يتم إخفاء محتويات الصورة أثناء التراسل. (ب) العلامة المائية المخفية، يتم التعامل مع الصورة أثناء التراسل، ولكن هناك معلومات سرية غير مرئية أو مخفية داخل الصورة.

(١١،٢،٢) التشفير بالمفتاح الغير متماثل

يستخدم التشفير بالمفتاح غير المتماثل (يسمى أيضاً العام) مفتاحين مختلفين: مفتاحاً عاماً ومفتاحاً خاصاً. المفتاحاً العام يكون متاحاً لأي شخص، وأما المفتاح الخاص فيكون معروفاً فقط لمالك هذا المفتاح. يُمكن للمرسل أن يشفر الرسالة باستخدام المفتاح العام للمستقبل، حيث يُمكن فك تشفير هذه الرسالة باستخدام المفتاح الخاص للمستقبل فقط. إن التشفير بالمفتاح العام لا يتطلب مفتاحاً مشتركاً بين كل من المتراسلين؛ ولذلك فإنه يحل مشكلة

توزيع المفتاح على شبكات الاتصال، ولكن عملية التشفير وفك الشفرة تكون في العموم أبطأ بكثير عن التشفير بالمفتاح المتماثل. إن حجم المفتاح في التشفير بالمفتاح العام ينمو ليصبح كبيراً جداً؛ مما يتطلب معالجة حسابية أكبر وحجم أكبر من الذاكرة.

عندما نبحث عن الأداء الأفضل، فإن استخدام المفتاح المتماثل يكون أفضل من المفتاح غير المتماثل. لكي نحصل على التوازن بين الأداء وفعالية التوزيع، فإنه يجب استخدام خليط من التشفير بالمفتاح المتماثل والمفتاح غير المتماثل. هناك مفتاح عشوائي مؤقت يسمى مفتاح الجلسة أو الدورة session key يُمكن استخدامه. يتم استخدام مفتاح الدورة لتشفير الرسالة، وبعد ذلك يتم تشفير مفتاح الدورة باستخدام مفتاح المستقبل العام. يتم إرسال مفتاح الدورة المشفر بالمفتاح العام مع الرسالة المشفرة إلى المستقبل، حيث يُمكن استخلاص مفتاح الدورة باستخدام المفتاح الخاص بالمستخدم، وبعد ذلك يتم فك الرسالة باستخدام مفتاح الدورة. في الصور الطبية، ونتيجة لكبر حجمها، فإن هذه الطريقة المركبة يُمكن أن تحسن من الأداء والأمان في إدارة المفاتيح.

(١١،٢،٣) دالة البعثرة Hash للتشفير

تأخذ دوال البعثرة أي طول من البيانات المدخلة (مثل محتويات الصور) وتولد سلاسل أحرف ثابتة الطول. يُمكن لهذه السلسلة المولدة أن تلحق مع البيانات المدخلة أثناء التراسل للكشف عن الأخطاء. هذه السلسلة تسمى أيضاً ببتات التكافؤ أو التساوي parity عندما تكون سلسلة ثنائية. بمقارنة سلسلة الباريتي (أو الحصيلة) الموجودة في البيانات المرسلة مع محصلة الرسالة الملحقة (يسمى أيضاً المجموع الاختباري) فإنه يُمكن اختبار الخطأ. تستخدم هذه الطريقة على العموم في اختبار الأخطاء العشوائية المضافة بسبب الضوضاء على الرسالة أثناء التراسل. على الرغم من ذلك فهناك تهديدات لهذه الطرق مثلاًعندما يعترض مهاجم ماكر البيانات المرسلة، ويعدلها، ويعيد إرسالها بحصيلة يعاد حسابها للرسالة المعدلة.

في العادة يتم استخدام دوال البعثرة هاش التشفيرية التي تستخدم التشفير بالمفتاح المتماثل أو التي تستخدم التشفير بالمفتاح غير المتماثل في عمليات التوثيق authentication. عمليات التوثيق تشبه عمليات اختبار الأخطاء، ولكنها تتأكد من أن مصدر البيانات تم التعرف عليه بدقة. في العادة يتم عمل التوثيق في نفس الوقت كاختبار سلامة. إن الناتج لقيمة البعثرة هاش التشفيرية (بمعنى السلسلة الثنائية) يعرف على أنه التوقيع الرقمي.

لإنتاج أي توقيع رقمي، يتم حساب خلاصة أي رسالة دخل M باستخدام دالة البعثرة هاش H(x). بعد ذلك يتم تشفير الرسالة الملخصة 'M باستخدام مفتاح المرسل، وهذا التشفير من الممكن أن يكون خاصاً أو عاماً. هذا التشفير للبعثرة يمنع المهاجمين الخبثاء من تعديل بيانات الدخل وإعادة حساب مجموعها الاختباري. من أشهر دالتي البعثرة هاش المستخدمة في التشفير بكثرة، خوارزم خلاصة الرسالة ٥، وخوارزم البعثرة الآمن، على الرغم من وجود عيوب أمن في كل من الخوارزمين تم تقريرها [21, 22].

شفرة توثيق الرسالة message authentication code, MAC وتعرف أيضاً بالمجموع الاختباري للتشفير، هي دالة عامة في بيانات الدخل ومفتاح سري يعطي قيمة ثابتة الطول تستخدم في التوثيق. تعتبر خوارزميات الـ MAC طرق تشفير بالمفاتيح المتماثلة تعطي توثيقا لمصدر البيانات وسلامتها. لقد استخدمت هذه الخوارزميات في قطاع عريض من التطبيقات مثل التجارة الإلكترونية e-Commerce. إن أي دالة بعثرة h لها مفتاح K له مفتاح سري مكون من k من البتات كدخل ثانوي يستخدم لتوثيق الرسالة.

(١١،٣) العلامة المائية الرقمية

يُمكن تصنيف طرق العلامة المائية الرقمية [16, 23-25] تبعا لإدراكيتها أو فهمها، أو قوتها، أو نطاق المعالجة، أو أنواع المفاتيح كما في الجدول رقم (١١.١).

إن العلامات المائية الهشة لا تتحمل طرق المعالجة المعقدة. هذا الهششان يساعد في الكشف عن أي تعديل [18]. إن وضع العلامة المائية الهشة في الأجزاء غير المهمة الإدراك من البيانات يؤكد على عدم مدروكية هذه الأجزاء. إن العلامة المائية القوية يُمكنها أن تتحمل أو تعبر من خلال طرق المعالجة التي يتم تطبيقها على المحتويات [26]. هذه العلامات المائية القوية يُمكنها أن تتحمل عمليات المعالجة العادية مثل الترشيح، أو التحجيم، أو الاقتصاص [27] وتستخدم أساسا للتأمين والحماية، كما إنه من الصعب الوصول إلى علامة مائية واحدة تستطيع أن تتحمل كل عمليات معالجة الصور. يتم إخفاء أكثر من علامة مائية في الصورة المضيفة بحيث تستطيع واحدة من هذه العلامات على الأقل أن تمر عبر العمليات المختلفة لمعالجة الصورة وتسمى هذه الطريقة بالإخفاء المختلط [28] ولقد ظهرت هذه الطريقة في العديد من المنشورات.

في العادة يستخدم التشفير في توليد أو الحصول على العلامات المائية، في هذه الحالة يُمكن استخدام إما المفتاح العام وإما المفتاح الخاص. لقد اقترح Wong [29] علامة مائية باستخدام المفتاح العام تقوم بتقسيم الصورة إلى بلوكات ثم يتم حساب التوقيع لكل بلوك باستخدام دالة بعثرة للمفتاح العام، ثم يتم إخفاء هذا التوقيع في البلوكات المقابلة لها. يُمكن لهذه التوقيعات أن تحدد موضع أي تعديلات حتى مستوى البلوك الأساسي. بصرف النظر عن مقدرتها على تحديد الموضع وقوة مفتاح التشفير، إلا أنه قد تم الإعلان عن طرق ممكنة للهجوم على هذه الطريقة [26]. تعتمد هذه التوقيعات المنفردة على البلوك فقط بحيث لا توجد علاقة بينية بين هذه التوقيعات. يطلق على هذه الطريقة الاستقلالية على مستوى البلوك. إحدى الطرق الممكنة لتزوير العلامة المائية المستقلة على مستوى البلوك تسمى تكميم المتجه vector quantization, VQ للهجوم على التزوير [26]. إذا كان المهاجم لديه عدد كافٍ من عينات الصور التي بها علامات مائية، فإنه من الممكن للمهاجم أن يولد صورة توثيقية جديدة عن طريق إضافة قطع من عينات الصور الموثقة المختلفة، مثلما يحدث في الترقيع. منذ ظهور

مهاجمات التكميم الاتجاهي VQ، فقد ظهر عدد من التحسينات للطرق الموجودة [30]: (١) زيادة أبعاد البلوك، (٢) تضمين فهارس البلوك في التوقيع، (٣) تضمين فهارس الصورة في التوقيع، (٤) تكسير الاستقلالية على مستوى البلوك.

الجدول رقم (١١،١) تصنيف التعليم المائي.

التصنيف	نوع العلامة المائية
الإدراكية	مرئي، غير مرئي
القوة	قوي، شبه هش، هش
نطاق معالجة الإشارة	النطاق المساحي، النطاق التحويلي
أنواع المفاتيح	المفتاح الخاص، المفتاح العام

بالنسبة لنطاق معالجة الإشارة الموضح في الجدول رقم (١١.١)، فإن طرق العلامة المائية الموجودة يُمكن تصنيفها إلى طرق في النطاق التحويلي، وطرق في النطاق المساحي [31]. الفكرة الأساسية في طرق النطاق المساحي هي إخفاء العلامات المائية واستخلاصها من الصور في النطاق المساحي بدون أي تحويل. يتم تشكيل العلامات المائية في النطاق المساحي ويتم إخفاؤها مباشرة في بيانات بكسلات الصورة. من أكثر الطرق شيوعاً لإخفاء المعلومات غير المرئية هي طريقة التعويض في البت ذات القيمة الصغرى LSB [23, 32, 33]. الفكرة الأساسية هي إدخال بتات الرسالة المطلوب إخفاؤها في البتات ذات القيمة الصغرى للبكسلات. لقد قامت طرق التعليم المائي الهشة الأولية بإخفاء المجموع الاختباري checksum [34] أو تتابع شبه عشوائي في مستوى البتات ذات القيمة الصغرى للصورة. لقد طبقت الأنظمة الأكثر حداثة آليات إخفاء أكثر تطوراً، بما في ذلك استخدام دوال البعثرة كما ذكرنا في طريقة وانج Wong [35]، للمساعدة في الكشف عن التغيرات في الصور ذات العلامة المائية. في عملية الاستخلاص، فإن البتات ذات القيمة الصغرى للصورة ذات العلامة المائية يتم استخلاصها ورصها بجوار بعضها لتشكيل الرسالة السرية، وبعد ذلك يتم تطبيق معكوس دالة التحكم. يُمكن لطريقة البتات ذات القيمة الصغرى أن تمتد للعديد من الأنواع المختلفة للتطبيقات عن طريق استخدام أنواع مختلفة لدالة التحكم، اعتماداً على تطبيقاتها.

بالمقارنة بطرق النطاق المساحي، فإن الفكرة الأساسية لطرق نطاق التحويل تتم باستخدام تحويلات مثل تحويل فورير، التحويل الجيبي المقطع DCT، والتحويل المويجي لإخفاء واسترجاع العلامات المائية في النطاق التحويلي. تقوم طرق النطاق التحويلي بإخفاء الرسالة في مساحة معتبرة من الصورة، مما يجعله أكثر قوة ضد الهجوم.

(١١،٤) العلامة المائية للصور الطبية

إن تقنيات العلامة المائية تعزز مقاييس السرية الموجودة حالياً لتوزيع البيانات من شتى الأنواع بما في ذلك الصور الطبية. على الرغم من ذلك، فإن هناك حدوداً على تطبيق هذه الطرق مباشرة على الصور الطبية من حيث

أن العلامة المائية يُمكن أن تغير من الصورة الأصلية إلى الدرجة التي قد تكون عندها الصورة غير مقبولة للتشخيص أو التحليل الكمي. إن تأثير العلامات المائية المخفية في الصور على تشخيص وتحليل هذه الصور يعتبر من المواضيع الأساسية.

تطبيق العلامات المائية [36] في الصور الطبية يكون في الأساس عمليات توثيق [6]، واختبار السلامة [37-42] وإخفاء البيانات الفوقية [43, 44]. عدد من طرق العلامات المائية المقترحة موجهة أساسا لتوزيع وإدارة الصور الطبية لأغراض بعيدة التشخيص [40, 42, 43]. تعتمد طرق العلامات المائية المقبولة للتشخيص أساسا إما على طرق العلامات المائية المنعكسة [39, 41]، وإما على الطرق المعتمدة على المنطقة [5, 37, 38] والتي سيتم شرحها في الأجزاء التالية. هناك عدد من طرق العلامات المائية المناسبة للصور الطبية المضغوطة في النطاق التحويلي. سنركز في هذا الفصل على طرق العلامات المائية للصور الغير مضغوطة، حيث الصور غير المضغوطة تكون مقبولة للاستخدام في أغراض التشخيص.

(١،٤،١١) العلامات المائية المنعكسة

يقال عن العلامة المائية أنها منعكسة إذا اعتبرت الصورة موثقة والضوضاء المضافة نتيجة هذا التوثيق يُمكن إزالتها بالكامل للحصول على بيانات الصورة الأصلية. لقد تم تقديم طريقتين أساسيتين للعلامة المائية المنعكسة في المؤلفات. تعتمد إحدى هاتين الطريقتين على العلامة المائية القوية المضافة مساحياً بالارتباط مع الإضافة الوحدوية modulo addition [45]، وتعتمد الطريقة الثانية على الضغط بدون خسارة lossless والتشفير لمستويات البتات [46-48]. كل من الطريقتين تحقق قوة تشفيرية في التحقق من سلامة الصورة نتيجة تعلق سرية النظام بتشفير سري أساسي مثل دالة البعثرة، هاش.

واحدة من طرق العلامة المائية المنعكسة المبكرة تم اقتراحها عن طريق بارتون Barton [46] حيث قام بضغط البتات التي تتأثر بعملية الإخفاء. إن الضغط يحافظ على البيانات الأصلية بينما يولد مساحة لإخفاء المعلومات السرية، كما أن البيانات المضغوطة والحمل المضاف يتم إخفاؤها بعد ذلك في الصورة المضيفة. تستخدم هذه الطريقة لإخفاء العلامات المائية المنعكسة [47, 48].

طرقة أخرى من طرق إخفاء البيانات المنعكسة [45] تستخدم طريقة إضافة علامة مائية قوية مساحيا [49] لإخفاء نموذج علامة مائية W في صورة أصلية من ٨ بتات، حيث يتم حساب W من دالة البعثرة H (للصورة الأصلية). يُمكن استخدام دالة بعثرة بمفتاح سري K كما يلي:

$$W=H(p,K)$$ المعادلة رقم (١١،١)

حيث P هي بتات الحمل الإضافي. يتم إضافة نموذج العلامة المائية W للصورة كما يلي:

$$I_w=I+W \bmod 256$$ المعادلة رقم (١١،٢)

حيث I_w هي الصورة المحتوية على العلامة المائية. لاسترجاع الصورة الأصلية، فإن الحمل الإضافي p يتم استخلاصه أولا من الصورة المحتوية على العلامة المائية، وبعد ذلك يتم حساب نموذج العلامة المائية W كما سبق. البيانات الخبيئة يُمكن إزالتها باستخدام الطرح الوحدوي modulo 256 للحصول على الصورة الأصلية I كما يلي:

$$I=I_w - W \text{ modulo} 256$$ المعادلة رقم (١١.٣)

إمكانية أن الطريقة السابقة سينتج عنها ضوضاء الملح والفلفل salt and pepper في الصورة ذات العلامة المائية عندما يتم عكس البكسلات القريبة من الصفر إلى قيم قريبة من ٢٥٥ قد تم شرحها في المرجع [50]. إمكانية استخلاص الحمل الإضافي صحيحاً تقل عندما يكون عدد البكسلات التي يتم عكسها كبيراً جداً. هذه الضوضاء التي في صورة الملح والفلفل في الصورة ذات العلامة المائية قد تكون غير مرغوبة في تطبيقات الصور الطبية.

لقد اقترح Fridrich et al [51] طريقة إخفاء للبيانات بدون خسارة لشكل الصور الطبية غير المضغوطة. يتم فرض الصورة الأصلية في الشكل الرمادي بالأبعاد MxN بكسل بما في ذلك قيم البكسلات من المجموعة P حيث، $P=\{0, \ldots, 255\}$. يتم تجميع البكسلات في أي صورة في بلوكات غير متقاطعة، يتكون كل منها من عدد من البكسلات المتجاورة. يتم تقسيم الصورة إلى مجموعات غير متجاورة من عدد n من البكسلات المتجاورة $(x_1, \ldots, x_n)$. يتم إنشاء دالة تمييز F لتصنيف البلوكات إلى ثلاثة أنواع مختلفة من المجموعات: العادية R، والوحيدة S، وغير القابلة للاستخدام U. يتم تحديد أي عملية منعكسة F على الـ P، وهي عبارة عن تبديل للمستويات الرمادية التي تتكون كلها من دورتين. الفكرة الأساسية لهذه الطريقة هي أنها تفحص الصورة في مجموعات وتقوم بالضغط بدون خسارة للتدفقين R و S. يتم عكس المجموعات R و S كل منها مع الآخر باستخدام عملية العكس F، بينما لا تغير المجموعات U حالتها. بوضع واحد في R وصفر في S، يتم إخفاء أحد بتات الرسالة في كل من مجموعة الـ R أو الـ S. إذا كانت بت الرسالة ونوع المجموعة غير متوافقين، يتم تطبيق عملية العكس F على المجموعة للحصول على التوافق. تتكون البيانات المطلوب إخفاؤها من الحمل الزائد وإشارة العلامة المائية. على الرغم من أن هذه الطريقة جديدة وناجحة في إخفاء البيانات المنعكسة، إلا أن كمية البيانات التي يُمكن إخفاؤها تكون محدودة. أحد المشاكل التي يُمكن أن تظهر مع تطبيق هذه الطريقة على الصور الطبية هي أنه مع زيادة السعة، فإن جودة الرؤية تنخفض بدرجة كبيرة.

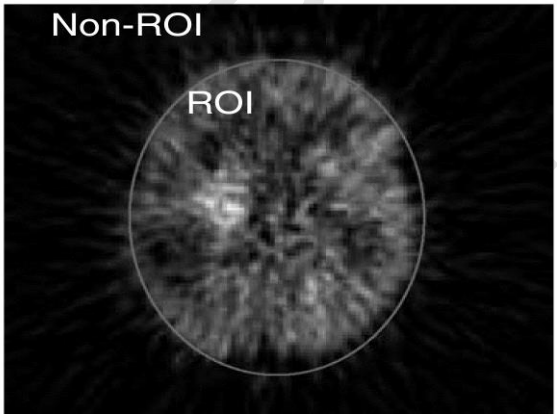
لقد قدم Celik et al [52] طريقة لإخفاء البيانات ذات سعة عالية، وأقل ضوضاء، وقابلة للعكس. في هذه الطريقة يتم تكميم الإشارة المضيفة، ويتم الحصول على المتبقيات في مرحلة الإخفاء. يتم استخدام خوارزم الضغط المعتمد على السياق، والمهايئة، والتشفير للصورة بدون خسارة context based, adaptive, lossless image coding, CALIC، مع اعتبار قيم التكميم كمعلومات جانبية. يتكون هذا الخوارزم من ثلاثة مكونات: التوقع، ونمذجة

السياق، والتشفير الإنتروبي المشروط. يعمل التشفير التوقعي على تقليل التكرار المساحي في الصورة. يقوم النموذج السياقي بفحص العلاقة المساحية مع مستويات الصورة المختلفة. ثم يقوم التشفير الإنتروبي المشروط بتوليد شفرة أصغر عن طريق تحويل العلاقة. إن هذا يفعل توليد السعة العالية لبيانات الحمل عن طريق ضغط المتبقيات التكميمية. ثم يتم تركيز المتبقيات المضغوطة وبيانات الحمل وإخفاؤها في الإشارة المضيفة باستخدام طريقة التعويض عن البت ذات القيمة الصغرى LSB. لقد تم تقرير أن السعة العالية للإخفاء يُمكن الحصول عليها مع ضوضاء أقل نسبياً.

