

التصوير الطبي

Dr. Xiaofeng Zhang,

Prof. Nadine Smith, and

Prof. Andrew Webb

Penn State University

د. إكسيافنج زانج

بروفسير نادين سميث

بروفسير أندرو ويب

جامعة ولاية بين

٤ (١،١) مقدمة
٥ (١،٢) التصوير الرقمي بأشعة الراديو
	(١،٢،١) تشكيل وخواص أشعة إكس
	(١،٢،٢) تشتت و إضمحلال أشعة إكس في الأنسجة
	(١،٢،٣) تجهيزات التصوير الرقمي بأشعة الراديو
٩ (١،٣) التصوير المقطعي بالحاسب
	(١،٣،١) أساسيات التصوير المقطعي بالحاسب
	(١،٣،٢) التصوير المقطعي الحلزوني بالحاسب المتعدد الشرائح
١٣ (١،٤) الطب النووي
	(١،٤،١) النويات النشطة إشعاعياً في الطب النووي
	(١،٤،٢) كاشفات الطب النووي
	(١،٤،٣) التصوير المقطعي بالانبعاث الأيوني المنفرد
	(١،٤،٤) التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني
	(١،٤،٥) مساحات التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني/والتصوير المقطعي بالحاسب المجمع
٢١ (١،٥) التصوير بالموجات فوق الصوتية
	(١،٥،١) أساسيات الموجات فوق الصوتية
	(١،٥،٢) مبدلات الطاقة وخواص الشعاع

	١٥٥٣) اكتساب الصورة وعرضها
٢٩.....	١٠٦) التصوير بالرنين المغناطيسي
	١٠٦١) أساسيات الرنين المغناطيسي
	١٠٦٢) تدرجات المجال المغناطيسي
	١٠٦٣) تقنيات تصوير فوريير
	١٠٦٤) التصوير بالرنين المغناطيسي مع معاملات زيادة التباين
٣٨.....	١٠٧) التصوير بالانتشار الضوئي
	١٠٧١) الانتشار الضوئي خلال الأنسجة
	١٠٧٢) قياس أكسجين الدم
	١٠٧٣) تشكيل الصورة
	١٠٧٤) تقنيات القياس
٤٧.....	١٠٨) الإشارات الحيوية
	١٠٨١) المخطط الكهربى للمخ
	١٠٨٢) المخطط الكهربى للقلب
٥٠.....	١٠٩) ملاحق
	١٠١) محول فوريير (أ٢) الإسقاط العكسي المرشح (أ٣) التشكيل التكراري للصورة
٥٣.....	١٠١٠) تمارين
٥٧.....	١٠١١) المراجع

