

تسجيل البيانات ودمجها

Data Registration And Fusion

Dr. Xiu Ying Wang

Dr. Stefan Eberl

Prof. Michael Fulham

Dr. Seu Som

Prof. David Dagan Feng

د زيا يانج وانج

د. ستيفن ايبيرل

بروفسير ميتشل فلهام

د. سيو سوم

بروفسير ديفيد داجن فينج

٣٦٦ (٨،١) مقدمة
٣٦٩ (٨،٢) أساسيات تسجيل الصور الطبية ودمجها
	(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) الأمثلة
٣٧٨ (٨،٣) تسجيل الصور الطبية المعتمد على الخواص
	(٨،٣،١) التسجيل المعتمد على العلامات
	(٨،٣،٢) التسجيل المعتمد على الخط
	(٨،٣،٣)، التسجيل المعتمد على السطح
٣٨٣ (٨،٤) التسجيل المعتمد على الشدة

- (٨،٤،١) الفرق في الشدة ونسبة مقياس التشابه
- (٨،٤،٢) الطرق الارتباطية أو العلاقية
- (٨،٤،٣) التسجيل المعتمد على نظرية المعلومات
- ٣٩٠ (٨،٥) التسجيل المهجن والتسجيل الهرمي أو الطبقي
- (٨،٥،١) التسجيل المهجن
- (٨،٥،٢) التسجيل الهرمي والاندماج
- ٣٩٥ (٨،٦) التسجيل عن طريق الأجهزة
- ٣٩٨ (٨،٧) تقييم دقة التسجيل
- (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
- ٤٠١ (٨،٨) تطبيقات تسجيل ودمج الصور الطبية
- (٨،٨،١) تطبيقات على المخ
- (٨،٨،٢) التطبيقات خارج نطاق المخ
- ٤٠٤ (٨،٩) الملخص
- ٤٠٥ (٨،١٠) تمارين
- ٤٠٥ (٨،١١) المراجع

(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 المغناطيسي MRI، والتصوير المقطعي بالحاسب CT، وأشعة إكس تبين أساساً تفاصيل الهيكل الشكلي. طرق التصوير الوظيفي مثل الرسم المقطعي بالانبعاث البوزيتروني PET والرسم المقطعي بالانبعاث الفوتوني الأحادي SPECT تُعطي معلومات أساسية عن التغيرات الكيميائية الحيوية والفيولوجية. تم أخيراً دمج التصوير التشريحي والوظيفي في أجهزة منفردة مثل مساحات

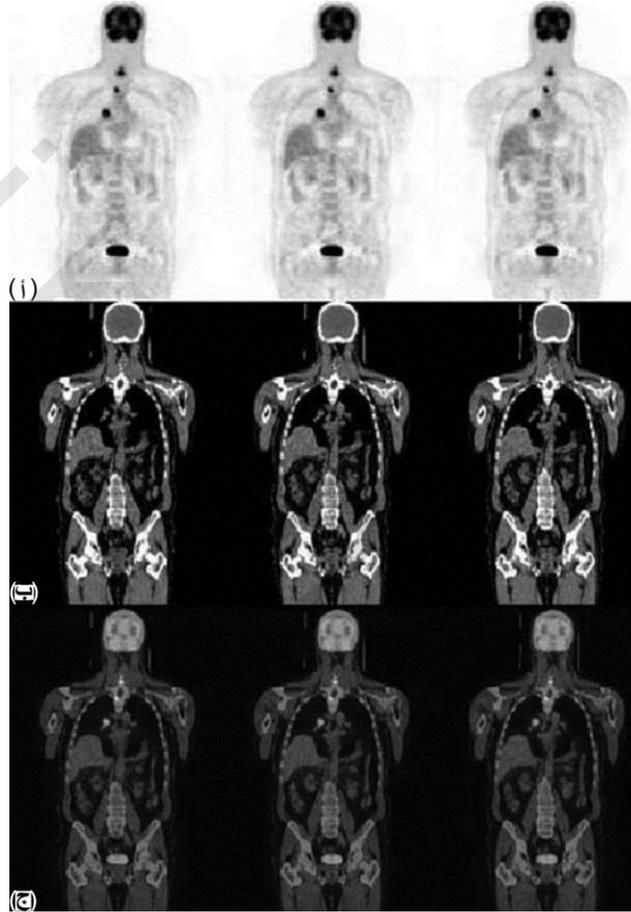
PET/CT و SPECT/CT ، وقد عملت هذه الأجهزة على توسيع مصفوفة طرق التصوير وعرضت تحديات جديدة في استيعاب وفهم بيانات التصوير. بالإضافة لذلك ، فإن طرق التصوير هذه يُمكن أن تكون لها قيمتها الخاصة بها في إدارة المرضى ، وكل هذه البيانات التصويرية من الممكن أن تكون متاحة لكل شخص على حدة عند طلبها. وعلى الرغم من ذلك ، فإن التكامل التام لهذه البيانات المتنوعة المكتسبة من المساحات المختلفة وعند أزمته مختلفة تكون لها تحديات جوهرية.

يعتبر تسجيل الصور الطبية خطوة مهمة في تعظيم المعلومات الخبيثة 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 ال PET تكون لها تحديدية مساحية أقل بالمقارنة ببيانات ال CT. وعلى الجانب الآخر ، فإنه يكون من الصعب تحديد موضع المرض في بيانات ال CT ، بينما يُمكن تحديدها في صور ال PET. إن التسجيل الذي يعقبه الدمج في هذا التنوع من طرق اكتساب البيانات يسمح للشذوذ الوظيفي أو غير الطبيعي التي تكون واضحة في صور ال PET وغير واضحة في ال 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 المقدر 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 المتابعة على المرضى بسرطان الغدد الليمفاوية ، حيث يتم عمل المسحات على مدى العديد من الشهور لقياس كفاءة العلاج الكيميائي.

يلعب تسجيل الصور الطبية ودمجها دوراً مهماً 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 بالتصوير image guided surgery, IGS. في ال 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 الأطالس المعتمد على التعداد السكاني في التعليم أو الوسم الآلي، وفي التقسيم، وفي استيفاء الهياكل والأنسجة، بينما يُمكن للأطالس المعتمد على التحديد المرضى أن يستخدم في الكشف عن الأمراض.



الشكل رقم (٨،١) التصوير التاجي بالتاجي PET (أ) وبالCT (ب) والصور المدمجة (ج) للـ¹⁸F-fluoro-deoxyglucose, FDG من صور PET/CT لرجل سنه ٦٩ سنة مريض بالNSCLC في الفرع الأيمن الأساسي. لقد اكتشفت صور PET مواضع إضافية للمرض في الهيكل العظمي، 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 المختلفة المعتمدة على المعيار مثل أبعاد الصور، وتسجيل فراغ الخواص، والتحويل، وقياس التشابه، وطرق التصوير، والأمثلة، والتفاعل، والموضوعات المشاركة. هذه المعايير من الممكن أن تتداخل مع بعضها في خطوات التسجيل، بحيث يكون أي نظام تسجيل من الممكن أن يكون دمجاً لاختيارات مختلفة من هذه المعايير.

بالإضافة إلى العدد الكبير من الخوارزميات المعتمدة على البرمجيات، فإن أجهزة التصوير الأكثر تقدماً مثل التي هي عبارة عن مساحات 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 مساحات الدمج PET/CT يمكنها أن تقلل التسجيل الخاطئ بين بيانات ال PET وال 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 مساحات ال PET ومساحات ال 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، أو عند الأوقات المختلفة، أو عند نقاط ملاحظة مختلفة وذلك بغرض التحليل والرؤية. الغرض الأساسي من خوارزميات التسجيل هو لتحديد عملية نقل أو تحويل لإيجاد علاقة مساحية بين مجموعات الصور بحيث يمكن تمثيل هذه الصور في نظام محوري عام. يمكن تمثيل تسجيل الصور حسابياً كما يلي:

المعادلة رقم (٨.١)

$$I_R(X_R) = g(I_S(T(X_S)))$$

حيث:

- I_S و I_R 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

التمائل المساحي بين مجموعتي الصور. يتم استيفاء صور الدراسة وتحويلها باستخدام المعاملات الجديدة ومقارنتها مجدداً 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 تدخلاً 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 MRI-MRI, PET-PET, CT-CT) أو من أنماط تصويرية مختلفة (مثل، CT-PET, CT-MRI, MRI-PET)؛ وبالتالي فإنه يُمكن تصنيف التسجيل على أنه أحادي النمط، و متعدد الأنماط. يُستخدم 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 العظمي.