إن الاعتبارات الأساسية في تطوير كل خوارزميات الإخفاء بدون خسارة هي زيادة السعة وتقليل المشاكل البصرية المتولدة بسبب إخفاء الحمل.

(٢،٤،١١) العلامة المائية المعتمدة على المنطقة

تستخدم الطرق المعتمدة على المنطقة التكرار المساحي في الصورة. يوجد في معظم الصور الطبية تكرار مساحي مثل الخلفية، التي لا يكون لها أهمية كبيرة في التشخيص. لقد اقترح Coatrieux [37] طريقة علامة مائية معتمدة على المنطقة للتحقق من سلامة الصورة. لكي يتم حماية الصورة الطبية يتم تقسيمها إلى مناطق: مناطق اهتمام ROI، ومناطق غير مناطق الاهتمام NROI كما هو موضح في الشكل رقم (١١.٢).



الشكل رقم (٢،١١) طريقة إخفاء تعتمد على المنطقة، التوقيع عن منطقة الاهتمام ROI يتم إخفاؤها في منطقة عدم الاهتمام NROI.

إن منطقة الاهتمام هي المنطقة المطلوبة للتشخيص، وسلامتها تكون مهمة. المنطقة غير المهمة NROI هي المنطقة المحيطة (خارج منطقة الاهتمام ROI) والتي لا تستخدم في التشخيص. يُمكن تحديد منطقة الاهتمام آلياً أو رسمها بطريقة شبه آلية عن طريق المشغل أو العامل. المعلومات عن حدود منطقة الاهتمام ROI تكون مطلوبة لعملية التحقق. يتم حساب التوقيع المتولد من دالة بعثرة التشفير من منطقة الاهتمام وإخفاؤه في منطقة الإدخال. أي

صورة يتم استخلاص التوقيع منها من منطقة الاهتمام والذي لا يتوافق مع التوقيع الموجود في منطقة الإدخال تكون صورة محتملة التعديل. ولذلك؛ فإن أي تغيير سواء كان نتيجة تزوير خبيث، أو نتيجة عبث، أو معالجة سببية أو أخطاء ضوضائية، يُمكن الكشف عنه. يعتبر استخدام منطقة الاهتمام ومنطقة غير الاهتمام في عملية الإخفاء والتحقق شرطاً مبدئياً مهماً لهذه الطرق.

يُمكن اعتبار منطقة اهتمام الصورة كرسالة ثنائية M، حيث |M| هي طول الرسالة، ويتم التحقق من صحتها عن طريق التوقيع Sr المحسوب من دالة البعثرة للتشفير f. يُمكن تقسيم M إلى N من المقاطع m_i كل منها طوله μ_i من البتات: $M=m_1,\ldots, m_N$. يتم إنتاج التوقيع S_R من تجاور كلمات التحكم Si التي عددها N وهي $\eta_1, \ldots, \eta_N$ لتحديد أي تغيير. كل Si يحمي المقطع المقابل له m_i استقلاليا. دالة استخلاص التوقيع f (تسمى دالة التحكم أيضاً) يُمكن تحديدها كما يلي:

$$S_R=f(M)=f(m_1,\ldots m_N)=(h_1,\ldots ,h_N)$$ المعادلة رقم (١١،٤)

في أثناء عملية التحقيق، يتم اختبار السلامة عن طريق مقارنة البصمة الخبيئة S_R والبصمة المحسوبة من الصورة التي تم استقبالها $S_R'=f(M')$.

أي أجزاء في الصورة يكون فيها $S_i \neq S_i'$ تعتبر قد تعرضت لتغيرات.

لقد استخدم Cao et al [5] طريقة steganographic لإخفاء بصمة رقمية مشفرة تحتوي على معلومات سرية عن المريض تسمى التغليف الرقمي digital envelope, DE. في البداية يتم تقسيم الصورة مع إزالة الخلفية عن طريق مواءمة أقل مستطيل يحتوي المنطقة ذات الأهمية التشخيصية. هذا المستطيل يفصل منطقة الاهتمام ROI عن منطقة عدم الاهتمام NROI. البصمة الرقمية DS لمنطقة الاهتمام يتم إنتاجها باستخدام دالة استخلاص البصمة باستخدام مفتاح خاص مثل دالة البعثرة للتشفير. يتم إلحاق معلومات المريض مع البصمة الرقمية إذا كان من الضروري تكوين التغليف الرقمي DE. يتم إخفاء الغلاف الرقمي داخل منطقة عدم الاهتمام خارج المستطيل، وبعد ذلك يتم تشفير الصورة المحتوية على الغلاف الرقمي تمهيدا لإرسالها.

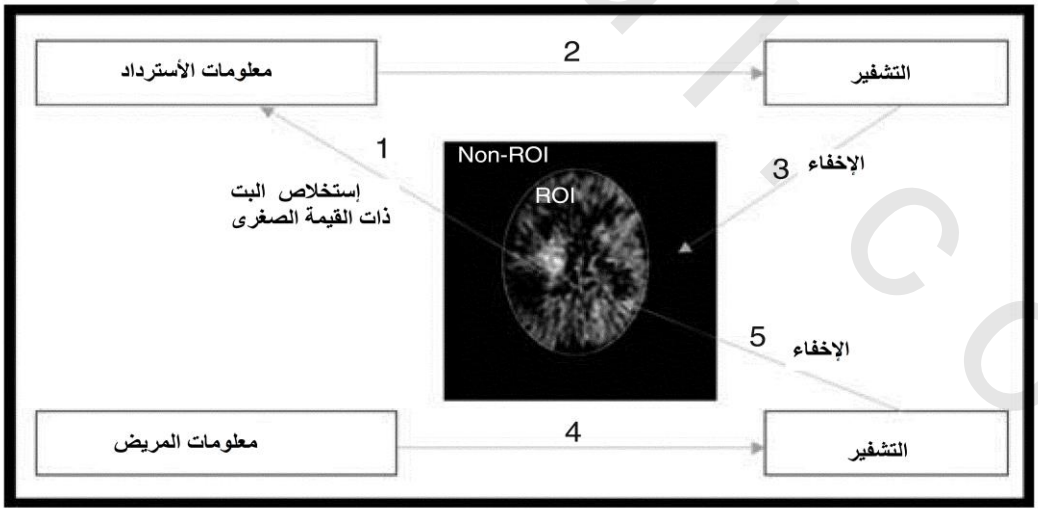
(١١،٥) العلامة المائية المنعكسة المعتمدة على المنطقة لإدارة صور الرسم المقطعي بالانبعاث البوزيتروني الآمن

لقد تم تطبيق إحدى طرق العلامة المائية المعتمدة على المنطقة لصور المسح المقطعي بالانبعاث البوزيتروني PET بغرض السرية والإدارة [54]. لقد تم استخدام الإخفاء المعتمد على المنطقة لتقسيم صور الـ PET إلى منطقتين ROI و NROI، اعتماداً على الأهمية التشخيصية. يتم تشفير معلومات المريض وإخفاؤها في منطقة الاهتمام ROI باستخدام الإخفاء في البت ذات القيمة الصغرى. البتات الأصلية التي تغيرت نتيجة إخفاء معلومات المريض المشفرة

يتم تشفيرها وإخفاؤها في منطقة عدم الاهتمام NROI. القيم الأصلية لمنطقة الاهتمام يُمكن إعادتها باستخدام البيانات الموجودة في العلامة المائية المخفية في الـ NROI.

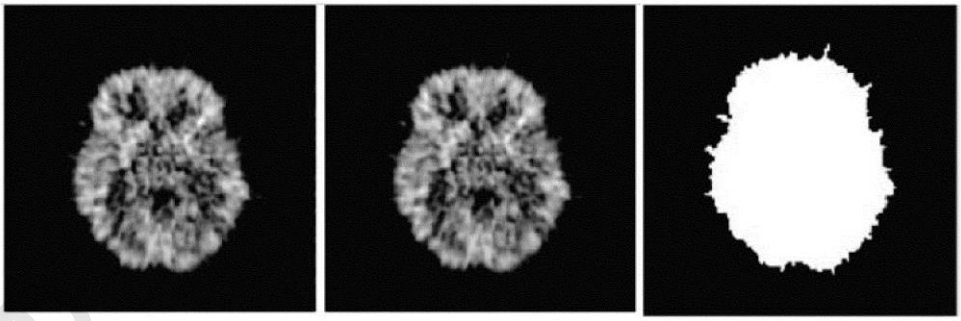
يتم استخدام طريقة تشبعية لتحديد الـ ROI والـ NROI. البكسلات الموجودة في الصورة والتي لها شدة أقل من حد التشبع يتم تخصيصها لمنطقة الـ NROI. من الممكن الحصول على بكسلات خاطئة التصنيف (فجوات) في كل من المنطقتين، والتي يُمكن ملأها باستخدام عمليات شكلية [55]. يتم استخلاص البتات ذات القيمة الصغرى في منطقة الاهتمام ROI ورصها بجوار بعضها على هيئة سلسلة رقمية، والتي يتم تشفيرها بعد ذلك وإخفاؤها في المنطقة NROI باستخدام تعويض البتات ذات القيمة الصغرى LSB. معلومات المريض (مثل: الاسم وتاريخ الميلاد) يتم إخفاؤها في منطقة الاهتمام ROI كما في الشكل رقم (١١.٣) وتعتمد كمية المعلومات على سعة منطقة الاهتمام ROI.

لقد كانت الصورة المعاد تشكيلها والمستخدمة في النتائج الموضحة في الشكل رقم (١١.٤) تتكون من بيانات خام ١٢٨×١٢٨ بدون إشارة (ولقد تم تحجيم البيانات إلى المدى من صفر حتى ٢٧٥٣٧ من وحدات الشدة). لم يظهر هناك أي فرق جوهري مظهري أو بصري بين الصور الأصلية والصور المخفية (MSE of 0.24+/-0.03). يُمكن للرسالة المستخلصة من الخلفية ثم فك شفرتها أن تعيد منطقة الاهتمام الأصلية ROI. هناك العديد من الاستخدامات الواعدة لمعلومات المريض المخفاة. إن تكامل معلومات المريض الموجودة خلال محتويات الصورة تعطي الكثير من المميزات التي منها سرية المعلومات، والحجم التخزيني المدمج، والتراسل السريع.



الشكل رقم (١١،٣) مخطط تخيلي لعملية إخفاء العلامة المائية المعتمدة على المنطقة مع معلومات المريض. البيانات التي ستتغير نتيجة إخفاء معلومات المريض (معلومات الاسترداد) يتم استخلاصها وإخفاؤها في الـ NROI. معلومات المريض يتم إخفاؤها في الـ ROI..

openkandi.com



الشكل رقم (٤,١١) الصورة الأصلية، الصورة المحتوية على العلامة المائية، ونتائج حد التشبع. يوضح هذا الشكل الطريقة المستخدمة، في ماسح المخ الإكلينيكى fluorodeoxyglucose PET والتي تم إجراؤها على ماسح ECAT951R, PET فيمستشفي الأمير ألفريد الملكية. لقدكان هناك ٣١ مستوى مقطعياً للصورة. جدول أخذ العينات العادى يتكون من ٢٢ إطاراً زمنياً تم استخدامها لاكتساب بيانات الـ PET الإسقاطية. الطريقة المستخدمة لإعادة تشكيل الصور كانت طريقة الإسقاط بالترشيح العكسى.

(١١،٦) الملخص

لقد تم في هذا الفصل تقديم عدد من طرق السرية التي يُمكن تطبيقها على الصور الطبية. حاليا: تعتبر خوارزمات التشفير من أكثر خوارزمات مقياس السرية استخداماً، من حيث سرعتها وفعاليتها. على الرغم من ذلك، فإن معظم أدوات السرية لها الحدود الخاصة بها ومن الواضح أن اشتراك أكثر من طريقة من طرق السرية تعتبر أفضل الطرق لحماية البيانات. لقد تم تقديم الطرق الحديثة للعلامات المائية الرقمية كأداة بديلة لتحسين سرية الصور الطبية.

(١١،٧) تمارين

١ - اشرح الفرق بين التشفير والعلامة المائية الرقمية.

٢ - قارن بين مميزات وعيوب كل من طرق قياس السرية المقدمة في هذا الفصل:

- التشفير بالمفتاح الخاص.
- التشفير بالمفتاح العام.
- العلامة المائية المنعكسة.
- العلامة المائية المعتمدة على المنطقة.

٣ - أكتب برنامجاً بأشباه الأوامر pseudo code مستخدماً العمليات على مستوى البت لاستبدال البت ذات القيمة الصغرى LSB لأي صورة معطاة بحمل زائد (رمز الجامعة مثلاً).

obeikandi.com

المراجع (١١،٨)

1. R. Cushman. Information and medical ethics: Protecting patient privacy. IEEE Technology and Society Magazine 15(3):32–39, 1996.
2. J. G. Hodge. Jr., L. O. Gostin, and P. D. Jacobson. Legal issues concerning electronic health information: privacy, quality, and liability. JAMA. 282:1466–1471, 1999.
3. J. D. Halamka et al. A WWW implementation of national recommendations for protecting electronic health information.JAMIA. 4(6):259–265, 1997.
4. J. Collmann et al. Safe teleradiology: Information assurance as project planning methodology. JAMIA. 12(1):84–89, 2005.
5. F. Cao, H. K. Huang, and X. Q. Zhou. Medical image security in a HIPAA mandated PACS environment. Comput. Med. Imaging Graph. 27(2–3):185–196, 2003
6. C. Coatrieux et al. Relevance of watermarking in medical imaging. 2000 IEEE EMBS Conf. on Information Technology Applications in Biomedicine, 2000.
7. J. Zhang et al. Real-time teleconsultation with high-resolution and large-volume medical images for collaborative healthcare. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 4(4):265–273, 2000.
8. D. Feng et al. Medical image data retrieval and manipulation through the WWW. Proceedings of the International Symposium on Intelligent Multimedia, Video and Speech Processing, Hong Kong, 2001.
9. H. Mu¨nch et al. Web-based distribution of radiological images from PACS to EPR. Computer Assisted Radiology and Surgery. Proceedings of the 17th International Congress and Exhibition, 2003.
10. E. B. Suh et al. Web-based medical image archive system. Proceedings of SPIE Medical Imaging 2002: PACS and Integrated Medical Information Systems: Design and Evaluation, 2002.
11. E. Bellon et al. Web-access to a central medical record to improve cooperation between hospital and referring physicians. Stud. Health Technol. Inform. 93:145–153, 2003.
12. H. K. Huang. PACS Basic Principles and Applications. Wiley-Liss, 1999.
13. NEMA. Digital imaging and communication in medicine strategic document version 4.0. [Online]. Available: http://medical.nema.org/. 2005: NEMA.
14. E. Biham and A. Shamir. DiVerential Cryptanalysis of the Data Encryption Standard. Springer Verlag, 1993.
15. A. H. TewWk. Digital watermarking. IEEE Signal Processing Magazine 17:17–88, 2000.
16. N. Nikolaidis and I. Pitas. Digital image watermarking: An overview. ICMCS 99, 1999.
17. I. J. Cox and M. L. Miller. A review of watermarking and the importance of perceptual modeling. Proceedings of Electronic Imaging ’97, 1997.
18. E. T. Lin and E. J. Delp. A review of fragile image watermarks. Proceedings of the Multimedia and Security Workshop at ACM Multimedia ’99, 1999.
19. X. Lai and J. Massey. A proposal for a new block encryption standard. In EUROCTYPT’91, 1991.
20. R. Rivest. The RC5 encryption algorithm. Second International Workshop on Fast Software Encryption, 1994.
21. W. Xiaoyun and Y. Hongbo. How to break MD5 and other hash functions. Lecture Notes in Computer Science: Advances in Cryptology, A ¨ ı` EUROCRYPT 2005. 19–35, 2005.
22. O. S. Markku-Juhani. Cryptanalysis of block ciphers based on SHA-1 and MD5. Lecture Notes in Computer Science: Fast Software Encryption. 36–44, 2003.
23. R. V. Schyndel, A. Z. Tirkel, and C. F. Osborne. A digital watermark. 1st IEEE International Conference on Image Processing, 1994.
24. E. T. Lin and E. J. Delp. A review of fragile image watermarks. The Multimedia and Security Workshop (ACM Multimedia ’99), 1999.
25. X. Kong and R. Feng. Watermarking medical signals for telemedicine. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 5(3):195–201, 2001.
26. M. Holliman and N. Memon. Counterfeiting attacks on oblivious block-wise independent invisible watermarking schemes. IEEE Trans. Image Processing. 9:432–441, 2000.
27. J. Zhao and E. Koch. Embedding robust labels into images for copyright protection. Technical report, Fraunhofer Institute for Computer Graphics, 1994.
28. L. Chun-Shien et al. Cocktail watermarking for digital image protection. IEEE Transactions onMultimedia. 2(4):224, 2000.
29. P.W.Wong. A public key watermark for image verification and authentication. IEEE Inter. Conf. on Image Processing, 1998.

30. M. Celik, G. Sharma, and E. Saber. A hierarchical image authentication watermark with improved localization and security. Proc. ICIP 2001, 2001.
31. M. D. Swanson, B. Zhu, and A. H. Tewfik. Robust data hiding for images. IEEE Digital Signal Processing Workshop (DSP 96), 1996.
32. W. D. Bender, and N. Morimoto. Techniques for data hiding. IBM Systems Journal. 35(3/4):131–136, 1996.
33. L. Boney, A. H. Tewfik, and K. N. Hamdy. Digital watermarking for audio signals. International Conference on Multimedia Computing and Systems, 1996.
34. O. Bruyndonckx, J.-J. Quisquater, and B. Macq. Spatial method for copyright labeling of digital images. In Nonlinear Signal Processing Workshop, 1995.
35. J. Fridrich. Methods for tamper detection in digital images. Proc. Multimedia and Security Workshop at ACM Multimedia '99, 1999.
36. F. Mintzer, G. W. Braudaway, and M. M. Yeung. Effective and ineffective digital watermarks. IEEE ICIP, 1997.
37. G. Coatrieux, B. Sankur, and H. Maitre. Strict integrity control of biomedical images. SPIE Conf. 4314: Security and Watermarking of Multimedia Contents III, 2001.
38. A. Wakatani. Digital watermarking for ROI medical images by using compressed signature image. Proc. of the 35th Annual Hawaii International Conference on System Sciences (HICSS'02), 2002.
39. F. Bao et al. Tailored reversible watermarking schemes for authentication of electronic clinical atlas. IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed. 9(4):554–563, 2005.
40. Y. S. Lim and D. D. Feng. Multiple block based authentication watermarking for distribution of medical images. Proceedings of 2004 International Symposium on
Intelligent Multimedia, Video and Speech Processing, 2004.
41. Y. Yang and F. Bao. An invertible watermarking scheme for authentication of electronic clinical brain atlas. International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing, 2003.
42. E. Bertino et al. Privacy and ownership preserving of outsourced medical data. 21st International Conference on Data Engineering, 2005.
43. D. Anand and U. C. Niranjan. Watermarking medical images with patient information. Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society, 1998.
44. Y. S. Lim et al. Interactive invisible captioning for medical image using digital watermarking. Proc. of International Conference on Image and Vision Computing, Dunedin, 2001.
45. C. W. Honsinger et al. Lossless recovery of an original image containing embedded data. U.S. patent application, docket no 77102/E/D, 1999.
46. J. M. Barton. Method and apparatus for embedding authentication information within digital data. U.S. patent application, docket no 5 646 997, 1997.
47. J. Fridrich, M. Goljan, and R. Du. Invertible authentication. Proc. SPIE, Security and Watermarking of Multimedia Contents, 2001.
48. A. Alattar. Reversible watermark using the difference expansion of a generalized integer transform. IEEE Trans. Image Processing. 13(8):1147–1156, 2004.
49. C. W. Honsinger. A robust data hiding technique based on convolution with a randomised phase carrier. In Proc. PICS'00., 2000.
50. J. Fridrich, M. Goljan, and R. Du. Lossless data embedding-new paradigm in digital watermarking. EURASIP J. Appl. Signal Processing. 2:185–196, 2002.
51. J. Fridrich, M. Goljan, and R. Du. Lossless data embedding for all image formats. Proc. SPIE, Security and Watermarking of Multimedia Contents, 2002.
52. M. Celik et al. Reversible data hiding. Proc. of International Conference on Image Processing, 2002.
53. X. Wu. Lossless compression of continuous-tone images via context selection, quantization, and modelling. IEEE Trans. Image Processing. 6(5): 656–664, 1997.
54. Y. Lim et al. Web-based functional image display with embedded patient information for security and management. J. Nucl. Med. 45(5):492, 2004.
55. M. V. Droogenbroeck and M. Buckley. Morphological erosions and openings: Fast algorithms based on anchors. Journal of Mathematical Imaging and Vision. 22(2-3): 121–142, 2005.