(١٠١) مقدمة

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

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

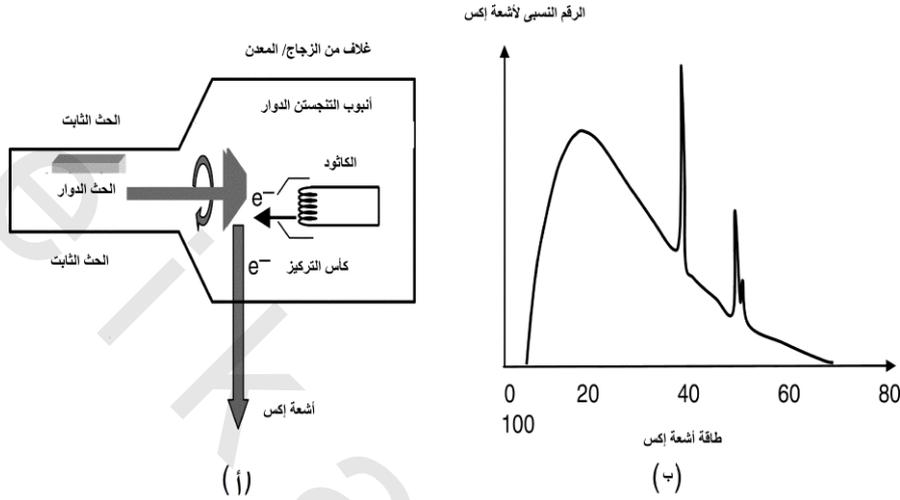
(١،٢) التصوير الرقمي بأشعة الراديو

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

(١،٢،١) تشكيل وخواص أشعة إكس

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

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



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

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

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

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

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

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

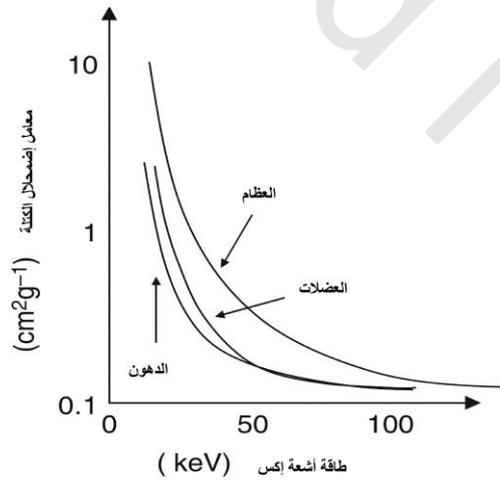
النسيج، مع الاعتماد الضعيف على طاقة أشعة إكس. بما أن كثافة الإلكترونات تكون متشابهة كثيراً بالنسبة للعظام والأنسجة الناعمة، فإن تشتت كومبتون لأشعة إكس ينتج عنه تباين ضعيف للصورة الناتجة. إن الاضمحلال في شدة شعاع أشعة إكس أثناء مروره خلال الأنسجة يُمكن التعبير عنه رياضياً كما يلي:

$$I_x = I_0 e^{-(\mu_{\text{Compton}} + \mu_{\text{photoelectric}})x}$$

المعادلة رقم (١،٢)

حيث I_0 هي شدة شعاع أشعة إكس المرسل، و I_x هي شدة شعاع أشعة إكس عند المسافة إكس من المصدر، و μ هي معامل الاضمحلال الخطي للنسيج مُقاساً لكل سنتيمتر cm^{-1} .

إن المشاركة الناتجة من التفاعل الكهروضوئي تكون هي المسيطرة عند الطاقات الضعيفة أو المنخفضة، بينما يكون تشتت كومبتون أكثر أهمية عند الطاقات العالية. إن اضمحلال أشعة إكس يتم وصفه بدلالة معامل اضمحلال الكتلة الذي يساوي معامل الاضمحلال الخطي مقسوماً على كثافة النسيج. الشكل رقم (١.٢) يبين رسماً لمعامل اضمحلال الكتلة للدهون، والعظام، والعضلات كدالة في طاقة أشعة إكس المرسل. عند القيم المنخفضة لطاقة أشعة إكس المرسل نرى أن العظام لها أعلى معامل اضمحلال كتلة. مع زيادة طاقة أشعة إكس المرسل فإن احتمالات التفاعلات الكهروضوئية تنخفض بشدة، وتصبح قيمة معامل اضمحلال الكتلة منخفضة جداً. عندما تكون طاقة أشعة إكس أعلى من حوالي 80keV، يصبح تشتت كومبتون هو الآلية المسيطرة، ويكون الفرق في معاملات الاضمحلال الكتلية للعظام والأنسجة الناعمة أقل من ٢. عندما تكون طاقة أشعة إكس أعلى من حوالي 120keV، تصبح معاملات الاضمحلال الكتلي لكل من العظام والأنسجة الناعمة متشابهة جداً.



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

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

تُستخدم عوامل الأيودين المساعدة للتباين في أشعة إكس في العديد من التطبيقات، بما في ذلك الحقن في الوريد لتصوير الجهاز البولي، وتصوير الأوعية الدموية، والحقن في الوريد وفي الشريان والطرح الرقمي لتصوير الأوعية الدموية. يتم حقن معامل الأيودين في مجرى الدم، وبما أن الأيودين له حافة K تساوي 37.4keV، فإن اضمحلال أشعة إكس في الأوعية الدموية يتم تحسينه بالمقارنة بالأنسجة الناعمة المحيطة، مما يجعل من الممكن رؤية الشرايين والأوردة في خلال الجسم. تصوير الأوعية بالطرح الرقمي DSA عبارة عن طريقة يتم فيها أخذ صورة قبل استخدام العامل المساعد للتباين وصورة أخرى بعد تعاطي هذا العامل ويتم حساب الفرق بين هاتين الصورتين. هذه الطريقة تعطي صورة عالية التباين بين الأوعية والأنسجة المحيطة ويُمكنها أن تعطي صوراً للأوعية بتحديدية عالية جداً، حيث يُمكنها أن تصل إلى تحديدية بقطر يقترب من ١٠٠ ميكرومتر.