(٨،٢،٤) تحويلات التسجيل

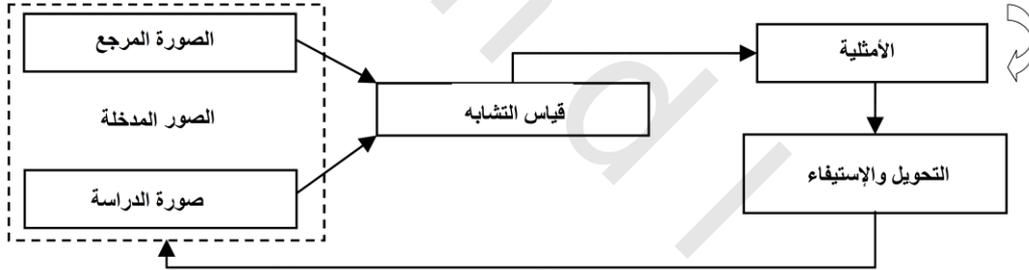
(٨،٢،٤،١) المعنى الأساسي للتحويل

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 يمكن 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 تسجيلي T 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 β يمكن كتابة ما يلي:

(٨.٢) المعادلة رقم

$$T(\alpha X_1 + \beta X_2) = \alpha T(X_1) + \beta T(X_2)$$

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 4×4 . 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_r هي مصفوفة النقل، و R_x هي مصفوفة الدوران للدوران بمقدار α من الدرجات حول المحور x ، و S هي مصفوفة التدريج أو التحجيم كما يلي:

$$T_r = R_x \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & t_x \\ 0 & 1 & 0 & t_y \\ 0 & 0 & 1 & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}; S = \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 & 0 \\ 0 & s_y & 0 & 0 \\ 0 & 0 & s_z & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

المعادلة رقم (٨.٤)

إن التحويل T ، المشتمل على الدوران حول المحور x وبعده تحجيم ثم تحويل يُمكن التعبير عنه كما يلي:

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ y_1 \\ z_1 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} T = T_1 \diamond S \diamond \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} R_x = \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_x & 0 & 0 & t_x \\ 0 & s_y \cos \alpha & -s_y \sin \alpha & t_y \\ 0 & s_z \sin \alpha & s_z \cos \alpha & t_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

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 دورانات حول المحاور الثلاثة وثلاثة تحويلات في الاتجاهات الثلاثة. بعد التحويل الصلب، فإن المسافة بين النقط والزوايا 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 الخدار الرنين المغناطيسي، أو أخطاء الانحراف التي تظهر في صور الـ CT إذا تم ميلان المسند التحويلات الأفينية مع درجات الحرية الاثنيتي 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 4×4 ، وبدلاً 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_{SI} و P_{RI} :

$$D = \{v_i | v_i = P_{RI} - P_{SI}, P_{RI} \in X_R \& P_{SI} \in X_S\}$$

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 تحد 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 استيفؤها 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 التكعيب.

كلما كانت طريقة الاستيفاء أكثر تعقيداً، كان عدد النقاط المحيطة المستخدمة في الاستيفاء أكثر؛ وبالتالي كانت سرعة التسجيل أقل. فمثلاً، طريقة 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 التكعيبي، تكون هناك حاجة لـ ٦٤ نقطة لتقدير أي قيمة جديدة. لتسريع خطوات عملية تسجيل الصور، يكون من المفضل دائماً 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 تبعاً للأبحاث المقدمة في تسجيل الصور القلبية والصدريّة، 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 sinc في 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 خوارزميات الأمثلة، والتي تبحث عن التحويل الأمثل لتقليل دالة تكلفة معينة (أو تعظيم مقياس التشابه). يُمكن التعبير عن خطوة التسجيل حسابياً من أجل أي خواريزم من خوارزميات الأمثلة كما يلي:

$$\text{المعادلة رقم (٨.٧)} \quad T_{\text{optimal}} = \operatorname{argmin}_{(T)} f(T(X_S), X_R)$$

حيث T هي معلومات التسجيل، و f هي 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 الموضوع. يُمكن التعبير عن متجه الانحدار لدالة التكلفة $f(\vec{x})$ حيث \vec{x} هي متجه له n من الأبعاد كما يلي:

$$\vec{x} = [x_1, x_2, \dots, x_n]^T$$

$$\nabla f(x) = g(x) \equiv \left[\frac{\partial f}{\partial x_1}, \frac{\partial f}{\partial x_2}, \dots, \frac{\partial f}{\partial x_n} \right]^T$$

ويمكن التعبير عن التفاضلات الجزئية من الدرجة الثانية عن طريق مصفوفة Hessian كما يلي :

$$\text{المعادلة رقم (٨.٨)} \quad \nabla^2 F(x) \equiv H(x) \equiv \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 f}{\partial x_1^2} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_n} \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ \frac{\partial^2 f}{\partial x_1 \partial x_n} & \dots & \frac{\partial^2 f}{\partial x_n^2} \end{bmatrix}^T$$

يُمكن تقريب الدالة $f(x)$ باستخدام مفكوك أو متتابعة تايلور حول النقطة x_k كما يلي :

$$\text{المعادلة رقم (٨.٩)} \quad f(\bar{x}_k + \bar{x}) \approx f(\bar{x}_k) + \bar{x}^T (\nabla f(\bar{x}_k))^T + \bar{x}^T (\bar{x}_k) f \nabla^2 \bar{x}^T \frac{1}{2}$$

(٨،٢،٦،١،١) خواريزم عام للأمثلة المعتمدة على الانحدار

يتم تنفيذ خواريزم الأمثلة المعتمد على الانحدار بالخطوات التكرارية التالية :

الخطوة ١ : البدء، بوضع عداد الخطوات $k=0$ ، ووضع قيمة ابتدائية للمتجه \bar{x} وحساب الدالة $f(\bar{x})$.

الخطوة ٢ : اختبار شرط التقارب. إذا كان شرط التقارب محققاً؛ فإن خطوات الأمثلة ستتوقف وسيكون

المتجه \bar{x}_k هو الحل المطلوب.

الخطوة ٣ : احسب اتجاه البحث. المتجه \bar{p}_k الذي يحدد اتجاه البحث سيتم حسابه في هذه الخطوة.

الخطوة ٤ : احسب طول الخطوة l_k . سيتم تحديد قيمة موجبة l_k بحيث يكون :

الخطوة ٥ : تجديد قيم المتغيرات. ضع $\bar{x}_{k+1} = \bar{x}_k + l_k \bar{p}_k$ واحسب $f(\bar{x}_{k+1})$ ، ثم ضع $k=k+1$ وارجع إلى

الخطوة ٢.

البحث عن اتجاه الانحدار \bar{p}_k وحساب طول الخطوة l_k يكونان من الأشياء المهمة في خواريزمات الأمثلة

المعتمدة على الانحدار، والطرق المختلفة لحساب اتجاه الانحدار ستعطي طريقاً مختلفة من الطرق المعتمدة على

الانحدار.

(٨،٢،٦،١،٢) طرق الانحدار الأشد Steepest Descent

في طريقة الانحدار الأشد يتم استخدام مفكوك تايلور من الدرجة الأولى لتقريب الدالة :

$$\text{المعادلة رقم (٨.١٠)} \quad f(\bar{x}_k + \bar{p}_k) \approx f(\bar{x}_k) + (\nabla f(\bar{x}_k))^T \bar{p}_k$$

وكنتيجة على ذلك، فإن متجه الانحدار عند كل نقطة يتم استخدامه كاتجاه للبحث، والذي يمثل أيضاً الاتجاه الأشد انحداراً عند هذه النقطة:

$$\vec{p}_k = -\nabla f(\vec{x}_k) \quad \text{المعادلة رقم (٨.١١)}$$

(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 Hessian في كل خطوة. هناك طريقتان فعالتان لتنفيذ الطرق الشبيهة بنيوتن: الأولى هي خواريزم 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) خواريزم 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 الخواريزم حتى لا يكون قادراً على إيجاد حل جديد به تحسين أفضل من الحل الحالي. لقد تم استخدام هذا الخواريزم مراراً في طرق الأمثلة في تسجيل الصور.

(٨،٢،٦،٣) طريقة انحدار التل Downhill البسيطة

خواريزم Nedler-Mead الانحداري البسيط لا يحتاج أيضاً للتفاضل. وعلى الرغم من ذلك، فإنه وعلى العكس من خواريزم 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.

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 خواريزم 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 Rohlfiing et al طريقة متغيرة أو بديلة من طريقة الانحدار الأبسط مخصصة للبحث عن الاتجاه الأشد صعوداً.

(٨،٢،٦،٤) الأمثلة الشاملة Global

جميع الخواريزمات التي تم شرحها مسبقاً تعتبر خواريزمات 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 الخواريزمات الجينية genetic algorithms ، وطرق المحاكاة الانصهارية simulated annealing ، وطرق الأسراب الجزيئية particle swarm.

(٨،٢،٦،٤،٢) خواريزم الجينات Genetic Algorithm

الخواريزم الجيني Genetic algorithm, GA [31] يعتبر إحدى طرق الأمثلة المثيرة للاهتمام المعتمدة على المفهوم الدارويني الذي ينص على أن البقاء للأصلح.