obeikandi.com

الفصل الثاني عشر

الحسابات البيولوجية

Biologic Computing

بروفسير إريك هوفمان – اريك ريفيس

د. جافاد نازاريان

د. يتراب هاثوت

د. زيوا وانج – جوسفين شين

المركز الطبي المحلي للأطفال

Prof. Eric P. Hoffman, Erica Reeves

Dr. Javad Nazarian

Dr. Yetrib Hathout

Dr. Zuyi Wang and Josephine Chen

Children's National Medical Center

(١٢،١) مقدمة ٥٠٨

(١٢،٢) نظرة عامة على الطرق الجينومية ٥٠٨

(١٢،٣) نظرة عامة على الطرق البروتينية ٥١١

(١٢،٤) المعلوماتية الحيوية والبنية التحتية للمعلومات ٥٢١

(١٢،٥) التنقيب عن البيانات وقواعد البيانات الحيوية الكبيرة الحجم ٥٢٧

(١٢،٦) طرق البيولوجيا المدفوعة بالأحداث، والمدفوعة بالزمن، والمحاكاة المهجنة ٥٢٩

(١٢،٧) الملخص ٥٣٥

(١٢،٨) تمارين ٥٣٦

(١٢،٩) المراجع ٥٣٦

obeikandl.com

(١٢،١) مقدمة

يركز الحساب البيولوجي، كما هو معرف في هذا الفصل، على الطرق الحسابية والبايو معلوماتية لثلاثة من الجزيئات الأساسية للحياة وهي: الـ DNA، والـ RNA، والبروتين. هذه البلوكات البنائية الثلاثة تكون الخلايا، والأنسجة، والجسم البشري الحي. الـ DNA هو الشفرة التي تحتوي على مايقرب من ٣٠٠٠٠ من الجينات التي يمكن تفعيلها أو إخمادها في السياقات المختلفة والتتابعات كاستجابة للتطور والوسط المحيط. تتركز قواعد بيانات الـ DNA على كود أو شفرة خطية في البشر تتكون من ثلاثة بلايين من الأحرف (أقل من ذلك في الكائنات الأخرى). إن الطبيعة الساكنة نسبيا وقلة الأبعاد في الـ DNA تسمح له بأن يكون مرجعاً أو ملاذاً لمعظم قواعد بيانات الحساب البيولوجي الأخرى. الـ mRNA والبروتين يكونان أكثر أو أعلى أبعاداً، مع نطاق ديناميكي، وتعديلات، ونماذج للتعبير، والتفاعل مع الـ mRNA والبروتينات بحيث تملئ الأحوال العادية والمرضية. تعمل معظم جهود الحسابات البيولوجية الحالية والمستقبلية باتجاه تخزين التغيرات في الـ mRNA ونماذج البروتين كدالة في متغيرات معينة، بهدف تركيب هذه التغيرات في صورة شبكات وطرق مرور ذات صلة بهذه الحسابات. إن الهدف طويل المدى هو فهم واستنتاج أو توقع استجابات الخلايا، والأنسجة والمريض للأحوال المرضية والوسطية على الرغم من أن الأبعاد العالية جداً تجعل من ذلك هدفاً صعباً.

(١٢،٢) نظرة عامة على الطرق الجينومية

إن الأنواع الثلاثة من الجزيئات، الـ DNA، mRNA، والبروتين، كل منها له التحديات المعلوماتية الخاصة به. لقد كان الـ DNA من أكثرهم تكثيفاً في الدراسة وهو في جميع الأحوال أكثرهم وضوحاً وسهولة. يتكون الـ DNA من أربعة مكونات ممكنة فقط وهي A, G, T, C، وهذه تكون مرتبة في شفرات عالية الخطية لتكون الجينات والمناطق الجينية الجانبية. نحن هنا لن نمر على الكيمياء الخاصة بالـ DNA، ولكن من المهم أن نفهم بعض المفاهيم الأساسية القليلة حتى نستطيع أن نقدر وجود الموارد والتحديات المتبقية في حسابات المعلوماتية الحيوية.

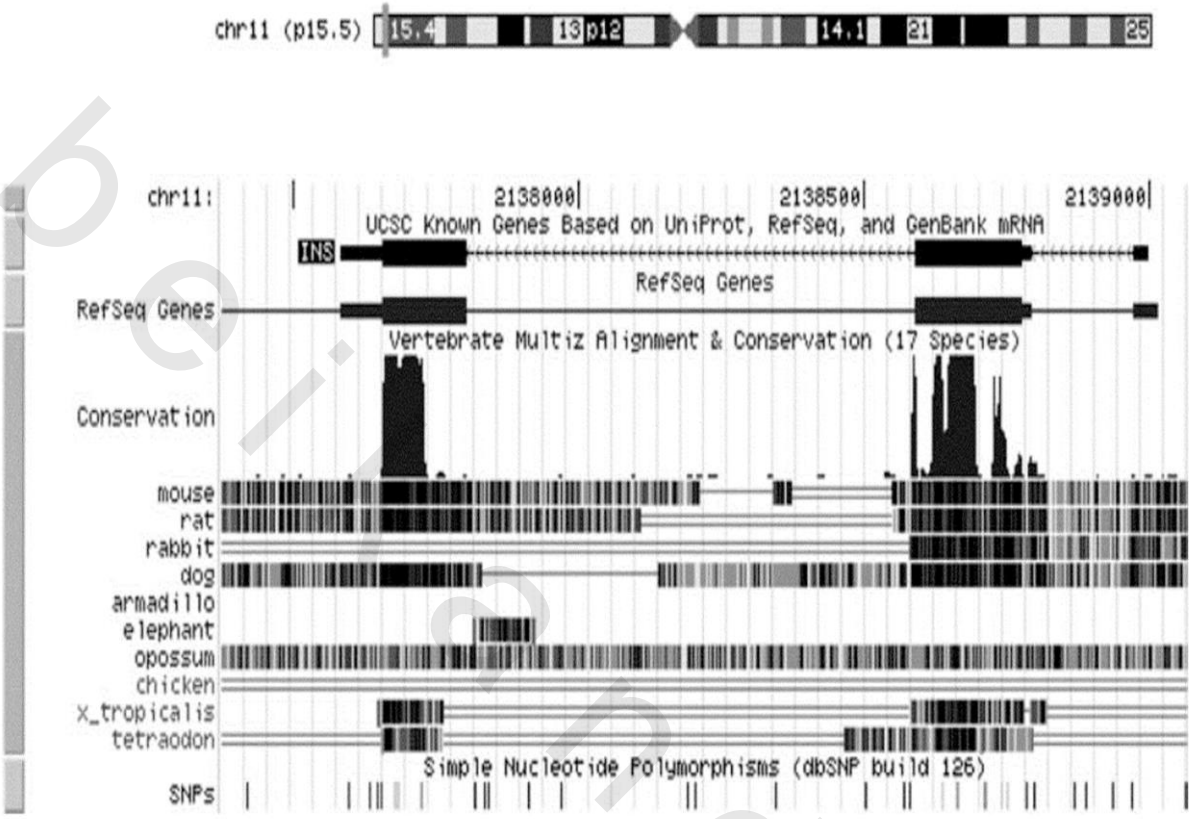
يأخذ الـ DNA الشكل الحلزوني المزدوج مع شريطين أو جديلتين مكملين تماما لبعضهما. وعلى ذلك، فليس من المهم أي الشريطين أو الجديلتين تعرضهما قاعدة البيانات لأن الشريط الآخر يمكن استنتاجه بسهولة. إن السلسلة المكونة من ثلاثة بلايين من الأحرف للـ DNA يتم ترتيبها في هيكل أو مركب فوقي (الكروموزومات، مع القسم الطرفي والقسم المركزي داخل كل كروموزوم). وعلى الرغم من ذلك فمن أجل حسابات المعلوماتية الحيوية، فقد أصبحت الكروموزومات خاصية ثانوية نسبياً. الأكثر أهمية من ذلك هي الوحدات الوظيفية لل DNA، وهي الجينات أو الوحدات النصية transcript، والتي تكون موجهة في كل من الاتجاهين خلال الـDNA.

لكي نشرح الجينات وقواعد البيانات المصاحبة لها سنستخدم واحداً من أشهر مواقع الإنترنت، وهو مستكشف الجينوم (http://www.genome.ucse.edu). لقد تم بناء هذا الموقع عن طريق أستاذ المعلوماتية الحيوية Jim Kent ومجموعته في عام ٢٠٠٠ باستخدام قاعدة البيانات MySQL في جامعة كاليفورنيا في سانتا كروز، باستخدام مجموعة من حاسبات الـLinux pentihm class التي تعمل كخادم إنترنت [1]. لقد استخدم مستكشف الجينوم الشفرة الجينية للبشر والكائنات الأخرى كمرتكز أو مرجع، والتي تشير إليها قواعد البيانات الأخرى. تقريباً نصف الاتصالات مع هذه القاعدة تتم عن طريق أعضاء هيئة التدريس في UCSC، والنصف الآخر يتم عن طريق الباحثين من أماكن أخرى بعيدة يرغبون في جعل قواعد بياناتهم شفافة وممكن الاتصال والاستعلام منها عن طريق موقع مستكشف الجينوم.

يتراوح حجم الجينات من الصغير جداً (ربما 100-300 bp) كما في الشكل رقم(١٢.١)، إلى أكبر جين معروف وهو جين الـ dystrophin الذي مقاسه ٢.٣ مليون زوج من القواعد base pairs كما في الشكل رقم(١٢.٢). وفوق كل ذلك فهناك حوالي ٢٠٠٠٠ -٢٥٠٠٠ من الوحدات النصية أو الجينات المتناثرة على الثلاثة بلايين زوج من القواع، ولكن العدد يعتمد على ما يمكن تحديده كجين وأيها لا يمكن.

سيسأل أحدهم بسرعة هذا السؤال، " كيف يمكن تحديد الجين أو الوحدة النصية transcript unit؟". إذا عملت إحدى مناطق الـ DNA كوحدة نصية، فإنها لابد أن تنتج جزيء RNA (مثلا: تم ترجمته إلى RNA). يمكن لأحدهم بعد ذلك أن يأخذ نسيجاً مثل عضلة أو المخ، وفصل كل الـ RNA، وبعد ذلك يرتب أو يتابع كل مقاطع الـ RNA. كل RNA يجب أن تكون قادمة من جزء أو مقطع من الـ DNA الموجود في مكان ما في الجينوم؛ ولذلك يمكن لأحدهم أن يرسم أو يحول مرة أخرى تتابع الـ RNA إلى تتابع جينومي في الـ DNA. لقد تم تنفيذ هذه العملية لمئات من الأنسجة والخلايا على مدار العقدين الأخيرين، مما أدى إلى قواعد بيانات كبيرة لعلامات معبرة عن التتابعات expressed sequence tags, EST، وقصاصات من تتابعات الـ RNA التي يمكن استخدامها كقواعد بيانات يمكن تحويلها مرة أخرى إلى جينومات DNA وتحديد الوحدات النصية خلال جينومات الـ DNA.

إن عملية تحويل الـ ESTs مرة ثانية إلى التتابع الخطي الجينومي DNA تعتبر حجر أساس في الحسابات البيولوجية. تعتمد هذه العملية كلية على الاعتقاد المركزي في الحسابات البيولوجية وهو أن ترتيب القواعد في الـ DNA والـ RNA يمكن توقعها بالكامل بالاعتماد على التتابع (مثلا: التحويل عن طريق تماثل التتابع). إذا تتطابق جزء من الـ RNA مع اثنين من المناطق المنفصلة في الـ DNA والتي تكون في نفس منطقة التجاور، فإنه يمكن افتراض أن هذه عبارة عن اثنتين من الإكسونات المنفصلة عن طريق إنترون. بإجراء هذه العملية تكرارياً على مئات من الأنسجة والخلايا وملايين من الـ RNA، فإن ذلك يؤدي خريطة التحويل النصي التي يمكن رؤيتها حاليا في المستكشف الجينومي.



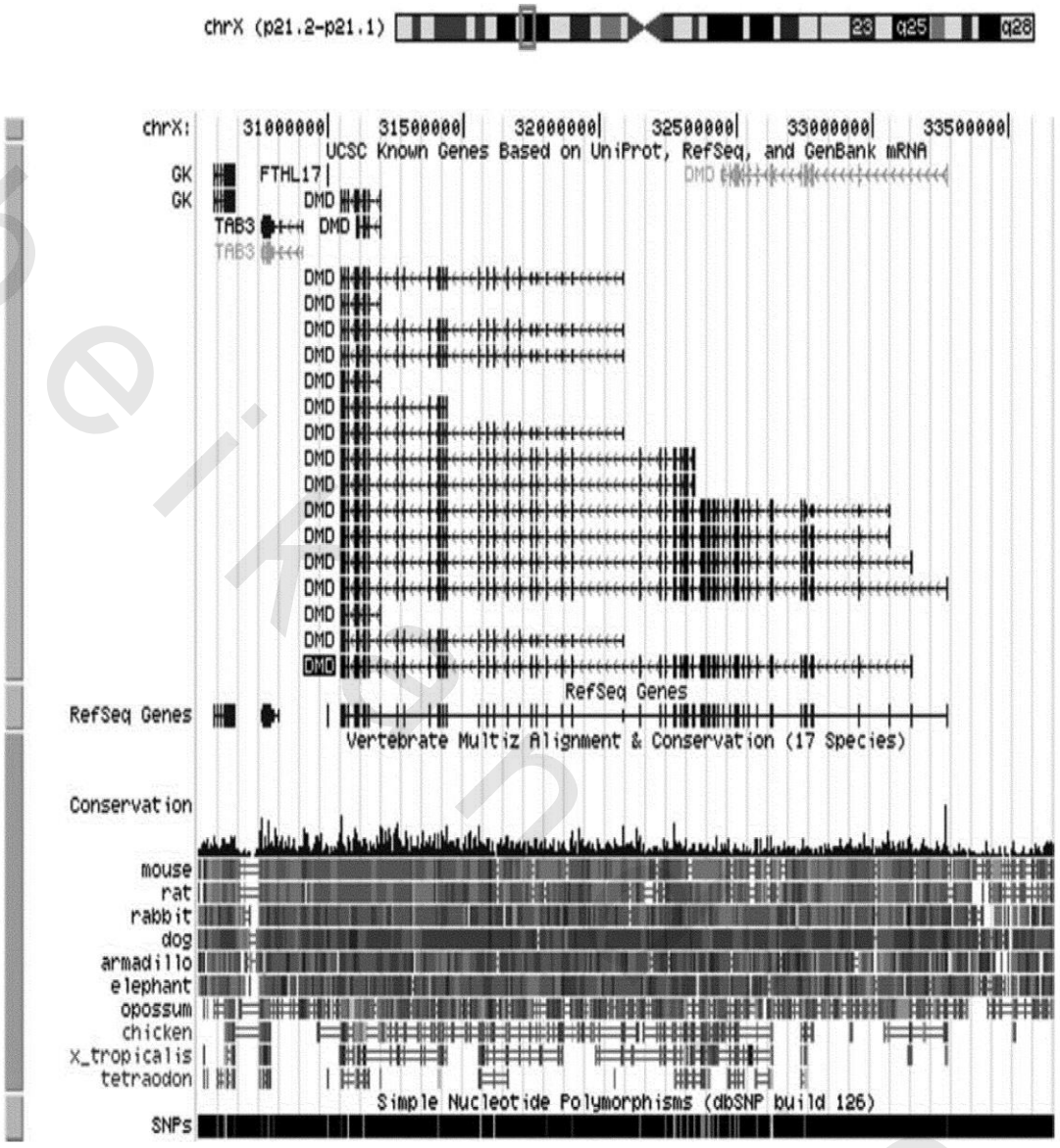
الشكل رقم (١٢،١) منظر من مستكشف الجينوم لجين الإنسيولين INS . يقع الجين على الذراع القصير للكروموزوم ١١ (11p15.5) وهو مبين في المنظر الأعلى ، مع وضع محاور أزواج القاعدة على الكروموزوم ١١ كما هو مبين (2138000 bp) . إن جين الإنسيولين يكون منسوخاً في الاتجاه من اليمين للشمال (موضح بسهم في الرسم التخطيطى لجين الإنسيولين) وله ثلاثة إكسونات (خطوط ثقيلة) . الجين الكامل يكون حوالى 1500bp (1.5kbp) . الإكسون الابتدائى الأول من اليمين يكون صغيراً وغير مشفر (خط قصير ، '5 ، منطقة غير محولة في النص) ، بينما يحتوى الإكسون الثانى على كمية صغيرة من غير المشفرة وكمية كبيرة من التتابع المشفر (شفرات الحمض الأمينى ، الشريط الأكبر) . الإكسون الأخير من الشمال يحتوى ٣/٢ تتابع شفرات الحمض الأمينى ، والباقى يكون '3 غير مشفرة (غير محولة) . يمكن إظهار تتبع الحفظ التطورى هنا ، والذي يوضح أن الإكسونات ٢ و ٣ محفوظان بدرجة عالية خلال التطور ، بينما إكسون ١ لا يكون محفوظا . المناطق عالية الحفظ تعنى أهمية وظيفية عالية للتابع في هذه المنطقة نتيجة وجود ضغط تطورى للحفاظ على هذه الجينات كما هى . الأثر الأسفل يعطى ملخص للنيوكليدات الوحيدة متعددة الأشكال single nucleotide polymorphism, SNP من خلال منطقة الجين . هذا الشكل مأخوذ من http://www.genome.ucsc.edu[1] .

هناك بعض الجوانب الأخرى في الـ mRNA، والتي تكون متغيرات في تطوير واستخدام الحساب البيولوجي. كما هو موضح في الشكل رقم(١٢.٢) فإن المتعهد أو المؤسس (إشارات تقوم بإدارة النهاية '5 في الجين) والإكسونات الأولى المصاحبة يمكنها أن تكون متغيرات. هناك متغير إضافي وهو الربط البديل، حيث يمكن استخدام الإكسونات المختلفة عن طريق الخلايا المختلفة عند أوقات مختلفة.كمثال على أن الوحدة النصية الوحيدة يمكنها أن تظهر عدد من المؤسسين، والربط البديل، ومواضع الإنهاء البديلة الموضحة في الشكل رقم(١٢.٣) (tropomysin 3, TPM3).