١ - يبدأ الخواريزم 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 الملائمة لكل واحد من هذه الحلول أو الأفراد عن طريق دالة التشابه التي يُمكن حسابها من الجينات المخزنة في هذه الأفراد.
- ٣ - تبعاً 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 القمم المثالية المحلية ولتسريع عملية التسجيل [15, 25]. في الفترة الأخيرة، تم اقتراح طريقة أمثلة جديدة شاملة خالية من التفاضلات لتسجيل الصور الطبية في المرجع [34] Wachowiak and Peters.

(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]، وخوارزميات 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.

(١،٣،٨) 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 ألياً 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].

(٢،١،٣،٨) 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 ألياً، وعلى الرغم من ذلك، فإن دقة التسجيل المعتمد على مثل هذه العلامات يُمكن أن تعتمد على دقة خواريزم التقسيم المستخدم.

(١،٢،٣،٨) الخواريزم التكراري لأقرب نقطة

بمجرد تحديد العلامات، يُمكن استخدام الخواريزم التكراري لأقرب نقطة ICP, iterative closest point 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 مايلي :

$$P_R = \{p_{Ri} | p_{Ri} \in X_{Referenc}, i = 0, 1, \dots, m - 1\} \text{ and}$$

$$Q_S = \{q_{Si} | q_{Si} \in X_{Study}, i = 0, 1, \dots, n - 1\}$$

من الصورة المرجع وصورة الدراسة على التوالي. إن خواريزم ال 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 [44] Kapoutsis et al.

(٢، ٢، ١، ٣، ٨) السنة الصفائح الرقيقة

في العادة تكون طريقة ال 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 [45,46] Bookstein. حيث إن هذه الطريقة يُمكنها أن تُعطي السنة استيفاء أكثر نعومة، ولها سرعة حسابية عالية، ويُمكنها إصلاح تشوهات المرونة المحلية، فإنها عادة تستخدم في طرق التسجيل المرن [47]. لقد وفر [8] Rohr مثالا جيدا للتسجيل المرن المعتمد على طريقة ال 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 الخناء لدالة ال TPS يُمكن كتابتها كما يلي:

$$E = \iint_{R^2} \left(\left(\frac{\partial^2 f}{\partial x^2} \right)^2 + 2 \left(\frac{\partial^2 f}{\partial x \partial y} \right) + \left(\frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \right)^2 \right) dx dy$$

المعادلة رقم (٨، ١٢)

دالة ال TPS يُمكن التعبير عنها كما يلي:

$$f(x,y) = a_1 + a_y y + \sum_{i=1}^n w_i U(\| (x,y) - p_i \|) a_x x + a_x$$

المعادلة رقم (٨، ١٣)

حيث

- المعاملات a_1 و a_x و a_y تحدد الجزء الأفيني للتحويل، بينما يحدد المعامل w التشويه المرن.
 - P_i 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:

$$\sum_{i=1}^n w_i = 0 \text{ and } \sum_{i=1}^n w_i x_i = \sum_{i=1}^n w_i y_i = 0$$

متجه المعاملات $a=(a_1, a_x, a_y)^T$ و $w=(w_1, w_2, \dots, w_n)^T$ يمكن حسابها من خلال المعادلات الخطية التالية:

المعادلة رقم (٨.١٤)

$$\begin{cases} kw + Pa = v \\ P^T w = 0 \end{cases}$$

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:

المعادلة رقم (٨.١٥)

$$\begin{cases} w = K^{-1}(v - Pw) \\ a = (P^T K^{-1} P)^{-1} P^T K^{-1} v \end{cases} \quad (٨.١٥)$$

(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 [51] Kass، 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:

$$(٨.١٦) \text{ المعادلة رقم } \quad (v(s))ds \int_0^1 E_{snake} = E_{snake}^* \cdot (v(s))ds E_{com} + (v(s))E_{image} + (v(s)) \int_0^1 E_{int} =$$

□

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 مسبقاً يكون مرناً، حيث إنه يحتفظ بالشكل كمنحنى، والنمط الأخير

للمنحني 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] ومنحني الانحدار التدفقي [60] gradient vector flow, GVF 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 المنحني مسلك البالون إن المحيط أو المنحني 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.

بدلاً 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 [64] Osher and Sethian، تقوم بمواءمة المحيط الابتدائي في السطح. بمقارنة هذه الطريقة مع طريقة الثعابين، فإن مميزات مستوى المجموعة تشمل على المقدرة على (١) حساب الخواص الضمنية الهندسية بسهولة و (٢) والارتقاء بالمنحني بالإضافة إلى ذلك، فإن التكييفات الطولوجية 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 [67] Vemuri et al.

(٨،٣،٣) التسجيل المعتمد على السطح

في التسجيل المعتمد على السطح، فإن أسطح الهياكل المتناظرة، والتي يُمكن استخراجها آلياً عن طريق خوارزميات التجزئ المختلفة، يتم استخدامها كخواص مميزة أو فريدة في خطوات التسجيل.

إن خواريزم الرأس والقبة [1] يعتبر مثلاً 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 "بالقبة" يتم تمثيله كقائمة من النقط الثلاثية الأبعاد الغير متصلة والمستخلصة من حجم الصورة المنخفضة التحديدية. يتم تحديد التسجيل عن طريق التحويل المتكرر لسطح القبة بالنسبة لسطح الرأس، إلى أن يتم الوصول إلى أقرب تطابق لسطح القبة على سطح الرأس. نتيجة أن مهمة التجزئ تكون سهلة نسبياً والتكلفة الحسائية 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. تشمل طرق التسجيل المرن المعتمد على السطح، من ضمن ما تشتمل، على طريقة التطابق المرن المقترحة عن طريق Bajcsy and Kovacic [69] ونموذج العناصر المحددة FEM, finite element model المقترح عن طريق Terzopoulos and Metaxas [70]. يُمكن قراءة المزيد عن خواريزمات التسجيل المعتمد على السطح في البحث المرجعي عن طريق Audette et al [71].

(٤، ٨) التسجيل المعتمد على الشدة

بالإضافة 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 SSD، sum of squared differences، ومجموع الفروق المطلقة SAD، sum of absolute differences، والتي تُعطي أقل قيمة في حالة التطابق التام [2]:

$$\text{المعادلة رقم (٨، ١٧)} \quad SSD = \sum_i^N (I_R(i) - T(I_S(i)))^2$$

$$\text{المعادلة رقم (٨، ١٨)} \quad SAD = \frac{1}{N} \sum_i^N |I_R(i) - T(I_S(i))|$$

حيث:

$I_R(i)$ هي قيمة الكثافة عند الموضع i في الصورة المرجع R.

$I_S(i)$ هي قيمة الكثافة المقابلة في صورة الدراسة S.

T هي 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) خواريزم نسبة التفاوت في الشدة

تم تقديم هذه الطريقة عن طريق Wood [73] لتسجيل بيانات الـ PET، ولقد تم استنتاج الخواريزم 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 الخواريزم مناسباً لتسجيل الصور الأحادية النمط.

١ - في الخواريزم 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: $\delta_R = \frac{1}{N} \sum_i (R(i) - \bar{R})$ حيث N هي عدد البكسلات.

٣ - يتم تحقيق التسجيل عن طريق تقليل الانحراف المعياري الذي تم تطبيعته لصورة الفرق بالعلاقة $\delta_{std} = \delta_R / \bar{R}$.

(٣، ١، ٤، ٨) انتظام الكثافة المقسم

للتغلب على حدود التسجيل المعتمد على تقليل فرق الكثافة، فإن [74] Woods وأصحابه قد قدموا تسجيلاً عبر المسحات المخية للـ MRI والـ PET والمعروف بأنه خواريزم 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 خواريزم الـ PIU بتقسيم صور الـ MR إلى أقسام مختلفة تبعاً لقيم الكثافة فيها، وبعد ذلك يتم تعظيم انتظام قيم الـ PET في كل جزء عن طريق تقليل انحراف معياري معين.

في خواريزم الـ PIU، لأي فوكسيل في الـ MRI يتم تحديدها عند الموضع i بالقيمة z ، فإن قيمة الفوكسيل المقابلة في الـ PET تكون a_{ij} ، لكل الفوكسلات i بالقيمة z في الـ MRI حيث يكون n_j هو العدد الكلي للفوكسلات في منطقة المخ بالقيمة z :

$$a'_j = \frac{1}{n_j} \sum_{i=1}^{n_j} a_{ij}$$

$$\delta_j = \frac{1}{n_j - 1} \sum_{i=1}^{n_j} (a_{ij} - a'_j)^2$$

$$\delta'_j = \delta_j / a'_j$$

هي المتوسط الموزون لقياسات الانحراف المعياري المطبق لقيم الفوكسلات المختلفة z ، ويمكن تحقيق التسجيل عن طريق الانحراف المعياري.

على الرغم من أن إزالة فروة الرأس، والجمجمة، والسحايا يكون مطلوباً قبل التسجيل الصلب، فإن تقديم هذا الخواريزم 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 الجلمدة في الصور القلبية [11, 76] SPECT. 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 يمكنها دائماً تحقيق نتائج تسجيلية يمكن الاعتماد عليها. يمكن تحديد الارتباط المتبادل المطبق 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 i في الصورة المرجع R .

$I_S^T(i)$ هي قيمة الكثافة المقابلة في الصورة الدراسية المحولة S .

\bar{I}_R و \bar{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 $\{p(x)\}$. يمكن تحديد الإنتروبيا لأي متغير عشوائي X 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.

يهدف تسجيل الصور إلى زيادة التوافق أو التطابق بين المعلومات الموجودة في مجموعات البيانات المراد تسجيلها ولتقليل المعلومات في الصور المدمجة أو المدججة. تعتبر الإنتروبيا المشتركة طريقة لقياس كمية المعلومات في الصورة المدمجة. إذا كانت مجموعتا البيانات مستقلة تماماً، فإن الإنتروبيا المشتركة لهما 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:

$$H(X,Y) = -\sum_{x \in X} \sum_{y \in Y} p_{XY}(x,y) \log p_{XY}(x,y) \quad \text{المعادلة رقم (٨.٢١)}$$

يُمكن حساب الإنتروبيا المشتركة عن طريق استخدام الهستوجرام المشترك للصور المستخدمة في التسجيل بالنسبة للتحويل التسجيلي T ، والشدة في الصورة الأولى X متزاوجة مع الشدة في الصورة الثانية Y ، فإن الهستوجرام المشترك يكون الاحتمال التالي:

$$P_{i,j}(T) = |\{K: X(x_k) = i \wedge T(Y(x_k)) = j\}| \quad \text{المعادلة رقم (٨.٢٢)}$$

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، [23] Collignon et al و [75] Viola and Wells، كميّار للتسجيل للصور المتعددة الأنماط. لقد عرض كل من [78] Maes and Suetens و [29] Pluim et al ملخصات جيدة لتاريخ تطور معايير المعلومات المتبادلة MI في 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 :

$$(٨.٢٣) \text{ المعادلة رقم } \quad I(X, Y) = \sum_{x,y} P_{XY}(x, y) \log \frac{P_{XY}(x, y)}{P_X(x) \cdot P_Y(y)}$$

حيث $p_{XY}(x, y)$ هي التوزيع المشترك لأزواج الكثافة (x, y) و $p_X(x)$ و $p_Y(y)$ هما التوزيع الثنائي أو الهامشي لكل من x و y .

يُمكن حساب الـ MI عن طريق الإنتروبيا كما يلي :

$$(٨.٢٤) \text{ المعادلة رقم } \quad H(X|Y)H(X, Y) = H(X) - I(X, Y) = H(X) + H(Y) - H(Y|X)H(Y) -$$

حيث $H(Y|X)$ هو الإنتروبيا المشروطة، التي تمثل كمية عدم اليقين المتبقية في Y عندما تكون X معلومة [16]، ويُمكن تحديد $H(Y|X)$ كما يلي :

$$(٨.٢٥) \text{ المعادلة رقم } \quad H(Y|X) = \sum_{x \in X} \sum_{y \in Y} P_{XY}(x, y) \log P_{Y|X}(y|x).$$

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 $p_{XY}(x, y) = p_X(x) \cdot p_Y(y)$ 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 MI يُمكن 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

التنفيذ، يُمكن تقدير كل من الإنتروبيا المشتركة والإنتروبيا الهامشية عن طريق تطبيع الهستوجرام المشترك والهستوجرام الهامشي للأجزاء المتداخلة من الصور.

وصف الخوارزم

١ - ضع مصفوفة $N_x \times N_y$ للمجموعات في الهستوجرام المشترك، حيث N_x و N_y هي عدد مستويات الشدة في الصور.

٢ - احسب هستوجرام الشدة المشتركة $HIS(X,Y)$ في الجزء المتداخل $X \cap Y$ من الصورتين عن طريق تحديد أزواج الكثافة. لكل بكسل $i \in X \cap Y$ ، إذا كانت قيمة الشدة في X هي $X(i)=x$ والقيمة المقابلة لها في Y هي $Y(i)=y$ ، 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 المطبق: $p_Y(x) = \sum_y PDF(x,y)$ و $p_X(y) = \sum_x PDF(x,y)$.

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 فعالاً وعمام ومناسب لتسجيل الصور المتعددة الأنماط [29]. هناك افتراضات عديدة للعديد من طرق التنفيذ والامتداد لطرق التسجيل المعتمد على الـ MI في المراجع [16, 77, 79, 80-82].

(٢، ٣، ٤، ٨) التسجيل المعتمد على المعلومات المتبادلة المطبقة

أحياناً 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 لتسجيل المعتمد على المعلومات المتبادلة المطبقة، والذي يكون أقل حساسية للتغيرات في بيانات الصورة المتداخلة:

المعادلة رقم (٨، ٢٦)

$$NMI(X, Y) = \frac{H(X)+H(Y)}{H(X,Y)}$$

لقد اقترح [16] Maes طريقة معاملات الإنتروبيا الارتباطية entropy correlation coefficient, ECC للحصول على نتائج تسجيل أفضل:

المعادلة رقم (٨، ٢٧)

$$ECC(X, Y) = 2 \cdot \frac{I(X,Y)}{H(X)+H(Y)}$$

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 [78] Maes and Suetens، فإن التسجيل المعتمد مباشرة على تعظيم معيار ال MI قد لا يكون قادراً على الحصول على محاذاة يعتمد عليها لصور ال CT وال PET الصدرية إن استخدام معيار ال MI لصور الصدر والبطن قد لا يبدو معقولاً كما هو الحال في صور المخ، ويرجع ذلك أساساً لنقص المعلومات التشريحية في صور ال 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 للأنتروبيا العابرة المعتمدة على طريقة تسجيل الصور الحجمية. لقد تم استخدام مقياس للتفرق أو التشتت (تشتت Jensen) كمقياس للتشابه لتسجيل الصور عن طريق [85] He et al. مقاييس المعلومات F (Fisher) (مثلاً معلومات V^- , I_a^- , x^u) قد تم تطبيقها في تسجيلات الصور، ولقد تمت دراسة أداء، واعتمادية، ودقة التسجيل الصلب عن طريق [86] Pluim et al، الذي أوضح أن بعض المقاييس تكون لديها الرغبة لإعطاء تسجيل أكثر دقة عن طريقة ال 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 لا بد 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 تحديات متعددة ثم إجراء عملية التسجيل بدءاً من التحديات المنخفضة إلى التحديات المرتفعة، فإن طرق التسجيل الهرمية تكون لديها إمكانية 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 التشويشات 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 [87] Johnson and Christensen 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 لتهديب أو تحسين التسجيل محلياً. لقد أثبتت التجارب على مسحات MRI ذات البعدين بأن هذا التسجيل المهجن يُمكن أن يعطي تسجيلاً أفضل من استخدام طريقة الشدة أو طريقة العلامات كل على حدة.

لقد اقترح [88] Hellier and Barillot تسجيلاً مهجنًا 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 [38] Borgetors طريقة تسجيل مهجنة للتشويه فيما بين الأهداف الهيكلية القشرية في المخ. لقد دجت الطريقة المهجنة مميزات الطريقة الحجمية مع طريقة الاوجاج السطحي. كخطوة أولى، تم استخدام الطريقة الحجمية لتقليل التغيرات بين نموذج الهيكل القشري والهيكل القشري 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 [89] Chanwimaluang et al طريقة تسجيل مهجنة لصورة الشبكية، والتي دجت 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 إنترويا 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 لتُعطى 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 تسجيلاً 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 [90, 92] Gaussian pyramids، و الأهرام الشريحية [15] spline pyramid، 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

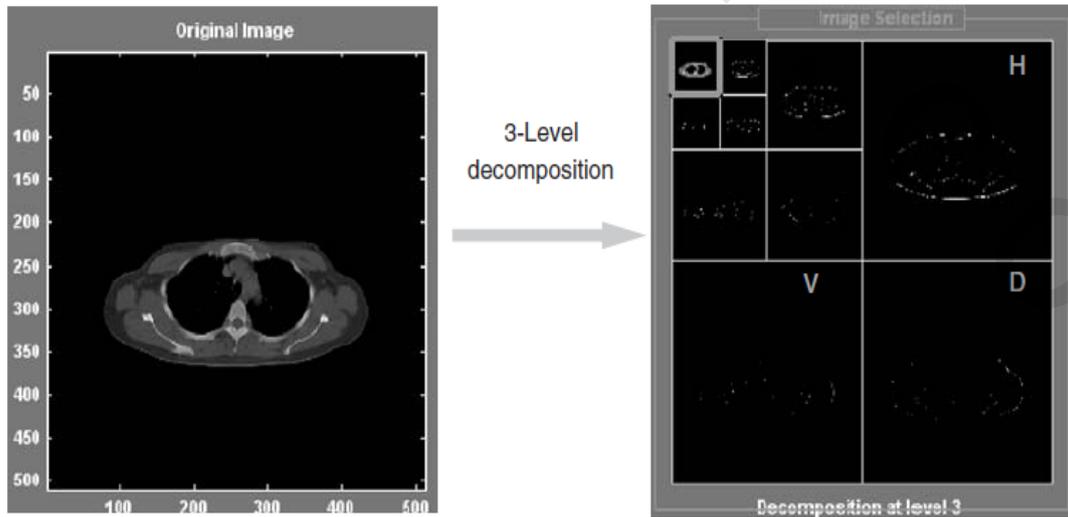
الصورة المستخدمة في الشرائح لا تكون ثابتة الإزاحة، نتيجة عملية تخفيض أخذ العينات، والتي تؤدي إلى أخطاء متبقية صغيرة حتى في حالة التحازي التام. قد يكون من الممكن تجنب هذا التأثير عن طريق استخدام شرائح من الدرجات الأعلى. بالإضافة لذلك، فإن هذه الطرق الهرمية المعتمدة على الشرائح قد ركزت أساساً على تسجيل الأجسام الصلبة.