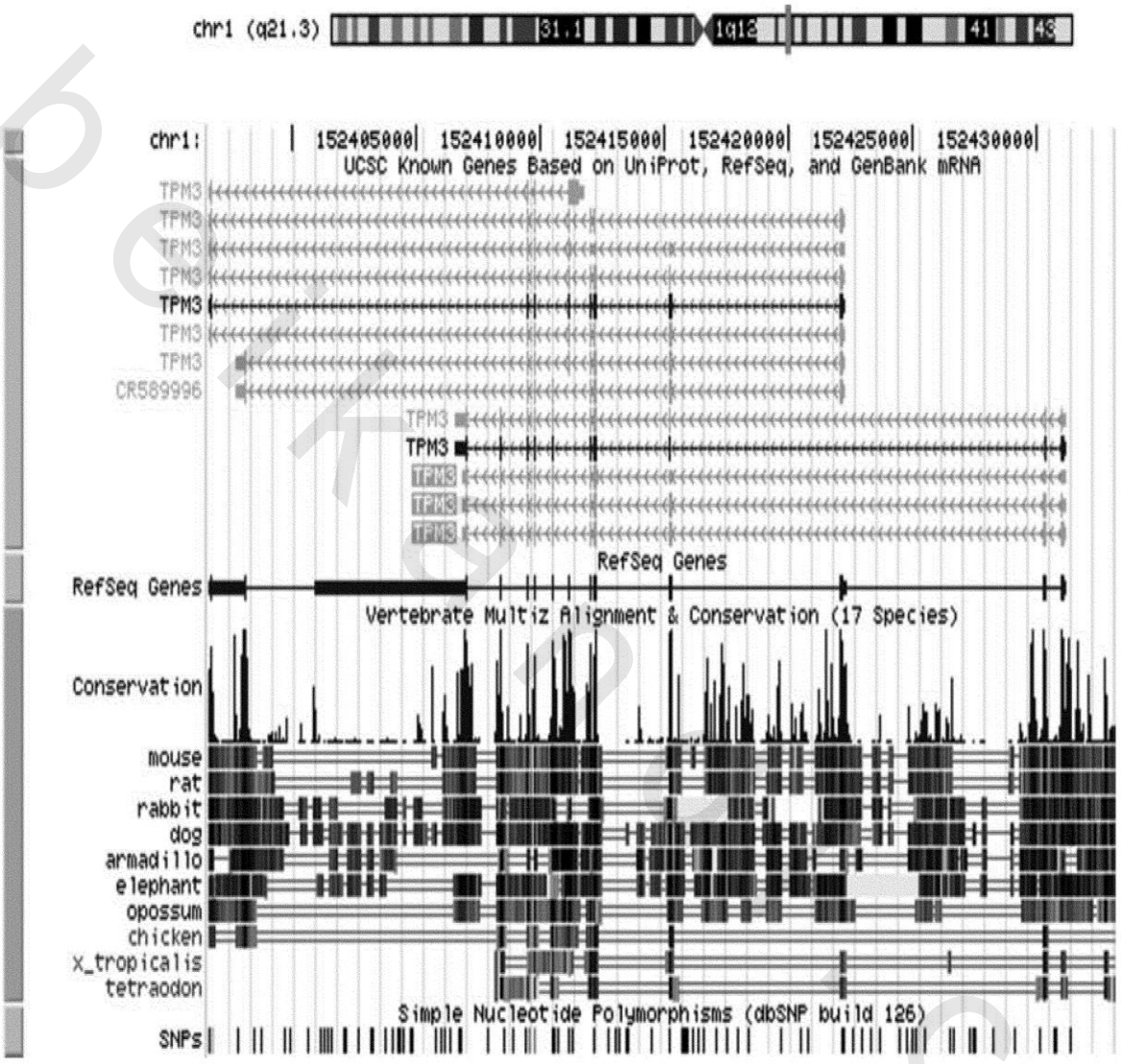
من الضروري أن نشير هنا إلى أن استخدام الوحدات النصية عن طريق الخلايا والأنسجة يعتمد على العديد من العوامل، بما في ذلك حالة التطوير أو البناء، وتلميحات الوسط، والأحوال المرضية. في الحقيقة، فإن الخلايا المتجاورة في أي نسيج من الممكن أن تفعل أو تخمد الجينات المختلفة، وحتى عند استخدام نفس الجين فإنه قد يستخدم بعض المتغيرات المختلفة لهذا الجين. ومن الأكثر أهمية، فإن النموذج الجيني والتعبير البروتيني في الخلية الواحدة من الممكن أن يغير نموذج هذا التعبير في الخلية المجاورة أو في خلية على مسافة بعيدة في الجسم. وعلى ذلك، فإنه من الممكن أن نلاحظ سريعا الثبات والإتقان في تنظيم هذه الثلاثة بلايين وحدة من جينوم الـ DNA وكيف يصل إلى هذا التعقيد المهول عند مستوى الـ RNA. على الرغم من هذا التعقيد، فإنه يبقى نسبياً سهل الاستجواب، والفهرسة، وتوليد قاعدة بيانات للـ RNA نتيجة الحساسية الرائعة والتحديد لأبحاث الحاسب المتماثلة والحلول المعتمدة على المعمل والتهجين للتتابعات المحددة. سيتم شرح ذلك مؤخراً في هذا الفصل، والذي سيشتمل أيضاً على أدوات وتحديات المعلوماتية الحيوية الحالية.

(١٢،٣) نظرة عامة على الطرق البروتينية

إن تعقيدات نماذج وشبكات الـ RNA تتضاءل بالمقارنة مع تعقيدات شبكات البروتين. إننا عادة ندرس أن حوالي ١٪ حتى ٤٪ من هذا التعقيد تكمن في تعبير الـ RNA، و ٩٦٪ حتى ٩٩٪ من هذا التعقيد تكمن في التعبير البروتيني ووظائفه. إن البروتينات تتزايد تعقيداً بصورة أسية على عدد من المستويات. أولاً: هناك ٢٠ حمضاً أمينياً قياسياً (وحدات بناء) بدلاً من أربعة في الـ DNA والـ RNA. ثانياً: بمجرد حدوث التحول البروتيني، فإن هناك قائمة طويلة من المتغيرات تؤثر في نشاط ووظيفة البروتين. يتضمن ذلك بكثافة تعديلات ما بعد التحول (الفسفرة phosphorylation، الجلوكزة glycosylation، الانشقاق البروتيني proteolytic cleavage). ثالثا: عملية الطي البروتيني تملئ النشاط، كما يحدث مع التفاعلات مع النسخ الإضافية من نفس البروتين أو البروتينات الأخرى. رابعاً: التحديد الخلوي الجانبي والتركيز الموضعي للقواعد والعوامل المساعدة من الممكن أن يؤثر بدرجة كبيرة على وظيفة البروتين.



الشكل رقم (١٢،٢) منظر للمستكشف الجينومى لجين ال dystrophin ، والذي يعتبر أكبر جين معروف حتى الآن . الموضح في هذا الشكل هو جين الديستروفين dystrophin أو ال Duchenne muscular dystrophy, DMD . يغطى هذا الجين ٢،٣ مليوناً من أزواج القواعد ويشتمل على أكثر من ٨٠ إكسوناً exon . هناك أكثر من موقع بديل لبداية هذا الجين (انظر إلى إكسون ١ البديل على يمين قائمة الأشكال المختلفة) . إن تحليلية هذه الإكسونات ، والحفظ ، وال SNPs كلها تم ضغطها تماما في هذا الشكل؛ مما يجعل هذه المعلومات صعبة التفسير . هناك وحدات نصية إضافية على يسار الشكل (GK, TAB3, FTHL17) .إن مقارنة جين الإنسولين البسيط نسبيا في الشكل رقم (١٢,١) وهذا الجين الكبير والأكثر تعقيدا توضح المدى الواسع في الوحدات النصية في الجينوم البشرى . مأخوذ من .[1] http://www.genome.ucsc.edu .



الشكل رقم (١٢،٣) الوحدة النصية المركبة لجين tropomyosin 3 . يغطى جين ال TPM3 حوالي (35 kbp) 35000bp وهو محول من اليمين لليسار . يتم استخدام على الأقل ثلاث منظمات أو مؤسسات مختلفة وأكسون واحد عن طريق أنواع مختلفة من الخلايا عند أوقات مختلفة (المحول في القمة يستخدم منظم والأكسون الأول في مركز الجين ، بينما تستخدم المحولات الأخرى الإكسونات 10-15 kbp من اليمين) . يوجد أيضاً على الأقل ثلاثة إكسونات طرفية مختلفة يتم استخدامها . التحويلات السفلى تنتهي مبكراً، ولكنها تشتمل أيضاً على إكسونات إضافية غير مشاركة مع التحويلات العليا (ربط بديل) . هذه النتائج مع التنوع في بروتين ال TPM3 يتم إنتاجها بهذه التحويلات ، وكل ذلك من من نفس الوحدات النصية الأبوية . مأخوذة من .[1] http://www.genome.ucsc.edu

بالإضافة لهذه التعقيدات المتأصلة، فإن فهم الشبكات البروتينية قد تباطأ بسبب مشكلتين تقنيتين. إنه من المفروض أنه من الصعب تنقية وترتيب أو تتبع البروتين، بالمقارن مع الطرق المتاحة الآلية لاستنساخ وترتيب الأحماض النووية (DNA, RNA). وأيضاً الحساسية الزائدة والتتبع المحدد مع التهجين المحدد المستخدمة للاستعلام عن الأحماض النووية غير متاحة بالنسبة للبروتينات.

حتى تاريخه لم يكن من الممكن إنتاج مسبار يمكنه التقاط بروتين واحد من محلول مركب كما هو ممكن مع التهجين بين المحاليل المركبة من الـ DNA أو الـ RNA.

إن نقص الطرق الحساسة والمحددة للاستعلام البروتيني في المحاليل المركبة قد تغير أخيراً مع ظهور المقاييس الطيفية spectrometers, MS للكتلة ذات الإنتاجية العالية، وطرق فصل البروتين الحساسة الكثيرة، والبروتين الجانبي باستخدام طرق التعليم المستقرة بالنظائر. هذه الطرق موصوفة بتفاصيل أكثر قليلاً في هذا الفصل. على الرغم من ذلك، فإننا سنعطي هنا وصفاً ملخصاً لأساسيات تحليل البروتينات ذات الإنتاجية العالية (proteomics).

إن فهم أسس البروتين يصبح حرجاً عند اعتبار الجوانب المختلفة للبروتين، كما أن أساسيات البروتين تكون كما يلي:

في الـ MS، مقاطع البروتين المؤين التي تتحرك خلال الفضاء تكون لها نسبة كتلة نوعية على الشحنة مقدارها m/z.

الهيكل الثانوي (تتابع الحمض الأميني) للبروتينات يمكن توقعهاعن طريق الترجمة في السيليكو للجينات (الوحدات النصية تكون معروفة ومتوقعة).

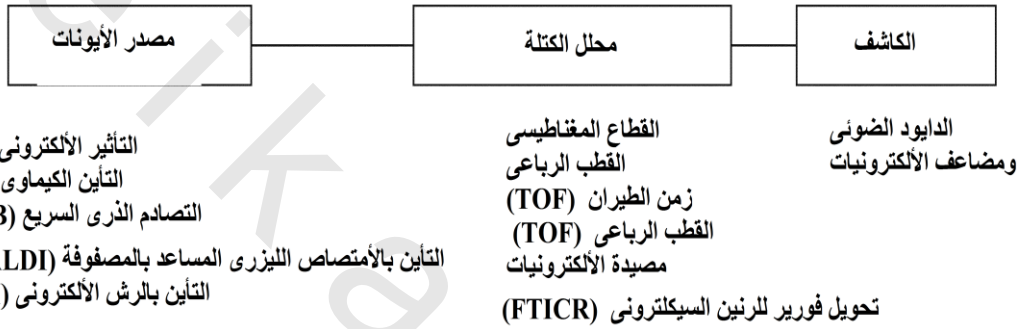
يمكن تقسيم التتابع البروتيني في السيليكو إلى نمازج أو أنماط متوقعة من الأقسام التي لها m/z.

بعد ذلك يمكن مطابقة أنماط المقاطع التي تمت ملاحظتها والتي لها m/z مع كل الأنماط النظرية ذات الـ m/z لكل البروتينات الغير معروفة أو المتوقعة؛ وبالتالي فإن البروتين ذا الاهتمام يمكن تخصيصة وتحديده.

لكي نبدأ مع الأساسيات الفيزيقية والكيميائية وراء استخدام الـ MS، فإن الـ MS يكون له ثلاثة مكونات أساسية: مصدر الأيون، محلل كتلة، والكاشف كما في الشكل رقم(١٢.٤). إن المصدر الأيوني ينقل شحنات إلى مقاطع البروتين (ببتايد peptides) مما يتسبب في دفعها خلال الفضاء عن طريق قوي كهرومغناطيسية خلال الفضاء. هناك عدد من الطرق المستخدمة في التأين، ولكن الاثنين الأكثر استخداماً هما التأين بمساعدة الامتزاز الليزري matrix-assisted laser desorption ionization, MALDI وطريقة التأين بالبخ الكهربي electrospray ionization, ESI كما في الشكل رقم(١٢.٤).

الفرق الأساسي بينهما هو أن عينات تحليل الـ MALDI كجوامد جافة تم تعجيلها بالامتصاص لليزر الفوق بنفسجي على مسبار، بينما طريقة الـ ESI تكون طريقة معتمدة على محلول يتم رشه خلال أنبوبة شعرية ضيقة من الصلب الغير قابل للصدأ.

يتكون المقياس الطيفى للكتلة مما يلى :



الشكل رقم (١٢،٤) نظرة عامة على مكونات مقياس طيف الكتلة (سكترومیتر) . البنود أو المكونات المكتوبة بالخط الأحمر هى مصادر الأيونات الأكثر استخداماً وطرق تحليل الكتلة . للحصول على منظر تفصيلى لهذا الشكل يمكنك زيارة الموقع التالي : http://books.elsevier.com/companions/9780123735836.

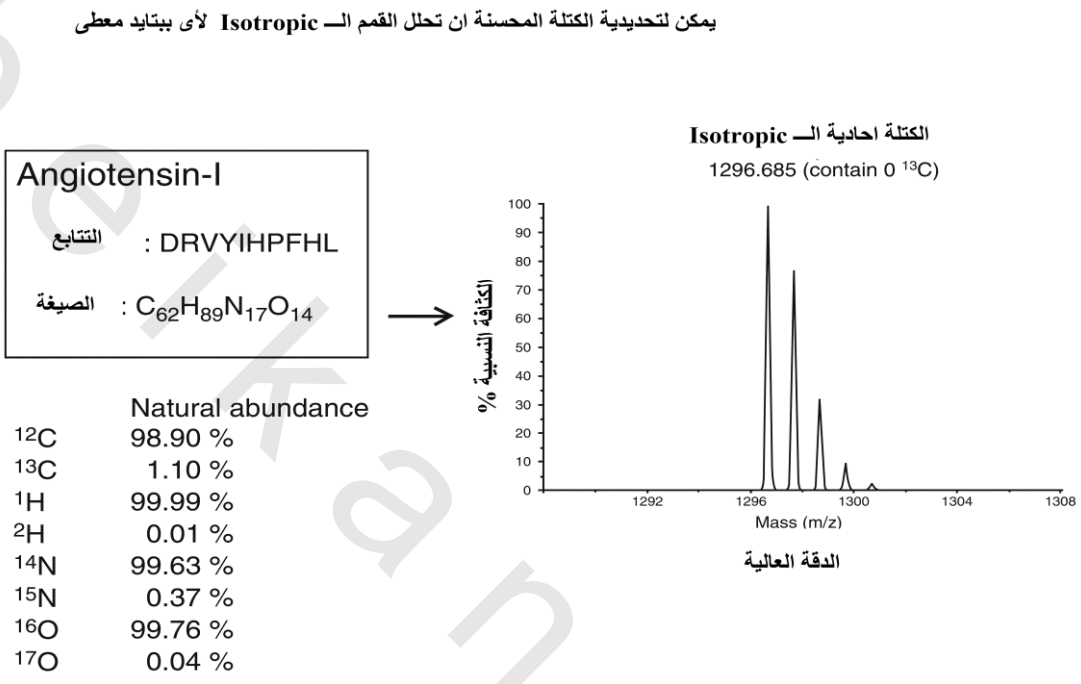
المركبة الثانية في الـ MS هي محلل الكتلة الموضح في الشكل رقم(١٢.٤). كل هذه عبارة عن وحدات فراغية يمكنها أن تتعامل مع البولي ببتايد polypeptide المشحون بطريقة تكون فيها النسبة m/z تتعلق مباشرة بالزمن الذي يتم عنده الكشف عن طريق الكاشف. من أشهر ثلاثة محللات كتلة، زمن الطيران time of flight, TOF حيث تتعلق النسبة m/z بمسار الطيران الخطي من مصدر الأيون حتى الكاشف. مصايد الأيونات والأقطاب الرباعية يكون لها تتابع من القوي الكهرومغناطيسية التي تعدل من التردد الأيوني بطريقة غير خطية. في النهاية يكون الكاشف حيثما يتم تحويل الجزيئات إلى إشارات كهربية عن طريق الدايود الضوئي والمضاعف الإلكتروني.

لابد من شحن البيبتايد (أو تأيينه) عن طريق المصدر الأيوني حتى يمكن تحليله عن طريق محلل الكتلة والكشف عنه عن طريق الكاشف، ولكن هناك عدداً من الحالات المشحونة الممكنة للببتايد خاصة (+١ {وحيدة الشحنة} ، +٢ {مزدوجة الشحنة} ، ... إلخ) وبالذات عند استخدام طريقة الـ ESI كطريقة للتأين. يجب معرفة حالة شحن الأيون حتى يمكن تحديد قيمة النسبة m/z، وبالتالي القيمة الدقيقة للكتلة الجزيئية، ويمكن حساب ذلك عن

طريق وجود الـ isotopes المستقرة والموجودة طبيعيا، وبالتحديد الـ isotopes المستقرة لذرة الكربون كما في الشكل رقم(١٢.٥). الكربون بالتحديد له وزن جزيئي ١٢ (مثلا 12C). على الرغم من ذلك، فإن الـ isotope المستقر (غير المشع) 13C، مع نيترون إضافي، يوجد في جميع الببتايد الطبيعية عند مستوى ١٪ تقريبا كما في الشكل رقم(١٢.٥). إن هذا يؤدي إلى الكشف عن كل الببتايدات في الـ MS موضحا تتابع من القمم بدلا من قمة isotope وحيدة كنتيجة لاستبدال الـ ١٪ بدلا من الـ 13C (والمستويات المنخفضة لل isotopes المستقرة الأخرى). إن كتلة الـ isotope الأحادي (لا يوجد 13C في الببتايد) يمكن رؤيتها ك MW 1296.685 في الشكل رقم(١٢.٥)، وإضافة 13C واحدة تؤدي إلى قمة إضافية على اليمين المباشر، ومزاحة بمقدار نيترون واحد (وحدة كتلة واحدة). إذا كان فرق الكتلة بين قمة الـ isotope الأحادي (القمة عند أقصى اليسار عند m/z 1297.685/1-1296.685/1=1)، والقمة مع واحد 13C (القمة المجاورة مباشرة لل m/z 1297.685) تساوي واحد، فإن حالة الشحنة تكون (z=1) (1296). وعلى الرغم من ذلك، فإن الببتايد إذا كان مزدوج الشحنة، فإن الوزن الجزيئي الظاهري الذي تم الكشف عنه في الـ MS يتغير نتيجة أن z=2 (مثلا 1296.685/2). في هذه الحالة، يصبح فرق الكتلة بين القمم الـ isotopic يساوي 0.5 وحدات الكتلة (1297.685/2-1296.685/2=0.5). يمكن لبرمجيات المعلوماتية الحيوية أن تحدد بسرعة الحالة الشحنية للببتايد ببساطة عن طريق النظر على المسافة بين قمم الـ isotopic، فإذا كانت المسافة تساوي ١، فإن الببتايد يكون أحادي الشحنة، بينما إذا كانت الشحنة بين القمم تساوي 0.5 فإن ذلك يعني شحنة مزدوجة. إن التحديدية المحسنة للكتلة لل MS الحالي تساعد في الكشف الدقيق عن تغيرات الـ isotope المستقر، والتي كانت خطوة أساسية في تحديد حالة الشحن والمساعدة في حسابات الـ m/z.

إن الأساسيات المتبقية للبروتين تعتمد على الكشف عن أنماط البولي ببتايد polypeptide في الـ MS باستخدام بيانات التتابعات الجينومية (الجينات، والوحدات النصية) والتطابق مع النماذج المرئية في بيانات الـ MS. توجد ثلاثة أنواع من قواعد بيانات البوليببتايد المستخدمة عادة. من أكثر قواعد البيانات استخداماً القواعد SwissPort، وهي عبارة عن قاعدة بيانات لتتابع بروتيني معالج والتي تحقق مستوى عالي من التعليقات، ويأتي بعدها قاعدة بيانات المركز القومي للتكنولوجيا الحيوية والمعلوماتية national center for biotechnology and information, NCBI، والتي تحتوي على تتابعات من البروتينات غير المتكررة والأحماض الأمينية، وقاعدة بيانات فهرس البروتين الدولي، والتي تحتوي على، وترتب عدداً كبيراً من قواعد البيانات الحقيقية. تقريباً تكون البروتينات الكاملة الطول كبيرة جداً (وزن جزيئي عالٍ) على التحليل خلال معظم الـ MS. ولذلك؛ فإن قاعدة البيانات هذه لا تستخدم مباشرة للتطابق مع بيانات الـ MS ولكنها تستخدم بدلا من ذلك كنقطة بداية للكشف في السيليكو عن مقاطع البولي ببتايد من البروتين الأصلي الكامل الطول.