نتيجة تأثيرات هذه الطرق من الشمولية إلى المحلية، ومن التطابق الحشن إلى الأنعم، والكفاءة الحسابية، فقد تم تطبيق هذه الطريقة الهرمية المعتمدة على الشرائح B في الصورة الحرة في شكل التشويه عن طريق Xie and Farin [92]. لقد تم استخدام الطرق الهرمية المعتمدة على الشرائح B في التسجيل المعتمد على النقطة، والتسجيل المعتمد على السطح، والتسجيل المعتمد على الشدة.

(٢،٥،٨) تسجيل الصور الهرمي المعتمد على الموجات

لقد وهبت الموجات نفسها لفصل بيانات الصور إلى ترددات وتحديدات مختلفة بينما يحتفظ بالمعلومات عند التحديدات المختلفة. يعتبر تحليل الموجات 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] بحثاً تعليمياً عن اندماج الصور المعتمد على الموجات.

إن التحليل المتعدد التحديدات multiresolution analysis, MRA يكون مهماً في تشكيل الموجات السريعة الثنائية الأبعاد من الموجات أحادية البعد لأي صورة ثنائية البعد حجمها $2^m \times 2^n$ يمكن الحصول على التحليل الموجي لهذه الصورة عن طريق المرشح الموجي المنخفض التردد $h_p(n)$ والمرشح الموجي المرتفع التردد $h_q(n)$ ثم تخفيض معدل أخذ العينات بمقدار النصف خلال الصفوف والأعمدة استقلالياً كما في الشكل رقم (٨،٣).



الشكل رقم (٨،٣) التحليل الموجي للصورة الأصلية إلى صورة جانبية ربع حجم الصورة الأصلية. التحليل ثلاثي المستوى 3 level

.decomposition

حسابياً 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 :

$$\begin{aligned} W_{\psi}(j,m,n) &= h_{\varphi}(m) * [h_{\varphi}(n) * W_{\varphi}(j-1,m,n) |_{n=2k,k \geq 0}] |_{m=2k,k \geq 0} \\ W_{\psi}^H(j,m,n) &= h_{\psi}(m) * [h_{\varphi}(n) * W_{\varphi}(j-1,m,n) |_{n=2k,k \geq 0}] |_{m=2k,k \geq 0} \\ \text{المعادلة رقم (٨,٢٨)} \quad W_{\psi}^V(j,m,n) &= h_{\varphi}(m) * [h_{\psi}(n) * W_{\varphi}(j-1,m,n) |_{n=2k,k \geq 0}] |_{m=2k,k \geq 0} \\ W_{\psi}^D(j,m,n) &= h_{\psi}(m) * [h_{\psi}(n) * W_{\varphi}(j-1,m,n) |_{n=2k,k \geq 0}] |_{m=2k,k \geq 0} \end{aligned}$$

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 الموجات المتقطعة صعباً وبالذات في حالة التسجيل المعتمد على الشدة أو المعتمد على المعاملات.

لقد تركزت الجهود البحثية على تكسير حواجز الثبات التحويلي والثبات الدوراني، ولقد تم اقتراح طرق جديدة مثل الأهرامات القابلة للتوجيه [98] والموجات ذات الثبات التحويلي [99] لقد تم أيضاً اقتراح طريقة للتسجيل المتعدد التحديدات والمعتمدة على المرشحات الموجهة في المرجع [100]. لكي يتم التعامل مع الإزاحات الدورانية في المطابقة المعتمدة على الموجات، فقد تم اقتراح طريقة لمطابقة النماذج الثابتة الدوران عن طريق Tsai and Chiiang [101] وقد تم استخدامها عن طريق [102] Xue et al. 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 حلاً واعداً لمشكلة الثبات الدوراني والثبات التحويلي في التسجيل المتعدد التحديدات المعتمد على الموجات. لقد تم اقتراح طريقة للمطابقة المعتمدة على الموجات من الخشن إلى الناعم باستخدام "نقط الاهتمام" كفراغ للخواص عن طريق كل من [103] You and Bhattacharya و Wang and [104] Feng، واقترحت أيضاً طريقة للمحاذاة السطحية باستخدام الموجات المتعددة التحديدية عن طريق Gefen et al [105].

(٨،٦) التسجيل عن طريق الأجهزة

خارج نطاق المخ، فإن خوارزمات 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 خوارزمات 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:

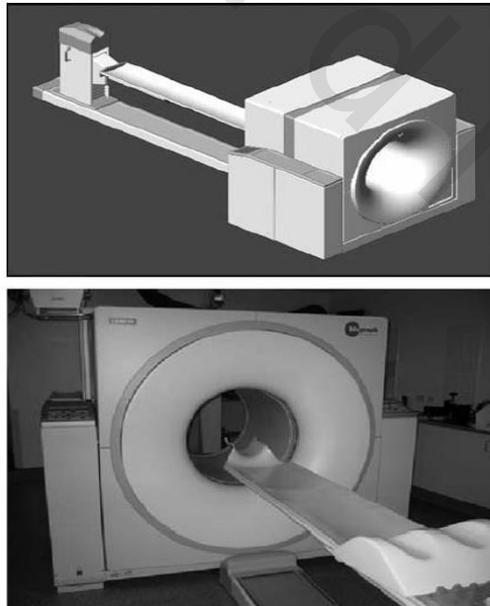
- الكشف المحسن عن الأماكن المرضية على كل من الصور الوظيفية والتشريحية.
- التحديد المحسن للأماكن والبؤرات المرضية التي تتم رؤيتها في الصور الوظيفية؛ مما ينتج عنه التمييز الجيد بين الامتصاص الفسيولوجي والمرضى.
- التحديد الجيد للبؤر غير الطبيعية، مثلما في حالة العظام بالمقابلة مع الأنسجة الناعمة، والذي 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 دمجها 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 أولي مدمج من كل من الـ PET والـ CT عن طريق [108] Beyer et al وتم استخدامه إكلينيكيًا. 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:

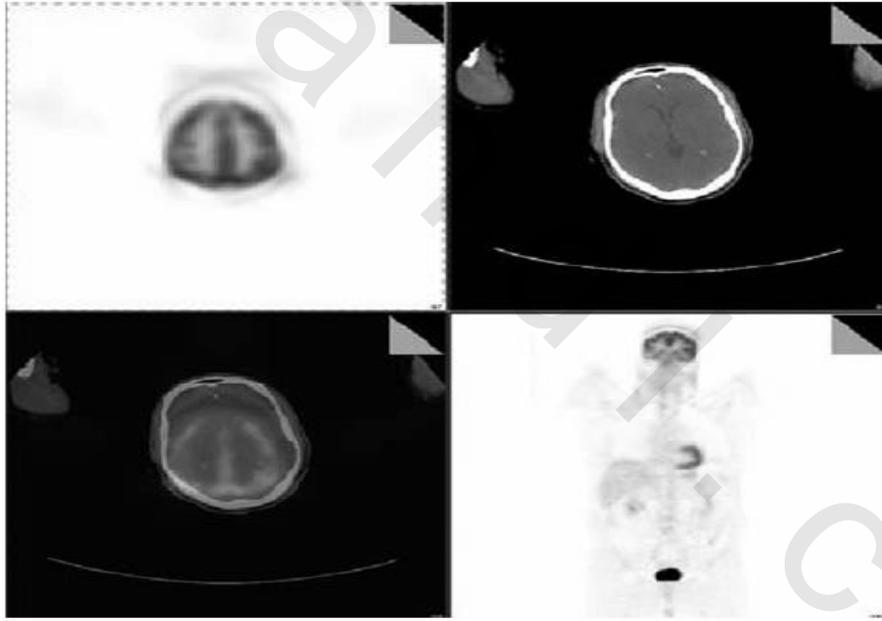
- يحقق الـ CT النقل السريع والضوضاء المنخفضة للبيانات للتصحيح الاضمحلالي لبيانات الـ PET الطرق السابقة كانت تعتمد على مصادر النقل بأشعة الراديو والمضافة أساساً إلى زمن الدراسة الكلي والضوضاء المضافة في صور الـ PET المعادة التركيب.
- إن الـ CT يحقق تفاصيل تشريحية رائعة مما يساعد على وضع بيانات الـ PET في سياق تشريحي؛ وبالتالي يساعد في تفسير الـ PET كما أوضحنا في التفصيل في الجزء السابق.

نتيجة لكل هذه الأسباب، فقد اكتسب ال PET/CT القبول السريع في التجهيزات الإكلينيكية، بحيث إنه حالياً فوق ٩٥٪ من أجهزة مسح ال PET تباع في صورة أنظمة PET/CT. الأجيال الحالية من مسحات ال PET/CT تقوم بدمج آخر ما وصلت إليه أنظمة ال CT المتعددة الشرائح مع آخر ما وصلت إليه أنظمة ال PET الكاملة الدوران كما في الشكل رقم (٨،٤). على الرغم من دمجها في وحدة واحدة، فإن الجسور أو الفواصل بين ال CT وال PET تكون وحدات منفصلة، وهذا يسمح بأخذ ميزة التقدم التكنولوجي في كل من ال PET وال CT التي يُمكن أن تحدث. حيث إن وحدات ال PET وال CT تكون مثبتة على قواعد منفصلة، فإنه لا بد من تحديد مصفوفات للتحويل بين نظامي المحاور، وهذا يتم تحقيقه عن طريق مسحة معايرة مع مصادر مرئية على كل من ال CT وال PET والمرتبطة 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 بال CT كما كانت عند مرور المريض من خلال جسر ال PET بصرف النظر عن وزن المريض، ويتم تحقيق ذلك من خلال عدد من التصميمات المختلفة، بما في ذلك تثبيت السرير بين جسور ال CT وال 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.

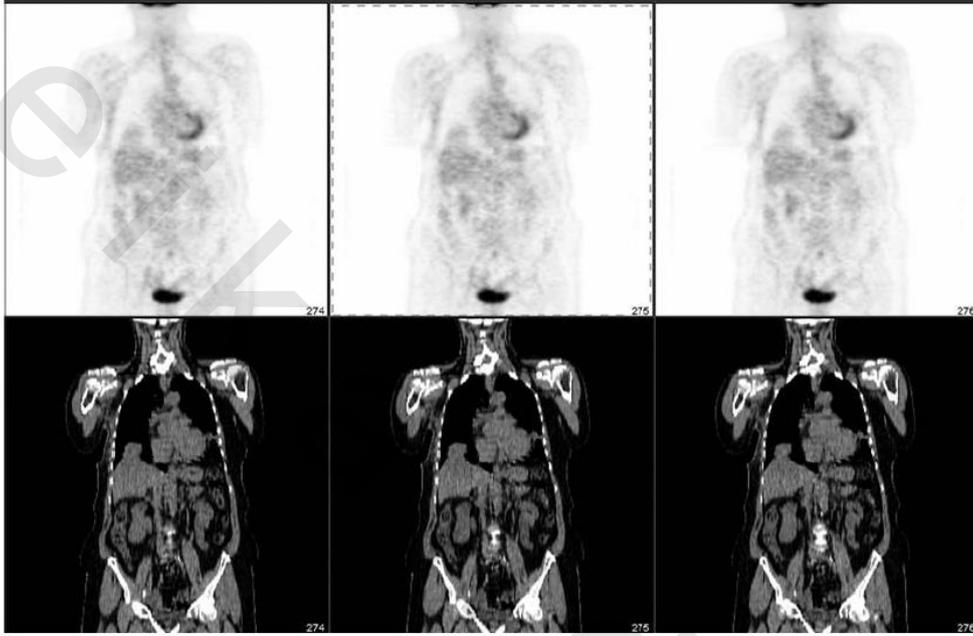
إن التصميم الميكانيكي وخطوات المعايرة تتأكد من أن بيانات الـ CT والـ PET تكون قد سجلت بدقة إذا لم يتحرك المريض. وعلى الرغم من ذلك، فإن حركة المريض يُمكن أخذها في الاعتبار كما في الشكل رقم (٨،٥) حيث توجد هناك حركة كبيرة في رأس المريض بين الـ CT والـ PET. إن ذلك ينتج عنه ليس فقط التحديد التشريحي الخاطئ، ولكن أيضاً مشاكل في التصحيح الازمحلالي 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 مثلاً 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، وبرتوكول 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 الـ CT والـ PET في هذه الدراسة لكل الجسم بالـ PET/CT. لقد تسبب ذلك في، ليس فقط فقد التحديد التشريحي، ولكن أيضاً مشاكل في بيانات الـ PET نتيجة فقد محاذاة الـ CT اعتماداً على البيانات المنقولة للتصحيح الازمحلالي.

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 مقبولاً في التجهيزات الإكلينيكية العادية فإنه لا بد أن يكون سريعاً ومريحاً عند الأداء ويجب ألا تكون مفرطة في إبطاء دراسات ال PET/CT. لذلك ؛ فإن دراسات ال PET/CT تُعطي ميزة أن تصوير ال PET وال 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 إكلينيكية 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. يمكن 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 التشويشات 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 دائماً تشمل 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 يمكنه أن يتحرك مستقلاً عن العضو تحت الاهتمام، مثل المخ للحصول على معاملات لتحويل معياري ذهبي للتسجيل، فقد تم استخدام علامات مزروعة على الجمجمة [35]، والتي من خلالها يمكن 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 تقيماً كفيماً أو نوعياً، وهو أكثر الطرق البدئية المستخدمة في تقييم دقة التسجيل. قد يشمل 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 يمكن استخدامها في تقييم طرق التسجيل المستخدمة إكلينيكياً، ولكنها تكون وصفيّة ولا تحقق مقياساً 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 $T_{A \rightarrow B}$ و $T_{B \rightarrow C}$ و $T_{C \rightarrow A}$ لبناء دائرة مغلقة من التحويلات، فإن تركيبة التحويلات $T_{A \rightarrow B} \circ T_{B \rightarrow C} \circ T_{C \rightarrow A}$ 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 طرقاً 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 موضوعياً للصور الطبية الثنائية والثلاثية الأبعاد. لقد تم فحص تأثير معاملات التنفيذ على تسجيل الـ MRI والـ SPECT عن طريق الـ MI بواسطة [25] Zhu and Cochhoff، 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 تقييمها عن طريق استخدام صور محاكاة للمخ ولقاييس 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 [9, 11, 14] شرحاً مكثفاً وملخصات لأداء طرق التحقق من صحة التسجيل. على الرغم من ذلك فإن التحقق من دقة صحة التسجيل في التطبيقات الإكلينيكية 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 مطبقاً 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 التابع من الصور. تعتبر أطلس 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 لأطلس المخ أن توفر معلومات تشريحية ووظيفية وتفسير لمجموعات التجمعات المحددة [120]. إن المخ يتغير على مدار الحياة حتى لنفس الشخص. إن أطلس المخ الديناميكية تكشف عن التغيرات التي تحدث في المخ نتيجة عوامل مثل السن، والجنس، أو الأمراض. فمثلاً، توفر أطلس 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 AD يُمكن 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 للـ 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 أطلس ذوي العمر العادي من نفس الجنس. تسمح الدراسات التشريحية الطولية للـ [123-127] MRI 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 [128-131] 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 مسبقاً، 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 الكليتين) ولذلك ؛ فإن التحويلات الصلبة البسيطة لن تكون كافية في هذه الحالة ، ويكون من المطلوب تحويلات أكثر تعقيداً وأكثر تحدياً من السابقة.

(١،٢،٨،٨) 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 وال MRI والمسمى XMR مع أنظمة PET/CT ذات ال ٦٤ شريحة إمكانية جديدة لتشخيص أفضل لأمراض القلب وإدارتها. تسجيل الصور من مسحات ال MRI مع صور أشعة إكس تعتبر خطوة حرجة في العمليات القلبية الموجهة بال 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.

(٢،٢،٨،٨) 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 تشمل 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. يمكن لتسجيل تتابعات قبل وبعد تباين ال MRI أن تميز بكفاءة بين الأورام الحبيثة والحميدة [148] ، وعلى الرغم من ذلك فإن تسجيل الصور الثديية لا يعتبر أمراً سهلاً أو تافهاً. نتيجة الطبيعة المرنة لنسيج الثدي ، فإنه يمكن ملاحظة التغيرات الزمنية الواضحة في نسيج الثدي وشكله والفروق في الحركة الناتجة عن التنفس. يمكن لتسجيل صور الثدي أن يكون معتمداً على الخواص أو معتمداً على الشدة. تشمل الطريقة الأولى خواص مثل الحدود ، والأسطح ، ونقط العلامات. نتيجة الشبهات غير الصلبة عند أوقات التصوير المختلفة وباستخدام أجهزة التصوير المختلفة ، فإن طرق التسجيل الآلي لصور الثدي تعتبر اتجاهًا بحثياً نشطاً مستمراً الآن. تعتبر طريقة تعظيم ال 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.