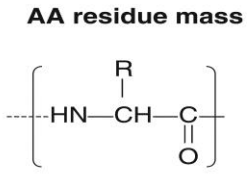
طيف الكتلة المكتشفة يستخدم الكتلة الجزيئية لكل حمض أميني كما في الشكل رقم(١٢.٦) وبعد ذلك يحسب الوزن الجزيئي المتوقع لمجموع الأحماض الأمينية للمقاطع البروتينية (الببتايد، أو البولي ببتايد).



الشكل رقم (١٢،٥) توزيع ال isotopic لببتايد تم تحليله عن طريق مقياس كتلة طيفي ذو تحديدية عالية . توزيع ال isotopic والكثافات تكون نتيجة الوفرة الطبيعية لل isotopes المختلفة من ال C, H, N, and O .

هناك اثنين من نماذج التجزئة التي يتم تجميعها فيما بعد في قواعد البيانات: بصمات البروتين (مثلا البيبتايدات التريبسينية tryptic peptides) وتجزئة الطيف العشوائي (طيف الـ MS/MS). بالنسبة لنموج بصمة البروتين، فإنه من أشهر البروتينات استخداماً هو التربسين trypsin وهو الإنزيم الذي يشق سلاسل البولي ببتايد مباشرة بعد متبقيات اليساين lysine (K) والأرجينين arginine R. تستخدم قواعد بيانات بصمة البيبتايد تتابع البروتين المبدئي، وتهضم البروتين بالتربسين في السيليكو، وتولد قاعدة بيانات لبصمة الببتايد المتوقعة، وبعد ذلك تطابق هذا مع بصمة الببتايد الملاحظة على الـ MS. إذا تم تنقية أي بروتين وبعد ذلك تم هضمه بالتربسين ثم تم الكشف عنه على الـ MS، فإن بصمة الببتايد وحدها تكون كافية لتحقيق تحديد للبروتين لا لبس فيه (تحديد للأصل). تتطلب بصمات الببتايد فقط تحديداً للبتايدات السليمة المنبثقة من البروتين الأصلي (MS).

Amino acid	3-Letter code	1-Letter code	Monoisotopic mass
Glycine	Gly	G	57.021
Alanine	Ala	A	71.037
Serine	Ser	S	87.032
Proline	Pro	P	97.053
Valine	Val	V	99.068
Threonine	Thr	T	101.048
Cysteine	Cys	C	103.001
Leucine	Leu	L	113.084
Isoleucine	Ile	I	113.084
Asparagine	Asn	N	114.043
Aspartic acid	Asp	D	115.027
Glutamine	Gln	Q	128.059
Lysine	Lys	K	128.095
Glutaminic acid	Glu	E	129.043
Methionine	Met	M	131.040
Histidine	His	H	137.059
Phenylalanine	Phe	F	147.068
Arginine	Arg	R	156.101
Tyrosine	Tyr	Y	163.063
Tryptophan	Trp	W	186.079



الشكل رقم (١٢،٦) الأحماض الأمينية والوزن الجزيئى المقابل لكل منها (الكتلة المتبقية) . تم أيضاً توضيح هيكل سلسلة البولي ببتايد مع وصلات الأمايد amide linkages .

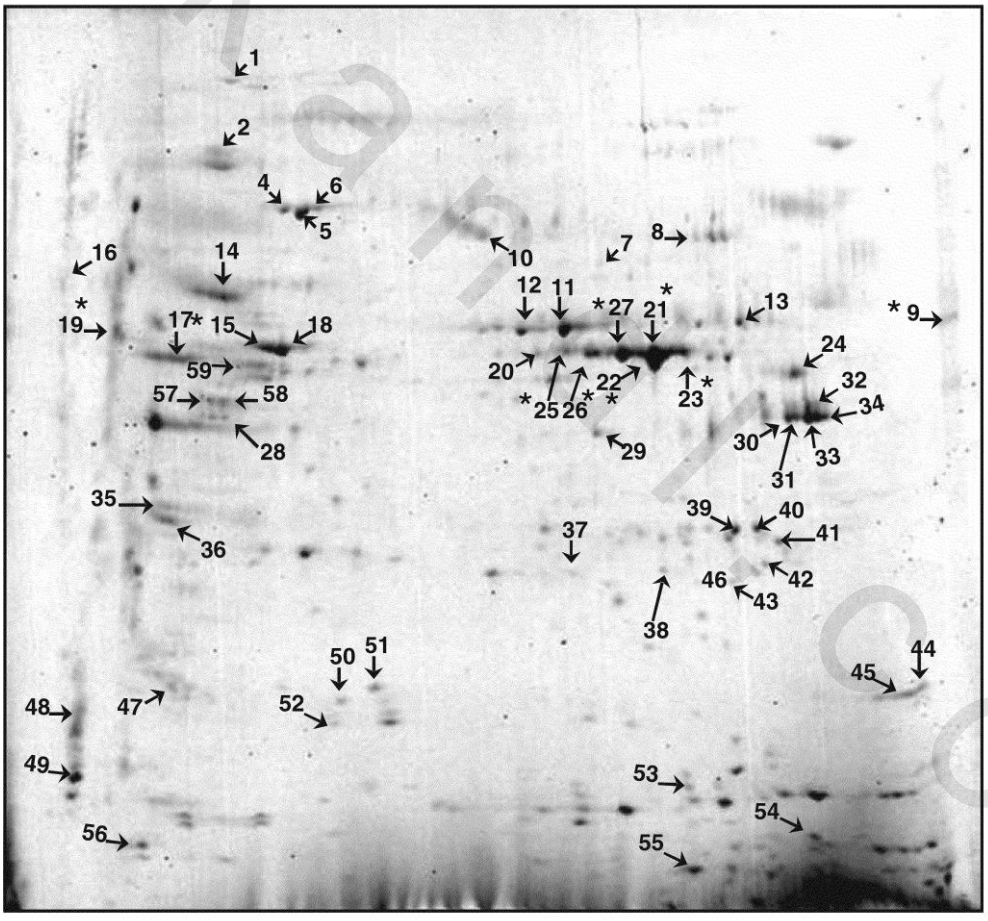
إن الرحلان الكهربي الثنائي الأبعاد للبروتينات يسمح بتحديدية مقدارها ١٠٠ -١٠٠٠ من البروتينات المنفردة (بما في ذلك الحالات المعدلة بعد التحول) كما في الشكل رقم(١٢.٧)، حيث المحور X هو الشحنة (نقطة التركيز الكهربي) والمحور Y يمثل الوزن الجزيئي. هذه النقاط تم تنقيتها إلى الدرجة أن النقطة المرئية من المحتمل أن تكون بروتين وحيد. إن استئصال هذه النقط من الجيل الثنائي الأبعاد، والهضم بالتربسين، ثم الكشف بخريطة البيبتايد يسمح أحيانا بتحديد البروتين في كل نقطة.

يمكن الحصول على ثقة إضافية لتحديد البروتين عن طريق طيف الـ MS/MS. في الـ MS/MS، يتم محاصرة بيبتايدات معينة (عزلها في المجال الكهرومغناطيسي في الـ MS)، وبعد ذلك يتم تقسيمها عن طريق ليزر أو عن طريق تصادم غازي متعادل. في الشكل رقم(١٢.٨) تم محاصرة قمة البتايد 644.4 ثم تقسيمها، وتم الحصول على طيف الـ MS/MS كتتابع من الأيونات المجزئة التي تسمح بتحديد تتابع الحمض الأميني المتوقع.

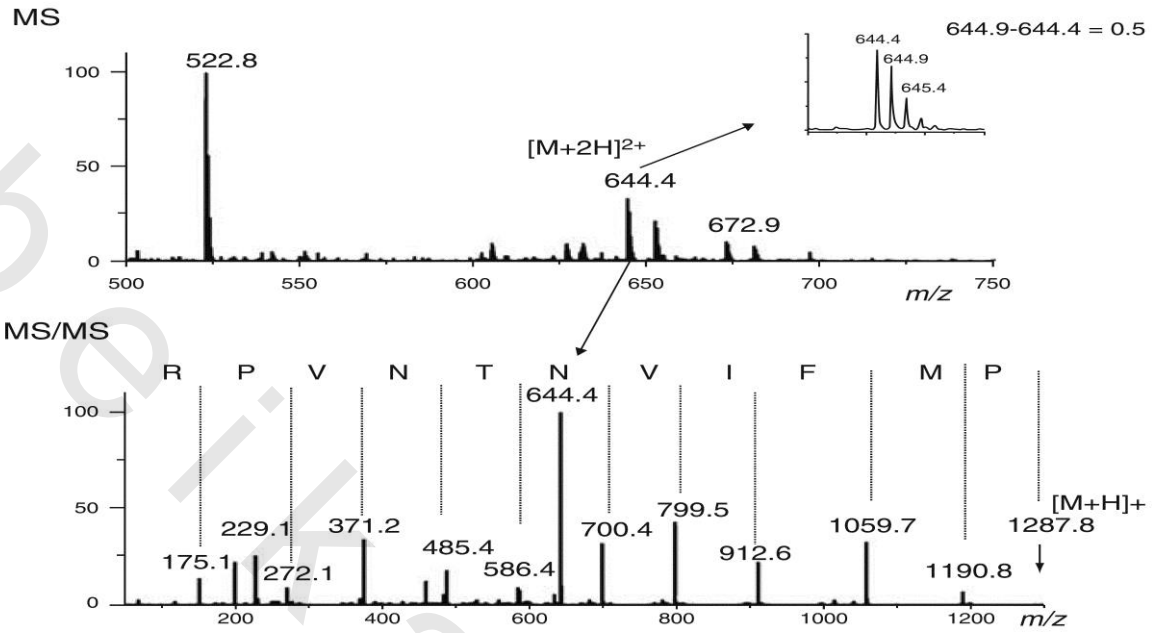
يتميز الجيلاتين الثنائي الأبعاد بتحديد البروتين بدرجة عالية من الثقة. كل من خرائط البتايد وتتابع الـ MS/MS للبتايدات المنفردة يجب أن تعود مرة ثانية لنفس البروتين الأصلي في قواعد البيانات. عيوب الجيلاتين الثنائي الأبعاد هي الحساسية المنخفضة نسبياً، والوزن الجزيئي المحدود/في مدى الـ PI، والمتطلبات لكميات كبيرة نسبياً من البروتينات (≥200µg).

obeikandi.com

هناك طريقة أخرى أكثر حساسية يطلق عليها طريقة الطلق الناري shotgun، حيث يتم هضم محاليل أكثر تعقيدا من البروتين باستخدام التربسين كخليط وبعد ذلك تمر على محلول معتمد على الرذاذ الكهربي باستخدام المخطط اللوني المتعدد الأبعاد المرتبط مع الـ MS. تفقد طريقة الطلق الناري القدرة على توليد بصمات للببتايد وتعتمد بدرجة كبيرة على طيف تتابع الـ MS/MS كما في الشكل رقم(١٢.٩). حيث إن الخليط المركب من الببتايد يأتي من العديد من البروتينات الأصلية، فإنه تكون من الصعب إن لم يكن من المستحيل إعادة بناء جزء من بصمة الببتايد من الخليط العالي التعقيد. أيضاً، فإنه مع طريقة الطلق الناري، فإنه يكون هناك تغطية أقل من كل بروتين أصلي، مع كشف للقليل من الببتايدات لكل بروتين أصلي. إن الميزة الأساسية لطريقة الطلق الناري هي الإنتاجية العالية والغطاء البروتيني المتزايد.



الشكل رقم (١٢،٧) التحليل الكهربي للجيلاتين الثنائي الأبعاد (جيلاتينات ثنائية الأبعاد) . الشكل يوضح مثالا على البروتينات السيتوبلازمية المحلولة والمعزولة من العضو الكهربي لسمكة التوربيدو ، وهو نسيج مخصوص قادر على توليد ٢٠٠ فولت من التيار المستمر خلال الماء لصعق فريسته ، مأخوذ من Nazarian et al. [2].

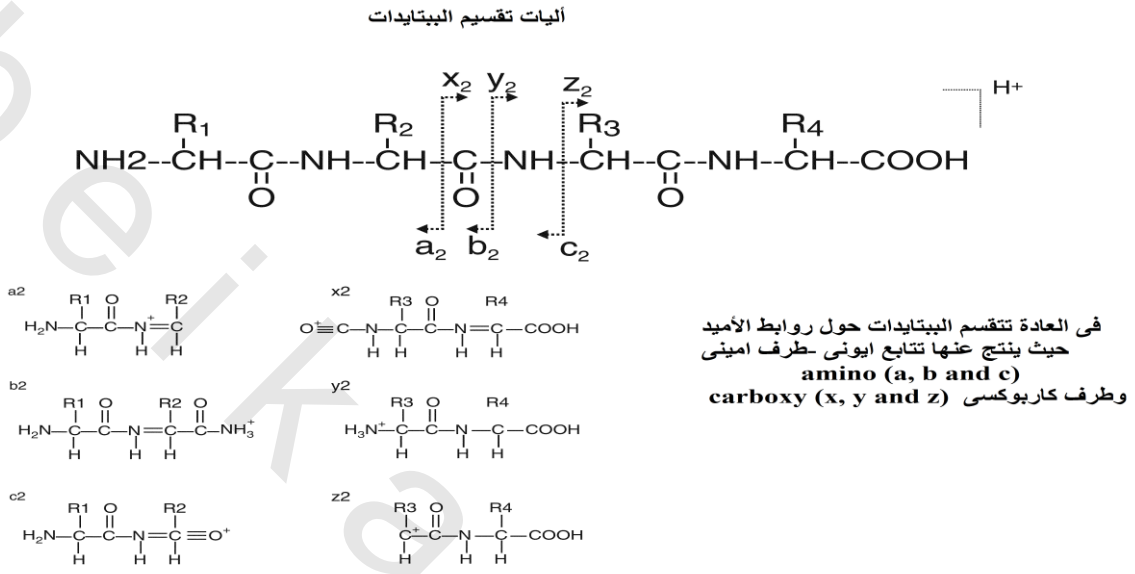


الشكل رقم (١٢،٨) محاصرة لقمة ال (MS) 644.4 ، التقسيم والكشف عن طيف ال MS/MS . لقد وجد أن ببتايد ال 644.4 يكون مضاعف الشحنة كنتيجة للمسافة المتقاربة (0.5 وحدات الكتلة) من المتغيرات الأيسوتوبية isotopic (أعلى اليمين نافذة الريح العاصفة)؛ وبالتالي التسمية بال [M+2M]2+ . الوزن الأيسوتوبي الأحادى الحقيقي لهذا الببتايد هو 1287.8 . تسمح التحديدية لأيونات ال b وال y كما في شكل (١٢–٩) باستنتاج تتابع الحمض الأيوني للببتايد.

لقد أصبحت الأهمية الإحصائية لتحديد البروتين الأصلي أكثر تحدياً مع طرق الطلق الناري MS/MS. مثالياً أو قياسياً، فإن الببتايد الأحادي المكتشف والمجزأ يعتبر غير كافٍ للتحديد القوي للبروتين الأصلي. إن التحديدات المتعددة لل MS/MS للببتايدات تعود مرة أخرى لنفس الأصل وتكون مطلوبة قبل الختام الموثوق بأن البروتين الأصلي كان موجوداً في المحلول الأصلي تحت التحليل.

تطور حديث نسبياً في البروتين وهو القدرة على مقارنة البروتينات في عينتين بطريقة كمية وإنتاجية عالية (تنميط البروتين). يشتمل ذلك على التعليم المميز للببتايدات من عينة إلى عينة أخرى، والعينات غير المعلمة. هناك العديد من طرق التعليم أو التوصيف المتاحة ولكن من أشهرها استخداماً هي طريقة الوصف بالتمثيل الغذائي مع أيسوتوب الأحماض الأمينية المستقرة. إن نمو الخلايا في الـ 13C أرجينين arginine المعلم واليسين lysine ينتج عنه أن كل ببتايد سيكون أكبر من نفس الببتايد في الخلايا غير المعلمة كما في الشكل رقم(١٢،١٠). إن خلط المحاليل المعلمة وغير المعلمة سينتج عنه مضاعفة لكل مركبة ببتايد في الخليط. كل واحدة من القمتين يمكن محاصرتها وتعريضها ل

MS/MS ؛ وبالتالي يسمح بتحديد البيبتايد مع تكميم نسبي للبروتين الأصلي في المحلولين الأصليين كما في الشكل رقم(١٢،١٠).

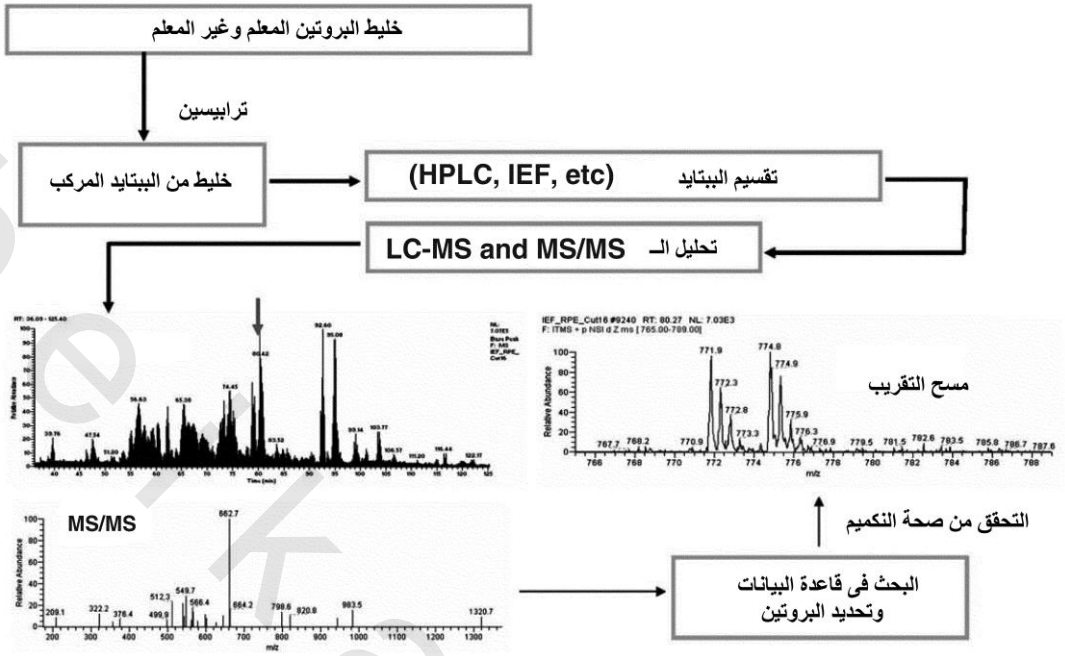


الشكل رقم (١٢،٩) آليات تقسيم البتايد في طيف ال MS/MS في العادة تنقسم الببتايدات حول روابط الأميد amide حيث ينتج عنها تتابع أيونى طرف أمينى amino (a, b, and c) وطرف كاربوكسى carboxy (y, x, and z)

(١٢،٤) المعلوماتية الحيوية والبنية التحتية للمعلومات

يمكن إنشاء المعلوماتية الحيوية والبنية التحتية للمعلومات محلياً أو موضعياً (مواقع في معامل معينة أو جامعات) لتحليل البيانات خلال معمل أو مجموعة، أو يمكن إجراؤها عن طريق مستودعات مركزية للبيانات مثل الـ NCBI. الأنظمة داخل المعامل أو داخل الجامعة يطلق عليها نظام إدارة المعلومات المعملية laboratory information management system, LIMS. يمكن لل LIMS أن يستضيف طرقاً مفصلة إلى حد ما لتتبع وتخزين المعلومات عن تصميم التجربة، وطرقها، واكتساب البيانات، ودراسة وتفسير البيانات. النظم المتقدمة من الـ LIMS .

تكون لها بوابة على الإنترنت إما للتعاملات العامة (الجمهور) على مجموعات جانبية من البيانات وإما بوابة لتصدير مجموعات مختارة من البيانات على مخازن معلوماتية عامة. كمثال على نظام متقدم لل LIMS الذي تم إنشاؤه لمصفوفات البيانات المتناهية الصغر microarray سيتم شرحه هنا.