(٣، ٢، ٨، ٨) تسجيل الجسم بالكامل في دراسات علم الأورام لتقييم التقدم المرضى والاستجابة للعلاج

المسح الكلي للجسم باستخدام الـ PET أو الـ PET/CT يكشف عن معلومات التمثيل الغذائي على المستوى الجزيئي وتعتبر حرجة في الكشف عن السرطان، ومراحل، والتقدم المرضى، والكشف عن الورم التكراري، وتقييم الاستجابة العلاجية. يوفر المسح الكلي 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 في الجزء ٨.٦ فإن التسجيل الدقيق بين النمطين لا يكون مضموناً. 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 تحدياً خاصاً 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، مضافة تعقيدات وزيادة في التكلفة الحسابية للتسجيل.

التسجيل الآلي الكلي للجسم والدمج للصور من عمليات الـ PET والـ CT المنفصلة، وأيضاً من مسحات الـ PET/CT المهجنة، قد تم عرضها وفحصها أخيراً [152, 154]. 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.

(٩، ٨) 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 المكاملة 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 وبعديّة أعلى، وسيلعب التسجيل دوراً أساسياً في إدارة هذه البيانات بفاعلية. بعيداً 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 الفسفساء، وفي ضغط الصور أو الفيديو، وفي تتبع الحركة، وفي الاسترجاع المعتمد على المحتويات، كلها تعتمد على التسجيل الكفاء والفعال للصور. قد يجد تسجيل البيانات ودمجها مجالاً مهماً 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، وشرح خواريزم 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 المساحات 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 CT and 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 medical image registration. In R. J. Maciunas (Ed.). Interactive Image Guided Neurosurgery. American Association of Neurological Surgeons. 17-44, 1993.
4. P. A. van den Elsen, E. J. D. Pol, and M. A. Viergever. Medical Image matching A review with classification. IEEE Eng. Med. Biol. 12:26-39, 1993.
5. J. B. A. Maintz and M.A. Viergever. A survey of medical image registration. Med. Image Anal. 2(1):1-36, 1998.

6. H. Lester and S. R. Arridge. A survey of hierarchical nonlinear medical image registration. *Pattern Recognition*. 32:129–149, 1999.
7. I. Bankman. *Handbook of Medical Imaging: Processing and Analysis*. 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. *Medical Image Registration*. CRC Press, 2001.
11. T. Ma'kela' et al. A review of cardiac image registration methods. *IEEE Trans. Med. Imaging*. 21(9):1011–1021, 2002.
12. X. Wang and D. Feng. Biomedical image registration for diagnostic decision making and treatment monitoring. In R. K. Bali (Ed.). *Clinical Knowledge Management: Opportunities and Challenges*. Idea Group Publishing. 159–181, 2005.
13. T. M. Lehmann, C. Go'nnner, and K. Spitzer. Survey: Interpolation methods in medical image processing. *IEEE Trans. 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 information for multiresolution registration. *IEEE Trans. Image Proc.* 9(12):2083–2099, 2000.
16. F. Maes et al. Multimodality image registration by maximization of mutual information. *IEEE Trans. Med. Imaging*. 16:187–198, 1997.
17. J. Tsao. Efficient interpolation for clustering-based multimodality image registration. *Proc. 7th International Society for Magnetic Resonance in Medicine*. 3:2195, 1999.
18. J. X. Ji, H. Pan, and Z. Liang. Further analysis of interpolation effects 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 cranial atlas with dysmorphic shape. In *Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*. IEEE Computer Society Press. 309–318, 1996.
20. M. Unser, A. Aldroubi, and C. R. Gerfen. A multiresolution image registration procedure using spline pyramids. *Proc. SPIE Conference on Mathematical Imaging: Wavelet Applications in Signal and Image Processing*. 2034:160–170, 1993.
21. D. Mattes et al. PET-CT image registration in the chest using free-form deformations. *IEEE Trans. Med. Imaging*. 23(1):120–128, 2003.
22. M. J. D. Powell. An efficient method for finding the minimum of a function of several variables without calculating derivatives. *Comput. J.* 7:155–163, 1964.
23. A. Collignon et al. Automated multimodality image registration based on information theory. In Y. Bizais et al. (Eds.). *Proc. 14th International Conference of Information Processing in Medical Imaging: Computational Imaging and Vision*. 3:263–274, 1995.
24. F. Maes, D. Vandermeulen, and P. Suetens. Comparative evaluation of multiresolution optimization strategies for multimodality image registration by maximization of mutual information. *Med. Image Anal.* 3(4):373–386, 1999.
25. Y. Zhu and S. M. Cocho V. Influence of implementation parameters on registration of MR and SPECT brain images by maximization of mutual information. *J. Nucl. Med.* 43(2):160–166, 2002.
26. W. H. Press et al. *Numerical Recipes in C*. Cambridge University Press, 1992.
27. D. L. G. Hill et al. A strategy for automated multimodality image registration incorporating anatomical knowledge and imager characteristics. In H. H. Barrett and A. F. Gmitro (Eds.). *Proc. 13th Int. Conf. Information Processing in Medical Imaging: Lecture Notes in Computer Science*. Springer-Verlag. 182–196, 1993.
28. T. Rohlfing and C. C. Maurer. Nonrigid image registration in shared-memory multiprocessor environments with application 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. Mutual information-based registration of medical images: A survey. *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 neuroanatomical registration 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. Borgesfors. Hierarchical chamfer matching: A parametrizededge 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 registration for biomedical brain images. *J. Cereb. Blood Flow Metab.* 25(Suppl):S623, 2005.
59. I. Cohen and I. Cohen. Finite-element methods for active contour 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. Mañkela et al. A 3-D model-based registration approach for 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 deformations guided by gradient vector flow: A surface registration method in thoracic and abdominal PET-CT applications. In J. C. Gee et al. (Eds.). *Workshop on Biomedical Image Registration (WBIR) 2003*, LNCS 2717:224–233, 2003.
64. S. Osher and J. A. Sethian. Fronts propagating with curvature dependent 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 relationship between 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 level set 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 of MR and CT images of the liver: Comparison of voxel similarity 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 with local and global deformations: Deformable superquadrics. *IEEE Trans. PAMI.* 13(7):703–714, 1991.
71. M. Audette, F. Ferrie, and T. Peters. An algorithm overview of surface registration techniques for medical imaging. *Med. Image Anal.* 4(4):201–217, 2000.
72. N. M. Alpert et al. The principal axes transformation: A method for image registration. *J. Nucl. Med.* 31:1717–1722, 1990.
73. R. P. Woods, S. R. Cherry, and J. C. Mazziotta. Rapid and automated 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-PET registration with automated algorithm. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 19(4):536–546, 1993.
75. P. A. Viola and W. M. Wells. Alignment by maximization of mutual information. *Proc. 5th International Conference of Computer Vision.* 16–23, 1995.
76. M. K. O'Connor et al. Comparison of four motion correction techniques in SPECT imaging of the heart: A cardiac phantom study. *J. Nucl. Med.* 39:2027–2034, 1998.
77. W. M. Wells et al. Multi-modal volume registration by maximization of mutual information. *Med. Image Anal.* 1:35–51, 1996.
78. F. Maes, D. Vandermeulen, and P. Suetens. Medical image registration using mutual information. *Proc. IEEE.* 91(10):1699–1722, 2003.
79. B. Kim et al. Mutual information for automated unwarping of rat brain autoradiographs. *Neuroimage.* 5:31–40, 1997.
80. C. Studholme, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes. An overlap invariant 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. Image registration by maximization of combined mutual information and gradient information. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 19:809–814, 2000.
82. A. Roche, G. Malandain, and N. Ayache. Unifying maximum likelihood 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-entropy optimization. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 21(2):174–180, 2002.