الشكل رقم (١٢،١٠) التعليم أو التوصيف التفريقي للببتايدات في عينتين حيويتين يسمح بالتكميم النسبي للبروتين الأصلي . القمة القاعدية تبين أن الببتايدات تم الكشف عنها في مسح بمقياس طيف الكتلة MS . القمة الواحدة في مسحة قمة القاعدة (السهم الأحمر) يتم مدها بعد ذلك إلى تحديدية أعلى في مسح التقريب ، حيث القمتان تمثلان نفس الببتايد من العينتين الحيويتين (الببتايد المعلم وغير المعلم) . المتغيرات الأيسوتوبية لكل ببتايد تكون واضحة في مسح التقريب . الببتايدات الأحادية يتم محاصرتها بعد ذلك وتقسيمها لتحقيق مسح تقسيمي تعبيري لتتابع الحمض الأميني (MS/MS) كما في الشكل رقم (١٢,٩) . لنظرة أكثر شمولا عن هذا الشكل يمكنك زيارة الموقع المصاحب : http://books.elsevier.com/companions/9780123735836

إن قواعد بيانات الـ DNA ووحدات الـ DNA متعددة الأشكال DNA and single nucleotide polymorphism, SNP تكون صريحة ومباشرة نسبيا، بمعلومية الخطية (ثنائية الأبعاد) للبيانات الجينومية. نحن لن نشرح ذلك في هذا الجزء من النص، ولكننا نحيل القارئ إلى مصادر عامة متميزة مثل مستكشف الجينوم genome browser (www.genome.ucsc.edu) ومشروع الـ HapMap (www.hapmap.org) كأمثلة على ذلك.

سنركز في هذا الجزء على جوانب التحدي في المعلوماتية الحيوية والبنية التحتية المعلوماتية للتنميط الـ mRNA. لقد ظل تنميط الـ mRNA باستخدام إما مصفوفات الـ Affymetrix المتناهية الصغر (www.affymetrix.com) أو الـ cDNA الأكثر تحديداً وإما مصفوفات الـ oligonucleotide المتناهية الصغر في انتشار عملي لمدة حوالي ١٠ سنوات، مع عشرات الآلاف من نماذج المصفوفات المتناهية الصغر في النطاق الجماهيري أو العام. إن الاستخدام المكثف للمصفوفات المتناهية الصغر لتنميط الـ mRNA قد أدت إلى ثراء نسبي في المنشورات عن ضبط الجودة وخطوات

التشغيل القياسية، واستنتاج الإشارة، والمعلوماتية الحيوية، والتحليل الإحصائي (أحسن مجموعة عمل تدريبية لتحليل الأورام tumor analysis best practice working group 2004).

هناك مخازن بيانات عامة ممتازة لبيانات المصفوفات المتناهية الصغر لتنميط الـ mRNA مثلاً (ArrayExpress www.ebe.ac.uk/arrayexoress، والتعبير الجيني المتعدد المسار gene expression omnibus, GEO، http://www.ncbi.nlm.nih.gov/geo/) [3, 4]. على الرغم من مقدرتها على تخزين عدد كبير من المشاريع والكثير من البيانات التجريبية، إلا أنها تكون محدودة أيضاً. مع العديد من المشاركين، يكون في الغالب من الصعب التأكد من عملية التجميع الدقيق للبيانات التعريفية، وكيفية الوصول، والتشكيل المناسب للبيانات. أيضاً، فإن قواعد البيانات هذه تقبل العديد من ساحات العمل التجريبي المختلفة (مثلاً، طرق مختلفة لإجراء التنميط التعبيري: مصفوفات الـ cDNA، والـ Affymetrix arrays، والـ SAGE)، وأصبح من الصعب إن لم يكن مستحيلاً مقارنة التجارب خلال ساحات العمل. إحدى الطرق لتحقيق بعض الوسائل لمقارنة مجالات البيانات خلال التجارب وساحات العمل التجريبية كانت تطوير أقل معلوماتية عن معايير تجارب المصفوفات المتناهية الصغر [5. 6]. إن هذا لم يضع معياراً لساحات العمل التجريبي أو البيانات ولكنه يحاول توفير مجالات بيانات معينة يمكن تحويلها خلال مجموعات البيانات المختلفة وقواعد البيانات.

في الغالب تكون الـ LIMS الموضعية قادرة على التطوير الأكثر في المعايير التجريبية ولذلك فإنها توفر قدرة أكبر في طرق استعلام وتحليل البيانات. اثنتان من القواعد الأشهر استخداماً هما قاعدة بيانات استانفورد Stanford لمصفوفات البيانات المتناهية الصغر ([7]، http://genome-www5.stanford.edu/) ومصدر تنميط التعبير العام public expression profiling resource, PEPR في مركز طب الأطفال القومي في واشنطن D.C ([8,9]، http://pepr.cnmcresearch.org).

بالنسبة لل PEPR سنركز على تحسين ثلاثة جوانب لاكتساب البيانات وتحليل البيانات العامة:

تحسين عملية تجميع البيانات المحتملة بالكامل.

تحسين واجهة برمجة التطبيقات application programming interface, API بحيث تحول آليا بيانات الصور المعينة الخام للمصفوفات المتناهية الصغر (ملفات ال.cel) إلى تتابع من الإشارات الملخصة لكل مجموعة مسبار باستخدام خمسة خوارزميات لمجموعات المسبار.

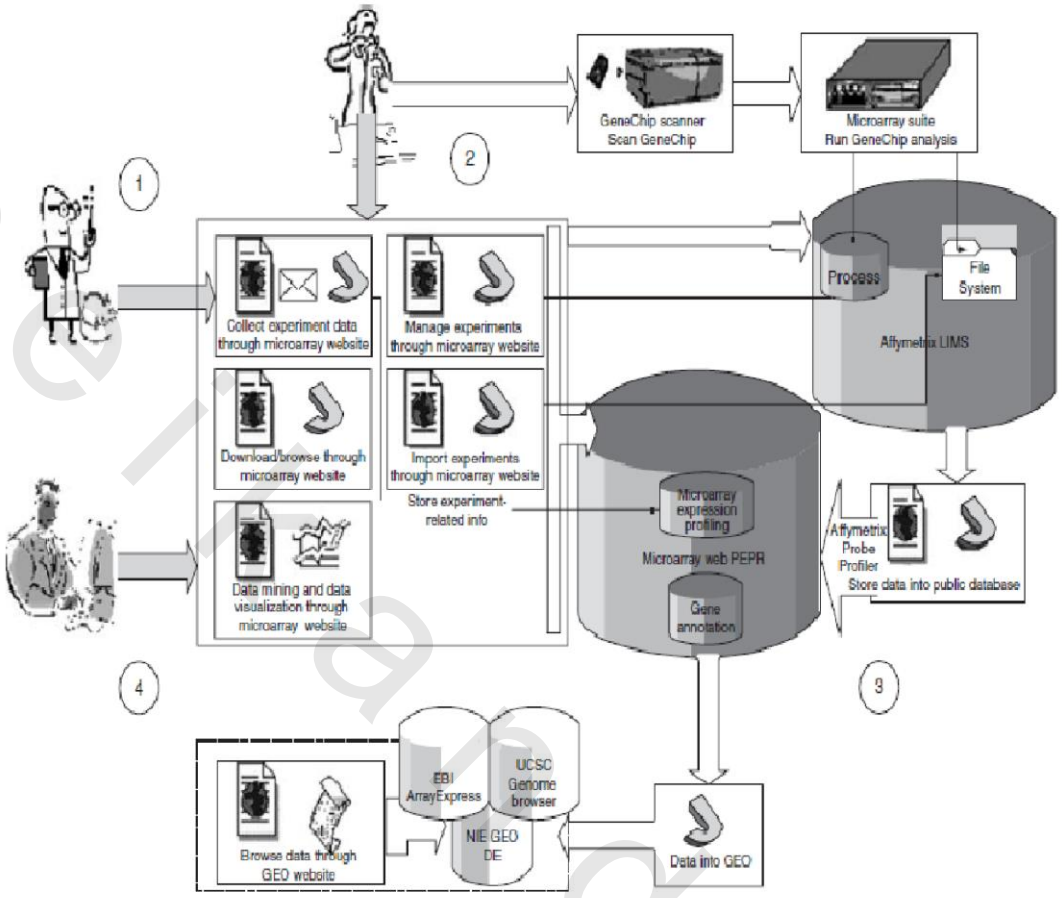
تحسين الواجهات العامة المبسطة للاستعلامات الديناميكية على الويب.

بالنسبة لعملية تجميع البيانات المحتملة، فقد صممنا وأنشأنا عملية حيث يبدأ منشئ مشروع المصفوفة المتناهية الصغر في التفاعل مع الـ PEPR مباشرة بعد المفهوم الأولى للتجربة. إن هذا يسمح بتنفيذ الاختبارات الآلية

والتوازنات على مجالات البيانات وعملية القبول عند الخطوات المختلفة في توليد البيانات وإطلاق سراحها للعامة. الشكل رقم(١٢.١١) يبين رسماً تخطيطياً لتصميم الـ PEPR.

لأي تطوير معلوماتي حيوي وحساب بيولوجي، يكون من الضروري معرفة أشياء أو مفاهيم بالنسبة لدقة هذه البيانات. بالنسبة لتجارب مصفوفات الـ mRNA، فإن هناك جدلاً معتبراً بالنسبة لكيفية التفسير المناسب لإشارات التهجين على المصفوفات واستنتاج إشارة مطبعة لكل نص لل mRNA على الشريحة خلال المشروع. بالنسبة لمصفوفات الـ Affymetrix (www.affymetrix.com)، فإن كل نص يتم استعلامه عن طريق مسبار أو مجس مع ١١ تطابقاً تاماً و 25mers مغطاة ضد آخر 500bp في النص و ١١ تطابقاً مزدوجاً 25mers تخدم كتحكم ممكن لارتباط غير محدد لمجس التطابق التام؛ لذلك فإن هناك على الأقل ٢٢ إشارة تهجين يمكن اعتبارها لكل نص، وطرق تفسير الإشارة من الضوضاء وطرق التطبيع خلال وبين المصفوفات المتناهية الصغر تعتبر مساحة بحثية نشيطة جداً (وحامية الجدل). إن المعلوماتية الحيوية والطرق الإحصائية المستخدمة لنقل ملف صورة محول إلى إشارات نصية لكل جين تسمى خوارزميات مجموعة المجس، وهناك العشرات من الطرق المتاحة في هذا الموضوع (انظر إلى Seo and Hoffman [10] للمراجعة).

إن تصميم الـ PEPR يفعل الدوال البحثية في البيانات الفوقية الغنية (بمعنى، البحث عن طريق تصميم نوع التجربة أو النموذج الحيواني العمر أو الجنس)، بما في ذلك نظام واجهة الويب لإدخال البيانات للحصول على معلومات التجربة مستقبلياً (وعن بعد مثلما يكون أحد الباحثين في السويد يبدأ في إدخال البيانات الفوقية ويصمم البيانات قبل البدأ في مشروع التنميط في واشنطن). على العكس من أي حزمة تنميط مستخدمة حالياً، فإن واجهة الويب لإدخال البيانات وعملية التقديم تعرض مرونة عالية للحصول على البيانات المطلوبة للتجربة (مثلاً، إضافة تصميم لنوع تجربة) للتحليل والعرض. إن ذلك يحقق آلية لفرض التناسق لبيانات الدخل والتحقق منها ويتخلص من الجداول الملحقة ومجموعات العمليات لترشيح البيانات. إن تناسق البيانات يزيد من المقدرة البحثية والمقدرة على العرض. يستخدم الـ PEPR أيضاً الـ GEO المنفذ حديثا أو الـ APIs المحدثة لتقديم تجارب جديدة أو تعديل تجارب سبق نشر بياناتها. يستخدم الـ PEPR تصميما معدلا للـ API للتحويل الآلي إلى كل المشاريع لخوارزميات مجموعة المجسات الخمسة (MAS5.0, dCHIP PMonly, dCHIP diff, ProbeProfiler PCA, RMA). إن هذا الـ API المرتبط مع خواص المواجهة مع المستخدم تسمح لمستخدم الويب العام أن يرى بسرعة تأثير خوارزم مجموعة المجسات على تفسير البيانات. أخيراً، فإن الـ PEPR يحقق تصديراً لمجموعات البيانات في غير الزمن الحقيقي التي تسمح للباحث بتنزيل/استيراد تتابع من مجموعات البيانات الكبيرة بينما يقوم بالتجول خلال الموقع، كما أن توليد ملفات البيانات.chp,.dat, and.cel يتم تنفيذها بعيدا عن أوقات الازدحام.



الشكل رقم (١٢،١١) تصميم هيكلي لموارد تعريف التعبير العام PEPR . من http://pepr.cnmcresearch.ofg.

بالنسبة لهيكل تصميم عملية الـ PEPR وتنفيذه، فإن الـ PEPR عبارة عن تطبيقات مشروعات جافا ثلاثية الطبقات تتكون من طبقة ويب، وطبقة وسطى، وطبقة النهاية الخلفية. تشتمل طبقة الويب على خادم ويب، وخادم تطبيقات Tomcat، ومكونات مختلفة للويب التي تحقق وظائف المقدمة مثل التجول، واستكشاف البيانات، والبحث عن البيانات، وتقديم المشروع، ونشر المشروع، وأدوات الاستفسار عن الجين، وملاحظات المستخدم. معظم مكونات مواجهة الويب تتقابل بشفافية مع قواعد البيانات في النهاية الخلفية. طبقات المواجهة هذه تسمح للمستخدمين ببدء التعامل مع الطبقة الوسطى للتطبيقات.

تتكامل الطبقة الوسطى مع العديد من الخدمات الخارجية. لبعض هذه الخدمات تم شراء إصدارات جديدة لبرمجيات كانت موجودة، وللبعض الآخر تمت كتابة عقود مخصوصة لل PEPR (Popchart, Lucene, Affymetrix SDK andCorimbia Probe Profiler SDK).

لقد تم تصميم هذا التطبيق للتعامل مع العمليات المستهلكة للوقت مثل استخلاص البيانات بالـ Affmetrix وتنزيل البيانات في غير الزمن الحقيقي بينما يسمح للمستخدم بالتجول في الموقع بدون انتظار لإتمام العملية. تحتاج تطبيقات الطبقة الوسطى إلى موارد حسابية مكثفة، وتنزيل بيانات في غير الزمن الحقيقي، وفهرسة بيانات للبحث عن كلمات مفتاحية، وتقديم بيانات NCBI GEO، واستخلاص وتحويل بيانات Affymetrix، وخليط تعريف المجسات لخوارزميات توليد البيانات.

معظم العمليات في هذه الطبقة لا تتطلب استجابة متزامنة من النهاية الأمامية لـ PEPR. بالإضافة لتطبيقات خواص نقرات الويب والانتظار العادية، فإن الـ PEPR يسمح للمستخدمين من تقديم طلبات بدون انتظار لاستكمال العملية حينما يكون من المؤكد أن هذه العملية سيتم استكمالها. لتحقيق هذه العملية غير المتزامنة بطريقة يعتمد عليها فإنه يتم تقديم خادم طابور مفتوح Open JMS في تنفيذ الـ PEPR، ويعمل ذلك على تحسين تطبيقات الـ PEPR الوظيفية. لقد تم تصميم الـ JMS ليقوم بتداول الرسائل بين مكونات الويب. عندما يقدم المستخدم طلبا بتنزيل مجموعة كبيرة من البيانات في الـ PEPR، فإن مكون ويب في خادم التطبيق Tomcat سيقوم بتغليف طلب المستخدم في صورة رسالة ثم يضع هذه الرسالة في طابور الـ JMS. إن طابور الـ JMS يكون هو المسئول عن استقبال وتوزيع الرسالة كموزع أو موجه خاص ينظر في عنوان الرسالة وإرسالها إلى الجهة المناسبة (بمعنى، عملية تنزيل البيانات في غير الزمن الحقيقي في المخطط). إن عملية تنزيل البيانات في غير الزمن الحقيقي تقوم بعد ذلك بالتوزيع والتعامل مع طلب التنزيل. إنها تستمر في بحث وضغط البيانات المطلوبة وبعد ذلك تقوم بإرسال ملاحظة عن وصلة الويب URL إلى المستخدم. في أثناء هذه العملية، فإن المستخدم ليس عليه أن ينتظر عملية ضغط الملفات المطولة أن تتم، فإن طابور الـ JMS سيجعل عملية تنزيل المجموعة ممكنا.

تتكون طبقة النهاية الخلفية من اثنتين من قواعد البيانات: قاعدة بيانات PEPR DB وقاعدة بيانات الـ Affymetrix LIMS DB. تقوم قاعدة البيانات PEPR DB بتخزين كل أنواع البيانات التعريفية أو الفوقية للمشاريع والتجارب وحدها مع قيمة تحليلية مصاحبة لأغراض التنقيب في البيانات في الزمن الحقيقي. تقوم قاعدة بيانات الـ Affymetrix LIMS DB بتخزين كل تعبيرات الـ Affymetrix التعريفية للبيانات الطبيعية ومعلومات عملية التقطيع.

العدد الكلي للمصفوفات المتناهية الصغر الشائعة حاليا في الـ LIMS الداخلي يساوي ٧٠٠٠ حيث الكثير منها يكون من العينات البشرية. إن موارد الـ PEPR العامة تكون مليئة بعدد ٢٨٢٧ من مصفوفات الـ Affymetrix وتوضح حوالي ٦٠٠٠ تنزيل تعريفي في الشهر من الـ PEPR. هناك طلب آلي لأنبوب تم تطويره مع الـ NCBI GEO والـ PEPR وهي المشارك #1 لحسابات الـ GEO ل ١٢٪ من كل ملفات الـ Affymetrix للفقاريات.

(١٢،٥) التنقيب عن البيانات وقواعد البيانات الحيوية الكبيرة الحجم

هناك تزايد كبير في تنوع مصادر البيانات في النطاق العام وتزايد في الأدوات المرنة التي بها يمكن التنقيب في قواعد البيانات الحيوية الكبيرة الحجم. مجموعات البيانات المتاحة للعامة قد أتاحت حلقة وصل بين علماء البيولوجيا المسئولون عن توفير البيانات الكبيرة الحجم وعلماء الحاسبات أو الإحصاء الذين يريدون الاتصال بهذه البيانات بغرض تطوير طرق لتحليل هذه البيانات.

من واقع خبرتنا، يوجد هناك خطئان شائعان يمكنهما أن يمنعا من تطور الحسابات البيولوجية. أولها: أن علماء الحاسبات والإحصائيين يكون لديهم ميلا لافتراض أن البيانات المتوفرة عن طريق علماء البيولوجيا تكون جيده على قدر إمكانهم (يعتمد عليها، ودقيقة، ونسبة إشارة لضوضاء جيدة). وهذا في العموم يكون غير حقيقياً، حيث إن علماء البيولوجيا يميلون أن يهملوا إخبار العلماء كمياً بذلك. ثانياً: أن علماء البيلوجيا يميلون لافتراض أن تحليل البيانات الذي يتم عن طريق علماء الحاسبات والإحصائيين قد حول البيانات إلى شيء يعتمد عليه، ودقيق، وله نسبة إشارة لضوضاء عالية، وهذا يعتبر أيضاً غير حقيقي حيث إنه يعاكس النظرية الكلاسيكية التي تقول " أدخل قمامة، تخرج قمامة".

إن مشكلة أدخل قمامة، تخرج قمامة تكون نادرة نسبياً مع التنقيب عن بيانات الـ DNA، أساساً بسبب البساطة النسبية للمشاكل (الأبعاد المنخفضة) والطبيعة الناضجة والتي يعتمد عليها لقواعد البيانات الجينومية. إن المشكلة تزداد وضوحاً مع زيادة التعقيد وعندما تصبح الطرق أقل قياسية ومتانة واعتمادية. من الأمثلة الجيدة على ذلك موضوع خوارزمات مجموعة المجسات لمصفوفات الـ Affymetrix الذي قدم سابقاً. إن عالم الحاسبات يقوم أساساً بتوفير إشارة لكل نص لكل مصفوفة في المشروع. هذه الإشارة تكون تحليلاً للعديد من الإشارات المركبة (٢٢ oligonucleotidv) مع التطبيع المكثف المقدم لجعل النص مقارناً بين المصفوفات. كل خوارزم لمجموعة مجسات يقوم بعمل العديد من الافتراضات المتعلقة بالتطبيع، والعقوبات من التهجين لإشارة المجس الغير مطابقة، وتقييم الخلفية [10-12]. حتى الآن فإن عالم الحاسبات نادرا ما يتم إخباره بهذه الافتراضات، والتأثير على تفسير البيانات التالية لا يتم تقييمه في الغالب.

لقد تم دراسة مشكلة خوارزم مجموعة المسبار في وضع افتراض لنسبة الإشارة للضوضاء لمشاريع مختلفة للمصفوفات [10, 13] والأسئلة المتعلقة بحسابات القدرة لأنواع وأنسجة معينة [14]. يختار معظم البيولوجيين خوارزم مجموعة مجسات واحد ومعين (مثلا: MAS5.0, PLIER, dCHIP, RMA) لتحويل مشاريع المصفوفات الخاصة بهم إلى مجموعة إشارات. إن اختيار خوارزم مجموعة المجس يعتمد على الاعتقاد بأن الواحد الذي يتم اختياره يهمل تنفيذ الأخرى التي لم يتم اختيارها، وذلك اعتماداً على ما نشر أو على خبراتهم. على العكس من

ذلك، فقد وجدنا أن مشروعات مختلفة للمصفوفات تتطلب استخدام خوارزميات مجموعة مجسات مختلفة لأن كل واحد من خوارزميات مجموعة المجسات يتأثر تفاضلياً بالمصادر غير المحكومة للضوضاء البيولوجية والتقنية (المتغيرات الحائرة). بعض خوارزميات مجموعة المجسات تكون محكمة أو منيعة نسبيا ضد الضوضاء المكثفة ولكنها بعد ذلك تكون قليلة الحساسية نسبياً. بعض خوارزميات مجموعة المجسات الأخرى تكون حساسة بشكل رائع، ولكن ذلك ينتج عنه نسبة عالية من الأخطاء الموجبة إذا كانت المتغيرات الحائرة (الضوضاء) عالية [14 ,10]. ونحن نقترح أن تكون طريقة توليد الإشارة (اختيار خوارزيم مجموعة المجسات) مفصلة أو مصممة لكل مشروع من مشاريع المصفوفات على حده.

من الواضح أن اختيار خوارزيم مجموعة بيانات معين يكون خطوة أساسية مبكرة في التفسير والتحليل المناسب للبيانات. إن خوارزميات مجموعة المجسات يكون لها تأثير عميق على البيانات المولدة اعتماداً على الافتراضات الضمنية لكل خوارزيم. في الحقيقة، إذا أخذ أحدهم مشروعاً محدداً للمصفوفات واستعلم عن التطابق أو الانسجام بين خوارزيمين، فإنه سيجد فقط ١٠٪ -٣٠٪ انسجاماً في الفروق التعبيرية الإحصائية المهمة. بصرف النظر عن هذا التوافق القليل، فإن العالم البيولوجي يختار خوارزيم مجموعة مجسات واحد، معتقدا أنه هو الأفضل، مع المعرفة القليلة أو المنعدمة عن الافتراضات الكامنة أو أي تقدير أو تخمين لكفاءة هذا الاختيار. بعد ذلك يأخذ عالم الحاسبات أو الإحصائي هذه الإشارات الناتجة من العالم البيولوجي. إنهم في العادة لا يهتمون بخوارزيم مجموعة المجسات المستخدم أو الافتراضات الكامنة وراء ذلك والتي تم الأخذ بها في توليد بيانات الإشارة المركبة. هذه الخطوة تنفذ عادة عن طريق العالم البيولوجي، ويتم توفير الإشارات الناتجة لعالم الحاسبات الذي يعتقد أن هذه تكون أرقاما قوية ودقيقة ويعتمد عليها.

إن خوارزميات مجموعة المجسات تعتبر خطوة واحدة على الطريق من عالم البيولوجيا إلى عالم الحاسبات، ولكنها تكون مثالية في الوادي الضيق العميق نسبيا الموجود بين النظامين. حيث أن البيانات البيولوجية تصبح كبيرة بصورة أسية وأكثر تعقيداً، فإنها تصبح أكثر أهمية لعبور هذا الوادي الضيق، حيث يكون البيولوجيون أكثر حرصاً من الطرق الحسابية وعلماء الحاسب أكثر حرصا من المتغيرات البيولوجية والتقنية التي تؤثر على البيانات المعطاة لهمم.

إحدى الطرق السهلة نسبياً لعبور هذه المشكلة هي بأن يصر الباحثين على الحاسب أن يتم إعطاؤهم بيانات خام بدلاً من بيانات معالجة. بالنسبة لمصفوفات الـ Affymetrix، فإن ملفات البيانات الخام تكون هي بيانات الصورة من المصفوفة (ملفات.dat) وحسابات كثافة التهجين غير المعالجة لكل واحدة من المليون خلية (oligonucleotides) على المصفوفة (ملفات.CEL). هذه الملفات تكون كبيرة نسبياً على جداول الملخص المتولدة عن طريق خوارزميات

مجموعة المجسات. هذه الأنواع للملفات كانت متاحة على الـ PEPR منذ عدة سنوات وهي متاحة الآن أيضاً للعديد من المشروعات في كل من NCBI GEO والـ ArrayExpress. إذا كان متخصص الحسابات البيولوجية سيتعامل مع البيانات الخام، فإنه من الممكن عمل اختبار نسبي لخوارزميات مجموعة المجسات (أو خوارزميات متعددة) ويمكن تفسير البيانات الناتجة بحساسية أكثر.

لقد بدأت فقط قواعد البيانات الكبيرة الحجم للبروتينات أن تكون مطورة، وهذا يجعل كل من البيولوجيا وتجميع البيانات أكثر تعقيداً. بينما تكون تجارب الـ RNA يتم تنفيذها عن طريق طحن كل العينة إلى تجمع من النصوص، فإن التجارب البروتينية تدرس غالبا حجيرات جوانب خلوية مختلفة (السيتوبلازم، والغشاء، والنواة)، مضيفاً أبعاداً أخرى لعملية اكتساب البيانات، والتخزين، والتفسير. إن تجارب مصفوفات الـ RNA يكون لها في العادة: عينة واحدة = مصفوفة واحدة (صورة)، بينما غالباً ما تشتمل التجارب البروتينية على الالتفاف العكسي لمحاليل البروتين المركب إلى أمدية من الكهربية والأوزان الجزيئية. أيضاً، فإن عملية اكتساب البيانات البروتينية في الـ MS تكون عملية خطية ضمنياً بالنسبة للزمن (على العكس من توليد البيانات العالي التوازي في التهجين على المصفوفات). إحدى التجارب المنفذة أخيراً في مركزنا اشتملت على اختبار استجابة الخلايا الأصلية لأحد الأدوية باستخدام التعريفات البروتينية (التعليم الأيسوتوبي المستقر، انظر ما سبق). لقد اشتملت هذه التجربة على متوالية زمنية، باستخدام مرضى وتحكمات من الذين كانوا قد سبق أو لم يسبق لهم أن أخذوا الدواء، مع تحديد التحليل ليكون مقصوراً على حجيرات جانب خلوية (الإندوبلازم الشبكي). لقد تطلبت التجربة إنتاجية عالية من الـ MS (مصيدة الأيونات بالرذاذ الكهربي) لكي تنفذ على مدار ٢٤ ساعة في اليوم، لمدة سبعة أيام في الأسبوع مع كل من بيانات الـ MS والـ MS/MS (التقسيم). إن كمية البيانات المجمعة تصل مئات الجيجا بايت لهذا التجربة الوحيدة. كيف سيكون ذلك موضوعاً في صورة قاعدة بيانات وكيف سيتم توفيره للاستخدام العام ؟ إن الخلافات بين خوارزميات مجموعة المجسات مع مصفوفات الـ RNA ستضع مرحلة من النقاش الأكثر تعقيداً والمتعلق بقواعد بيانات البروتين وطرق تحليل البيانات. للمرة الثانية، فإنه من الأفضل أن يحصل علماء الحاسبات على بيانات الـ MS الخام، ولكن تبقى لوجستيات قواعد البيانات والاتصال العام بها وتعقيد البيانات من التحديات الكبيرة.

(١٢،٦) طرق البيولوجيا المدفوعة بالأحداث، والمدفوعة بالزمن، والمحاكاة المهجنة

إن تتابع الـ DNA يكون ثابتاً نسبياً ويتغير في ظروف معينة فقط. مثلاً، فإن طفرة الجين والتعدد الشكلي تتغير من الحالة الأرضية (تتابع خطي عادي) ولكنها يمكن اعتبارها أحداثا منفصلة (غير متعلقة ببعضها) ومن السهل توصيفها، ووضعها في قاعدة بيانات، وتفسيرها. يمكن تعديل الـ DNA عن طريق الأستلة acetylation (تفعيل وقتي

للتلوين)، والمثيلة methylation (تعطيل أو عدم تفعيل أكثر استدامة)، والأستلة والمثيلة لجين معين في الغالب يكون لها المركبتان الديناميكية والاستاتيكية. فمثلاً، واحد كرموسوم X في كل خلية أنثى يتم تعطيله من خلال الانتشار الواسع للمثيلة methylation في التطور المبكر، وهذا يعتبر تغيراً استاتيكياً. على الجانب الآخر، فإن استجابة أي خلية لأي تحدٍّ في الوسط المحيط ينتج عنه تغيرات أستلة acetylation لجينات معينة لتفعل أو تعطل عملية النسخ (الدفع بالشيء، أو الدفع بالزمن). طرق الاتصال بحالة المثيلة methylation و الأستلة acetylation للجينات على مدى اتساع الجينوم بدأت في الظهور. بمجرد أن تصبح هذه الطرق ناضجة بما فيه الكفاية، فإن الـ DNA سيأخذ مركبة ديناميكية ستزيد من تعقيد قاعدة البيانات بدرجة كبيرة.

كما شرحنا مسبقاً، فإن تعريفات الـ mRNA وتجارب البروتين بهما تعقيد ضمني يجعل تفسيرهما تحدياً كبيراً. هناك طريقتان مفتاحيتان يمكنهما المساعدة في تفسير هذه البيانات العالية الأبعاد: المتواليات الزمنية وشبكات المعرفة.

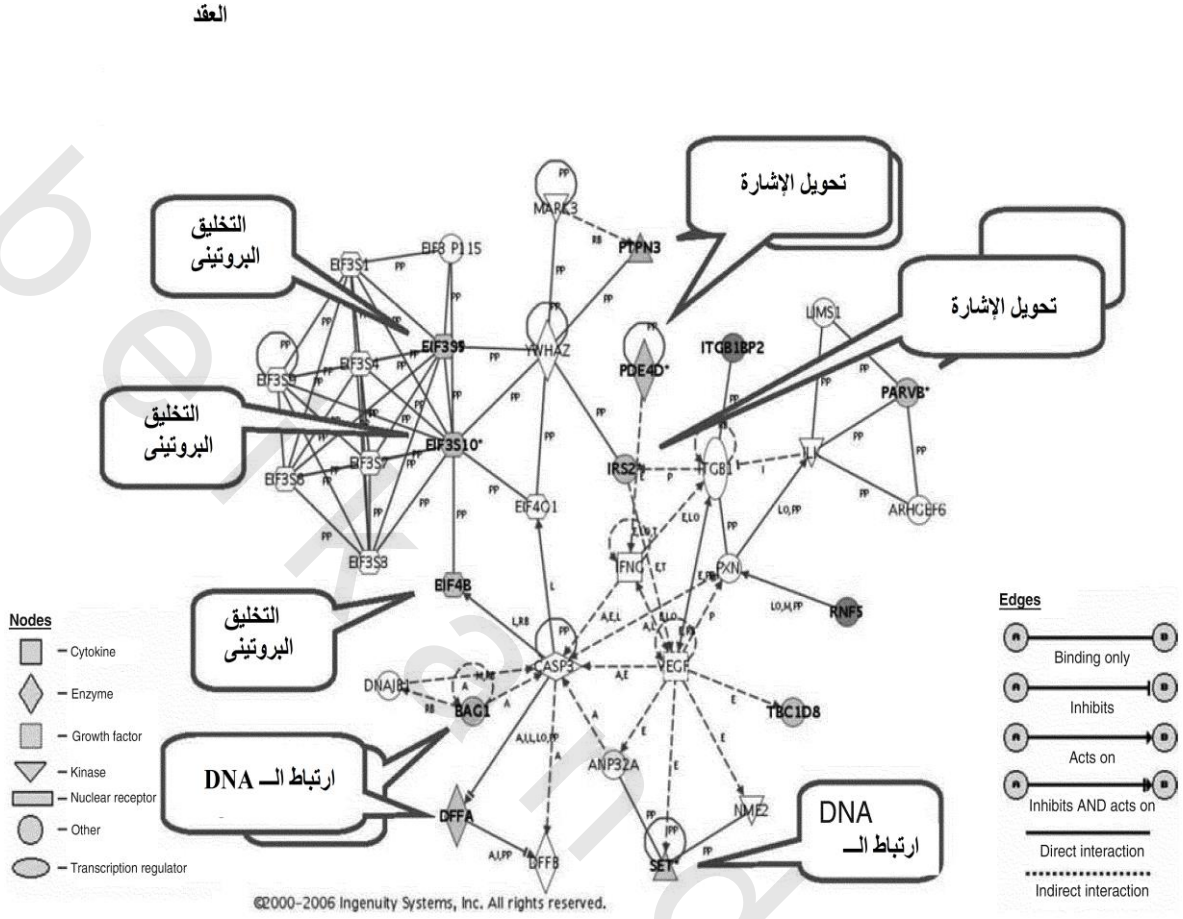
شبكات المعرفة هي قواعد بيانات الحاسبات المصحوبة بواجهات تجمع المعرفة البيولوجية الموجودة مبدئياً في صورة أدوات يمكنها أن تقبل مجموعات بيانات جينومية (مثل: تعبيرات معرفة الـ mRNA) وتساعد في تفسير البيانات في سياق المعرفة الموجودة مبدئياً. هناك العديد من أنواع شبكات المعرفة [15]. واحد من هذه المجموعات هو قاعدة بيانات جين الأورام، حيث يتم تصنيف الجينات والبروتينات المكودة إلى مجموعات محددة بالكيمياء الحيوية أو بالتتابع. طريقة أخرى هي تشفير المنشورات الموجودة إلى طرق مرور ذات صلة بيولوجية وشبكات وبعد ذلك نقارن البيانات الجينومية مع هذه الشبكات. مرة أخرى، هناك العديد من الموارد، ولكن أشهر اثنين استخداما هما مسارات التحليل البارعة Ingenuity Pathways Ananlysis (www.inginuity.com) و GenMapp(www.genmapp.org). مثلا: تخيل أن أحد البيولوجيين اختبر استجابة بعض خلايا السرطان لدواء مضاد للسرطان باستخدام تعبيرات الـ mRNA (المصفوفات متناهية الصغر). لقد تم تحميل الفروق النسخية الإحصائية (الجينات المستجيبة للدواء) في الـ Ingenuity، وبعد ذلك قامت الحزمة البرمجية بمقارنة قائمة الجينات المختلفة التعبير مع قواعد بيانات الجينات المتفاعلة والبروتينات. لقد تم حساب شبكات البروتين التي أوضحت أعلى نسبة تغيير في مجموعة بيانات دواء السرطان وتم ترتيبها حسب الأهمية الإحصائية. في هذه الحالة، وجد أن هناك شبكة بروتين تم وصفها مسبقاً لبرمجة موت الخلايا تحتوي ١٢٣ بروتين، مع النسخ الحثي ل ٨٥ من هذه البروتينات عن طريق الدواء المضاد للسرطان. إن الاحتمالية الإحصائية بالقيمة ١٢٣/٨٥ التي يمكن الكشف عنها بالصدفة تعتبر صغيرة جدا، ولذلك فإن شبكة "موت الخلية المبرمج" قد عادت للمستخدم على أنها "شبكة متغيرة عالية الأهمية". ولذلك؛ فالخلاصة هي أن الدواء المضاد للسرطان قد أثر على برمجة موت الخلايا في خلايا السرطان التي درست.

مثال على مقارنة أخذ العينات الحية (الخزعة) من عضلات أشخاص نحاف وسمان موضحة في الشكل رقم(١٢.١٢). في هذا التحليل، تم إدخال فروق التعبيرات باستخدام تشبع أهمية على برمجية الـ Ingenuity، وتم تحديد شبكة توضح أن نسبة عالية من النسخ قد تغيرت بدرجة كبيرة عن طريق حالة البدانة كما في الشكل رقم(١٢.١٢). هذه البروتينات الموضحة بالرموز الحمراء قد تم تحسن تنظيمها عن طريق البدانة وهذه التي بالرموز الخضراء قد تم إهمال تنظيمها.

برمجيات تحليل الشبكات تكون عالية الفائدة وطريقة عملية لتكثيف البيانات الجينومية إلى مسارات بيولوجية ذات صلة تحتاج إلى الدراسة المستمرة. إن الحساسية والتحديدية لهذه الحزم يجب اعتبارها مؤقتة عند أفضل وضع لها. تعتمد المسارات والشبكات بدرجة كبيرة على الخلايا، والأنسجة، والأعضاء تحت الدراسة، وهذه الحزم تفترض على العموم أن هناك تفاعلاً موصوفاً في المنشورات بين اثنين من البروتينات موصوفين في عين الفأر يكونان ذواتي صلة مع خلايا السرطان. بالإضافة لذلك، فإنه يجب افتراضها وسيلة غير حساسة نسبياً، حيث إنه نسبة ضئيلة جداً من الحقيقة البيولوجية بدلالة الشبكات والمسارات تكون معروفة حالياً وتم نشرها (ربما ١٪).

الوسيلة الثانية للمساعدة في التفسير هي المتواليات الزمنية. سلوك الجين أو البروتين كدالة في الزمن يسمح بالتقييم البيولوجي الظاهري الذي يمكن أن يساعد في تقليل الخطأ الموجب. معظم تجارب المصفوفات والبروتينات تكون صوراً لحظية عند نقطة واحدة في الزمن (مثلاً، الأشياء المتأثرة مع غير المتأثرة، انظر الشكل رقم(١٢.١٢) كمثال جيد). إنه من غير الممكن تحديد أي سبب/تأثير للاستجابات في تضخم البيانات في الشكل رقم(١٢.١٢). على الرغم من ذلك، فإنه إذا تم أخذ تتابع من الخزعات العضلية كدالة في الزمن (ربما بعد عملية تحويل معدٍّ أو نظام غذائي صارم)، فإن بعض الاستجابات النسخية المنظورة في الشكل رقم(١٢.١٢) يمكن تخصيصها لنقط زمنية سابقة عن الأخرى مؤدية إلى نماذج من الأسباب والتأثيرات.