85. Y. He, A. B. Hamza, and H. Krim. A generalized divergence measure 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-Information measures in medical image registration. *IEEE Trans. Med. Image Registration.* 23(12):1508–1516, 2004.
87. H. Johnson and G. E. Christensen. Consistent landmark and intensity-based image registration. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 21(5):450–461, 2002.
88. P. Hellier and C. Barillot. Coupling dense and landmark-based approaches for nonrigid registration. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 22(2):217–227, 2003.
89. T. Chanwimaluang, G. Fan, and S. R. Fransen. Hybrid retinal image registration. *IEEE Trans. Info. Tech. Biomed.* 10(1):129–142, 2006.
90. S. Kovacic and R. Bajcsy. Multiscale/multiresolution representation. In W. Toga (Ed.). *Brain Warping.* Academic Press. 45–65, 1998.
91. P. Thevenaz, U. E. Ruttimann, and M. Unser. A pyramid approach 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 hierarchical B-spline. *IEEE Trans. Visualization and Computer Graphics.* 10(1):8594, 2004.
93. S. Periaswamy and H. Farid. Elastic registration in the presence of intensity variations. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 22(7):865–874, 2003.
94. P. Thevenaz, U. E. Ruttimann, and M. Unser. Iterative multi-scale registration without landmarks. *IEEE Int. Conf. Image Proc.* 1995:228–231.
95. P. Brigger et al. Centered pyramids. *IEEE Trans. Image Proc.* 8(9):1254–1264, 1999.
96. G. Pajares and J. M. de la Cruz. A wavelet-based image fusion tutorial. *Pattern Recognit.* 37:1855–1872, 2004.
97. S. Mallat. A theory of multiresolution signal decomposition: The wavelet representation. *IEEE Trans. Pattern Anal. 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 wavelet representation algorithm with applications. *IEEE Trans. Sig. Proc.* 44:225–232, 1996.
100. A. A. Cole-Rhodes et al. Multiresolution registration of remote sensing imagery by optimization of mutual information using a stochastic gradient. *IEEE Trans. Image Proc.* 12(12):1495–1511, 2003.
101. D. Tsai and C. Chiang. Rotation-invariant pattern matching using wavelet decomposition. *Pattern Recogn. Lett.* 23:191–201, 2002.
102. Z. Xue, D. Shen, and C. Davatzikos. Determining correspondence in 3-D MR brain images using attribute vectors as morphological signatures of voxels. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 23(10):1276–1291, 2004.
103. J. You and P. Bhattacharya. A wavelet-based coarse-to-fine image matching scheme in a parallel virtual machine environment. *IEEE Trans. Image Proc.* 9(9):1547–1559, 2000.
104. X. Wang and D. Feng. An efficient wavelet-based biomedical registration for abdominal images. *J. Nucl. Med.* 46:P161p, 2005.
105. S. Gefen et al. Surface alignment of an elastic body using a multiresolution wavelet representation. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 51(7):1230–1241, 2004.
106. D. W. Townsend, T. Beyer, and T. M. Blodgett. PET/CT scanners: A hardware approach to image fusion. *Semin. Nucl. Med.* 34(3):193–204, 2003.
107. D. Delbeke. Incremental value of imaging structure and function. In P. E. Valk et al. (Eds.). *Positron Emission Tomography: Clinical Practice.* Springer-Verlag, 17–26, 2006.
108. T. Beyer et al. A combined PET/CT scanner for clinical oncology. *Eur. J. Nucl. Med.* 41(8):1369–1379, 2000.
109. Y. Nakamoto et al. Accuracy of image fusion of normal upper 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 effect of respiratory motion on combined image quality in clinical oncology. *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* 30(4):588–596, 2003.
111. D. S. Kerl, B. Likar, and F. Pernus. A protocol for evaluation of similarity measures for rigid registration. *IEEE Trans. Med. Imaging.* 25(6):779–791, 2006.
112. G. P. Penny et al. A comparison of similarity measures for use 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 registration using finite-element methods: Application to breast MR images. *IEEE Trans. Med. Imaging*. 22(2):238–247, 2003.
114. E. R. E. Denton et al. Comparison and evaluation of rigid and 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. General methods and intrasubject, intramodality validation. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 22:141–154, 1998.
116. E. R. E. Denton et al. The identification of cerebral volume changes in treated growth hormone deficient patients using serial 3-D MR image processing. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 24(1):139–145, 2000.
117. G. E. Christensen and H. Johnson. Consistent image registration. *IEEE Trans. Med. Imaging*. 20:568–582, 2001.
118. H. S. Wang et al. Objective assessment of image registration results using statistical confidence intervals. *IEEE Trans. Nucl. Science*. 48:106–110, 2001.
119. J. Tsao. Interpolation artifacts in multimodality image registration 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. Automatic construction of 3-D statistical deformation models of the brain using nonrigid registration. *IEEE Trans. Med. Imaging*. 22(8):1014–1025, 2003.
121. A. W. Toga and P. M. Thompson. The role of image registration in brain mapping. *Image and Vision Computing Journal*. 19:3–24, 2001.
122. P. J. Nestor, P. Scheltens, and J. R. Hodges. Advances in the 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. Visualisation and quantification of rates of atrophy in AD. *Lancet*. 348:94–97, 1996.
124. N. C. Fox et al. Using serial registered brain magnetic resonance imaging to measure disease progression in Alzheimer's disease: Power calculation and estimates of sample size to detect treatment effects. *Arch. Neurol.* 57:339–344, 2000.
125. W. R. Crum, R. I. Scahill, and N. C. Fox. Automated hippocampal segmentation by regional fluid registration of serial MRI: Validation and application in Alzheimer's disease. *Neuroimage*. 13:847–55, 2001.
126. W. R. Crum, T. Hartkens, and D. L. G. Hill. Non-rigid image registration: Theory and practice. *Br. J. Radiol.* 77:S140–S153, 2004.
127. R. I. Scahill et al. A longitudinal study of brain volume changes in normal aging using serial registered magnetic resonance imaging. *Arch. Neurol.* 60(7):989–994, 2003.
128. G. B. Frisoni et al. Detection of grey matter loss in mild Alzheimer's disease with voxel based morphometry. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatr.* 73:657–64, 2002.
129. G. B. Frisoni and P. Massimo. Multiple sclerosis and Alzheimer's disease through the looking glass of MR imaging. *Am. J. Neuroradiol.* 26:2488–2491, 2005.
130. G. E. Busatto et al. A voxel-based morphometry study of temporal lobe gray matter reductions in Alzheimer's disease. *Neurobiol. Aging*. 24:221–231, 2003.
131. K. Ishii et al. Voxel-based morphometric comparison between early- and late-onset mild Alzheimer's disease and assessment of diagnostic performance of z-score images. *Am. J. Neuroradiol.* 26:333–340, 2005.
132. P. M. Thompson et al. Mathematical/computational challenges in creating deformable and probabilistic atlases of the human brain. *Hum. Brain Mapp.* 9:81–92, 2000.
133. P. M. Thompson et al. Detecting dynamic (4D) profiles of degenerative rates in AD patients, using tensor mapping and a population-based brain atlas. *Proc. Soc. Neurosci.*
134. P. M. Thompson et al. Cortical change in Alzheimer's disease detected with a disease-based atlas. *Cerebral Cortex*. 11:1–16, 2001.
135. P. M. Thompson et al. Structural abnormalities in the brains of human subjects who use methamphetamine. *J. Neurosci.* 24(26):6028–6036, 2004.
136. A. W. Toga and P. M. Thompson. Temporal dynamics of brain 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 images to preoperative CT for image-guided surgery. In K. M. Hanson (Ed.). *Proceedings of SPIE: Medical Imaging 1999: Image Processing*. 3661:14–23, 1999.

139. A. Raabe et al. Laser surface scanning for patient registration in intracranial image-guided surgery. *Neurosurgery*.50(4):797–803, 2002.
140. M. Audette et al. An integrated range-sensing, segmentation and registration framework for the characterization of intra-surgical brain deformations in image-guided surgery. *Comput. Vis. Image Underst.* 89:226–251, 2003.
141. J. G. Rosenman et al. Image registration: An essential part of radiation therapy treatment planning. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 40(1):197–205, 1998.
142. C. Scarfone et al. Prospective feasibility trial of radiotherapy target definition for head and neck cancer using 3-dimensional PET and CT imaging. *J. Nucl. Med.*45(4):543–552, 2004.
143. American Heart Association. Heart and Stroke Statistical Update, 2006. <http://www.americanheart.org>
144. A. F. Frangi et al. Automatic construction of multiple object three-dimensional statistical shape models: Application to cardiac modeling. *IEEE Trans. Med. Imaging*.21(9):1151–1166, 2002.
145. K. S. Rhode et al. A system for real-time XMR guided cardiovascular intervention. *IEEE Trans. Med. Imaging*.24(11):1428–1440, 2005.
146. M. Sermesant et al. Simulation of cardiac pathologies using an electromechanical biventricular model and XMR interventional imaging. *Med. Image Anal.*9:467–480, 2005.
147. K. McLeish et al. A study of motion and deformation of the heart due to respiration. *IEEE Trans. Med. Imaging*.21(9):1142–1150, 2002.
148. D. Rueckert et al. Non-rigid registration of breast MR images using mutual information. *MICCAI '98 lecture notes in computer science*. Cambridge. 1144–1152, 1998.
149. T. Bruckner. Comparison of rigid and elastic matching of dynamic magnetic resonance mammographic images by mutual information. *Med. Phys.* 27(10):2456–2461, 2000.
150. Y. Guo et al. Breast image registration techniques: A survey. *Med. Bio. Eng. Comput.* 44:15–26, 2006.
151. M. D. Seemann. Whole-body PET/MRI: The future in oncological imaging. *Technol. Cancer Res. Treat.*4(5):577–582, 2005.
152. R. Shekhar et al. Automated 3-dimensional elastic registration of whole-body PET and CT from separate or combined scanners. *J. Nucl. Med.* 46(9):1488–1496, 2005.
153. P. Slomka et al. Automated 3-dimensional registration of standalone 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 a workstation device for whole-body cancer staging. *Am. J. Roentgenol.* 184:1960–1966, 2005