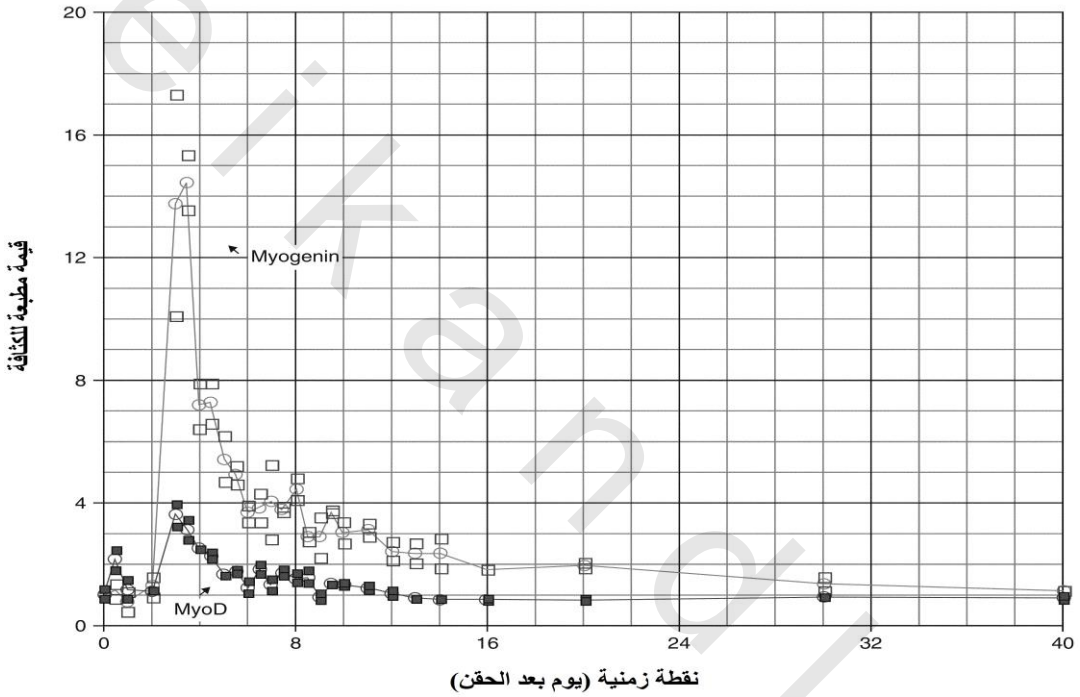
لعرض مثال على بيانات المتواليات الزمنية، فقد قمنا بوصف ٢٧ نقطة زمنية لمتوالية عضلية متكررة، بينما تم استدعاء التلف العضلي في نموذج الفأر وتم أخذ عينات عضلية كدالة في الزمن أثناء التعافي من التلف العضلي كما في الشكل رقم(١٢.١٣). يمكننا أن نرى أن معاملين للنسخ وهما الـ myogenin والـ MyoD كل منهما يؤثر بقوة على النسخ المسبب على مدار ٣ أيام أثناء التعافي. يوضح الفحص عن قرب للمتوالية الزمنية أن قمة الـ myogenin كانت نصف يوم بعد قمة الـ MyoD: وهذا يمكننا من بناء الفرض بأن الـ MyoD يتسبب في الـ myogenin (بمعنى أن الـ MyoD هو المنبع لل myogenin)؛ ولذلك يمكن إيجاد علاقة السبب والمسبب بين هذين النوعين من البروتين.



الشكل رقم (١٢،١٢) تحليل شبكة ال Ingenuity لل mRNA النصى المنظم تفاضليا عن طريق حالة البدانة . لنظرة أكثر تفصيلا لهذا الشكل عليك زيارة الموقع المصاحب : http://books.elsevier.com/companions/9780123735836

الاتجاهات المستقبلية في الحسابات البيولوجية ستركز على ربط البيانات من العديد من مجاميع البيانات ويمكن أن تحتوي على كل من صور وقتية (صور مقطعية) مسقطة وبيانات متوالية زمنية ، يمكن عملها على فصائل مختلفة. لقد تم أخيراً نشر مثالا على طريقة المساقط المتعددة [17, 18]. لقد كانت الخطوة الأولى هي عمل دراسة لصورة وقتية مقطعية، حيث تم أخذ ١٢٥ عينة حية من عضلة مريض من ١٢ مجموعة مرضية خضعت لتعريف الـ mRNA. التحليلات المعلوماتية الحيوية لهذه التعريفات تؤدي إلى شجرة علاقية للاضطرابات المختلفة كما في الشكل رقم(١٢،١٤). المرض تحت الاهتمام كانEmery Dreifuss muscular dystrophy, EDMD ، حيث يتعرض المرضى لطفرات في مكونات الغلاف النووي على الرغم من أن الفسيولوجيا المرضية لهذا الاضطراب ليست جيدة الفهم (صندوق أحمر في الشكل رقم (١٢،٤).

بعد ذلك تم أخذ جينات تشخيصية من نقطة الـ 6-EDMD في الشجرة وتم الاستعلام عنها في الـ الاضمحلال/التجديد في المتوالية الزمنية المكتملة في نموذج الفأر كما في الشكل رقم(١٢.١٣) وتم تحديد علاقة السبب والمسبب في المسار المنتظم الذي يشتمل على العديد من التعبيرات المختلفة للنصوص المحددة لل EDMD كما في الشكل رقم(١٢.١٥) [16]. لقد حدد ذلك نموذجاً مرضياً (فشل للأشياء أثناء التجديد العضلي) تم اختباره فيما بعد والتحقق منه في نموذج الفأر لـ EDMD [17].

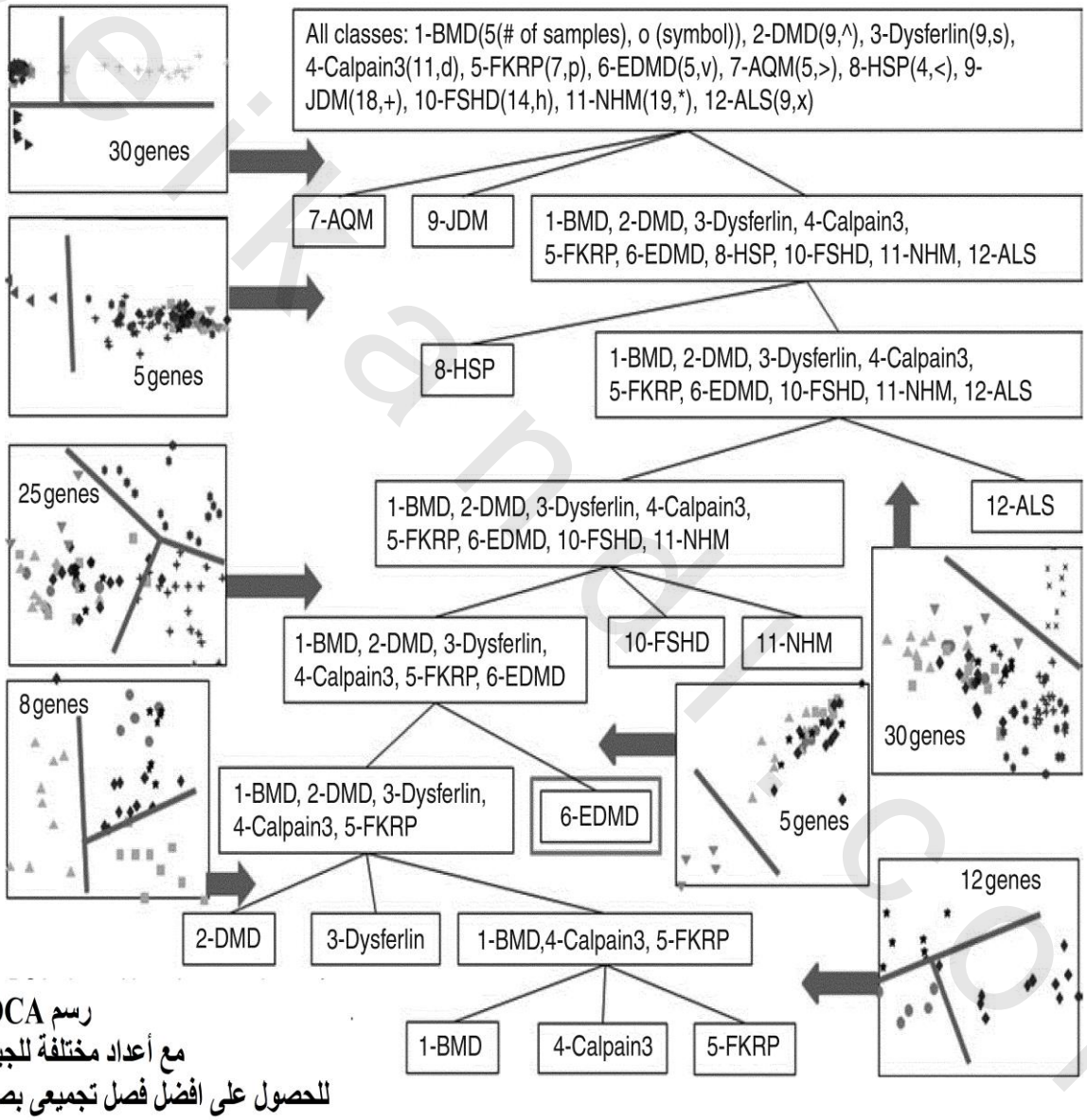


الشكل رقم (١٢،١٣) بيانات المتوالية الزمنية في التجديد العضلي في الجسم الحي (in vivo) . هذه البيانات من Zhao et al 2002 [18], and Zhao et al 2003 [19] وهي منشورة في ال PERP (http://pepr.cnmcresearch.org) .

إن المعلوماتية الحيوية والحساب البيولوجي المصاحب لـ DNA أصبحت ناضجة بما فيه الكفاية. تسمح طرق التهجين بالتحديد الحساس والمحدد والتكميم لكل الجينومات في المصفوفات المتناهية الصغر الوحيدة التي تحتوي على الملايين من الخواص (oligonucleotide عند عناوين محددة في المصفوفة). لقد أوجد استخدام التتابع الخطي لـ DNA الجينومي في البشر والعديد من الأحياء الأخرى مئات من قواعد البيانات المصاحبة مثل، التعدد الشكلي لـ DNA، والتحويل لـ mRNA والـ EST (وحدات نصية أو جينات)، وحفظ التطور أو النشوء، وقواعد أخرى.

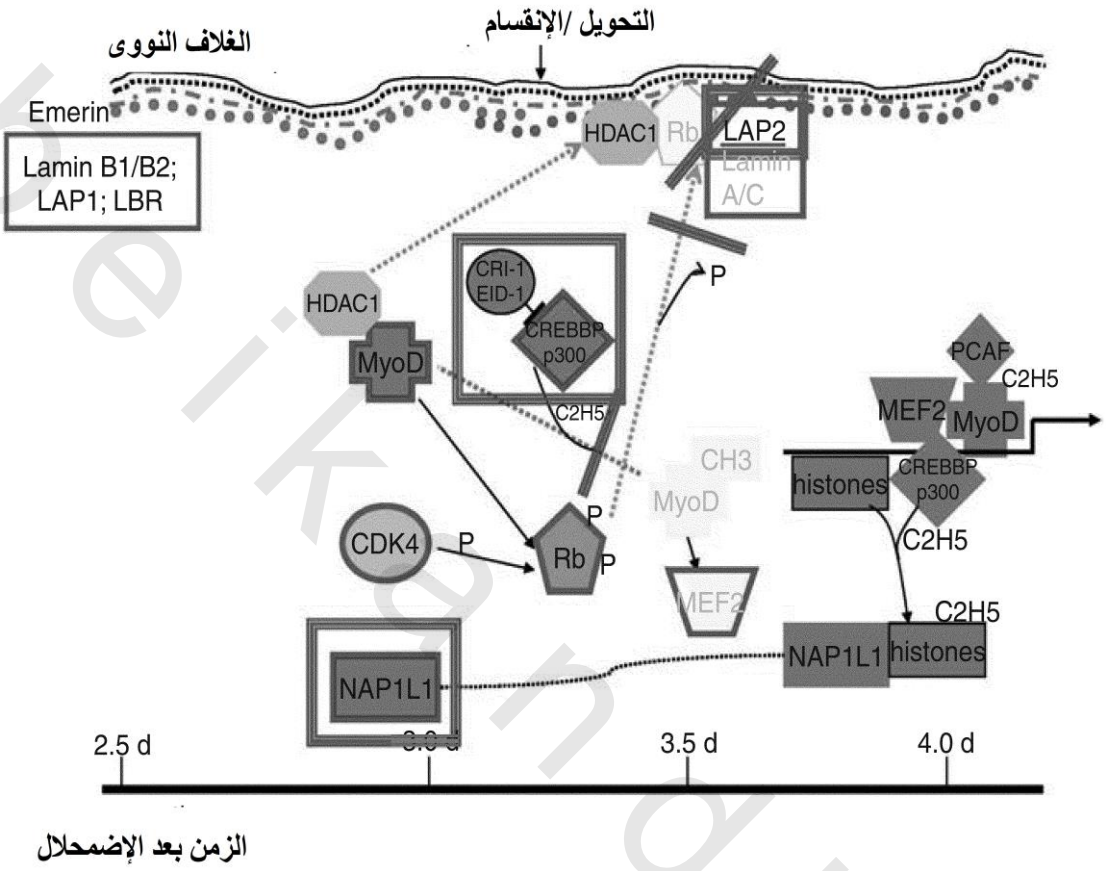
تعتبر الحسابات البيولوجية والمعلوماتية الحيوية لـ mRNA أكثر تحدياً نسبياً، حيث العديد من المتغيرات الجديدة تم تقديمها مثل التأثيرات من الوسط المحيط، والزمن، والمكان (في النسيج، وفي الجسم)، والربط البديل، وأشياء

أخرى. هناك أيضاً ساحات عمل مختلفة تجريبية أخرى مع كميات مختلفة من القياسات المتكررة والاكتساب المتين للبيانات والتسجيل الضمني لكل منها. إن هذا يجعل من الصعب بمكان تحديد معيار أو قاعدة يمكن عن طريقها مقارنة كل التجارب. لقد ظهرت المتواليات الزمنية الكثيفة التي بدأت تحدد مسارات السبب/التأثير، وذلك على الأقل مع شبكات التنسيخ المنظمة.



الشكل رقم (١٢،١٤) اختيار الجين التشخيصي في ١٢ مجموعة بيانات لعينات عضلية حية من مرضى بالضمور العضلي (انظر Bakay et al [16]) . لتفاصيل أكثر عن هذا الشكل عليك زيارة الموقع المصاحب :
http://books.elsevier.com/companions/9780123735836

obeikandl.com



الشكل رقم (١٢،١٥) نموذج للفسيولوجيا المرضية الجزيئية لنوع الضمور العضلي يشتمل على طفرات للغلاف النووي . المحور X (أسفل) يبين بيانات متوالية زمنية من تجديد الفأر (انظر شكل (١٢–١٣)) . باقي الشكل يبين الحث الزمني للمسارات النسخية أثناء التجديد العضلي على مدار زمن التحويل من الخلايا النشطة الانقسام إلى المايوتيوبس المتفاضلة بعد التقسيم (التحويل الانقسام/بعد الانقسام) . البروتينات الموجودة في المربع باللون الأحمر هى التي تم تنظيمها تفاضليا في مرضى ال EDMD ، بينما المظللة بالشرط الصليبية الحمراء تبين البلوكات الجهدية في هذا المسار الجزيئي نتيجة الطفرات في الغلاف النووي . معدلة من Bakay et al [16] . للحصول على تفاصيل أكثر عن هذا الشكل عليك زيارة الموقع المصاحب :

http://books.elsevier.com/companions/9780123735836

(١٢،٧) الملخص

إن البروتينات تكون أكثر تعقيداً من نماذج الـ mRNA بعدة درجات، مع التعديلات بعد التحويل، والتحديد الخلوي، والمشاركات المرتبطة، كل ذلك يملي أو يحدد النشاط البروتيني والوظيفي. إن البروتينات ذات الإنتاجية

العالية تتقدم نحو القدم مع حلول الـ MS ذات التحديدية العالية وقواعد بيانات المطابقة الطيفية المصاحبة. إن التعريفات البروتينية باستخدام المحاليل المعلمة تفاضلياً للببتايدات قد وصلت إلى الاستخدام الواسع الانتشار، بينما طرق المعلوماتية الحيوية والحسابات البيولوجية تبدأ فقط في التطوير.

تشتمل التحديات المستقبلية في الحسابات البيولوجية على تحديد المسارات المحددة خلوياً ونسيجياً والشبكات واستجابة الشبكات للتحديات الفسيولوجية والوسطية. سيتم التركيز على تكامل مجموعات البيانات وقواعد البيانات لـ DNA، والـ mRNA، والبروتينات، مع المحاولات لحشد الدعم لإنشاء الشبكات بينما يتم تحديد الشبكات من خلال دمج النماذج الحسابية والتحقيقات التجريبية.

(١٢،٨) تمارين

١ - ما مدى سهولة دراسة الـ DNA بالمقارنة مع الـ RNA وبالمقارنة مع البروتينات ؟

٢ - ما هي العوامل المؤثرة على استخدام الوحدات النصية عن طريق الخلايا ؟

٣ - لماذا يكون من الصعب دراسة البروتينات ؟

٤ - ما هي أساسيات البروتينات ؟

٥ - ما هي مميزات وعيوب الجيلاتين الثنائي الأبعاد والطلقة النارية ؟

٦ - ما هما المفهومان الخاطئان الشائعان اللذان يمكنهما تعطيل التطوير في الحسابات البيولوجية ؟

٧ - ما هو الموضوع الأساسي في خوارزم Affy لمجموعة المجسات مع اعتبار نسبة الإشارة/الضوضاء؟ كيف يستطيع أي شخص عبور هذه المشكلة؟

٨ - صف شبكات المعرفة ؟ وسمِّ اثنتين من هذه الشبكات الشائعة الاستخدام.

٩ - أذكر بعض التحديات المستقبلية للحساب البيولوجي ؟

١٠ -ما هو نظام الـ LIMS، وما هي استخداماته ؟

(١٢،٩) المراجع

1. J. Kent et al. Genome Browser (http://www.genome.ucsc.edu), 2000.
2. J. Nazarian, Y. Hathout, and E. P. Hoffman. The proteome survey of an electricity-generating organ (Torpedo californica electric organ). Proteomics. 7(4):617–627, 2007.
3. H. Parkinson et al. Array Express—A public database of microarray experiments and gene expression profiles. Nucleic Acids Res. 35(Database issue):D747–750, 2007.
4. T. Barrett et al. NCBI GEO: Mining tens of millions of expression profiles Database and tools update. Nucleic Acids Res. 35 (Database issue):D760–765, 2007.
5. D. W. Galbraith. The daunting process of MIAME. Nature. 444:31, 2006.
6. T. F. Rayner et al. A simple spreadsheet-based, MIAME supportive format for microarray data: MAGE-TAB. BMC Bioinformatics. 7:489, 2006.
7. J. Demeter et al. The Stanford microarray database: Implementation of new analysis tools and open source release of software. Nucleic Acids Res. 35(Database issue):D766–770, 2007.

obeikandl.com

8. J. Chen et al. The PEPR Gene Chip data warehouse, and implementation of a dynamic time series query tool (SGQT) with graphical interface. Nucleic Acids Res.32(Database issue):D578–581, 2004.
9. R. R. Almon et al. In vivo multi-tissue corticosteroid microarray time series available online at Public Expression Profile Resource (PEPR). Pharmacogenomics. 4(6):791–799, 2003.
10. J. Seo and E. P. Hoffman. Probe-set algorithms: Is there a rational best bet? BMC Bioinformatics. 7:395–410, 2006b.
11. B. Carvalho et al. Exploration, normalization, and genotype calls of high density oligonucleotide SNP array data. Biostatistics. Dec 22, 2006 [Epub ahead of print].
12. R. A. Irizarry, Z. Wu, and H. A. Jaffee. Comparison of affymetrix gene chip expression measures. Bioinformatics. 22:789–794, 2006.
13. J. Seo et al. Interactively optimizing signal-to-noise ratios in expression profiling: project-specific algorithm selection and detection p-value weighting in Affymetrix microarrays. Bioinformatics. 20(16):2534–2544, 2004.
14. J. Seo, H. Gordish-Dressman, E. P. Hoffman. An interactive power analysis tool for microarray hypothesis testing and generation. Bioinformatics. 22:808–814, 2006a.
15. Z. Fang et al. Knowledge guided analysis of microarray data. J. Biomed. Informatics 39: 401–411, 2006.
16. M. Bakay et al. Nuclear envelope dystrophies show a transcriptional fingerprint suggesting disruption of Rb–MyoD pathways in muscle regeneration. Brain 129(Pt 4):996–1013, 2006.
17. G. Melcon et al. Loss of emerin at the nuclear envelope disrupts the Rb1/E2F and MyoD pathways during muscle regeneration. Hum. Mol. Genet. 15:637–651, 2006.
18. P. Zhao et al. Slug is a novel downstream target of MyoD:Temporal profiling in muscle regeneration. J. Biol. Chem. 277:20091–20101, 2002.
19. P. Zhao et al. In vivo filtering of in vitro expression data reveals MyoD targets. C. R. Biol. 326:1049–1065, 2003.

Bibliography

H. Parkinson. Tumor Analysis Best Practices Working Group. Expression prowling—Best practices for data generation and interpretation in clinical trials. Nat. Rev. Genet. 5:229–237, 2004.

obeikandl.com