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

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

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

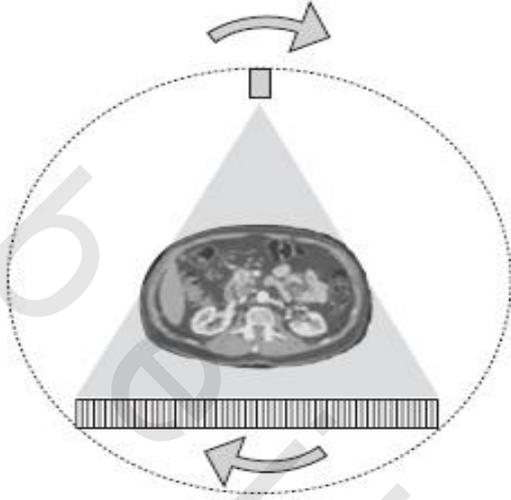
وفي التصوير الرقمي بأشعة الراديو تم الاستغناء عن استخدام أفلام أشعة إكس في تسجيل الصورة، واستبدالها بمساحة مسطحة كبيرة (٤١×٤١ سنتمتراً) وهي عبارة عن لوحة تتكون من مصفوفة من الترانزستورات ذات الطبقة الفلمية الرقيقة thin film transistors. يتم تصنيع هذه المصفوفة من الترانزستورات على قاعدة متألّفة من الزجاج،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

(١،٣) التصوير المقطعي بالحاسب

Computed Tomography, CT

(١،٣،١) أساسيات التصوير المقطعي بالحاسب

يكتسب التصوير المقطعي بالحاسب بيانات أشعة إكس عند زوايا مختلفة بالنسبة للمريض وبعد ذلك يقوم بتشكيل هذه البيانات على شكل صور. الشكل رقم (١،٣) والذي يبين الشكل الهندسي للماسح. حيث نلاحظ وجود شعاع مروحي عريض من أشعة إكس، وعدد كبير من الكاشفات (يتراوح بين ٥١٢ و ٧٦٨) التي تدور بالتزامن حول المريض. الكاشفات المستخدمة عبارة عن وامضات سيراميكية على قاعدة من الـ Gd_2O_2S مع إضافات قليلة من عناصر مختلفة ومن شركات مختلفة لتحسين الخواص المميزة. ويوجد خلف كل وامض دايمود ضوئي سيليكوني ليحول هذا الضوء إلى تيار كهربائي، يتم تكبيره وتحويله إلى الصورة الرقمية. هذه البيانات المجمعة تُمثل تتابعاً لواحد من الإسقاطات الأحادية البعد.



(أ)



(ب)

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

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

المعادلة رقم (١،٣)

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

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

$$CT_o = 1000 \frac{\mu_o - \mu_{H_2o}}{\mu_{H_2o}} \quad \text{المعادلة رقم (١،٤)}$$

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

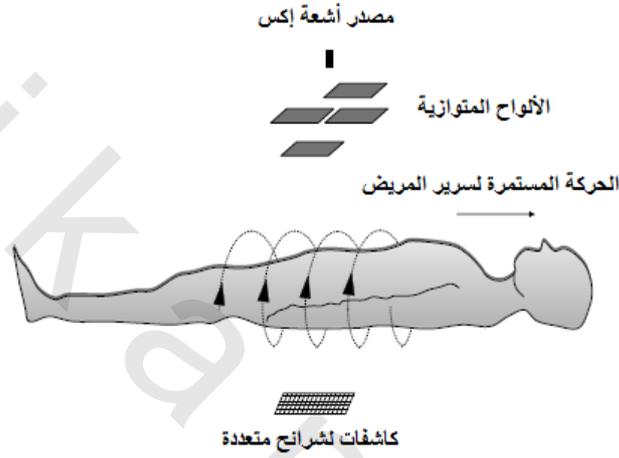
(١،٣،٢) التصوير المقطعي الحلزوني بالحاسب المتعدد الشرائح

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

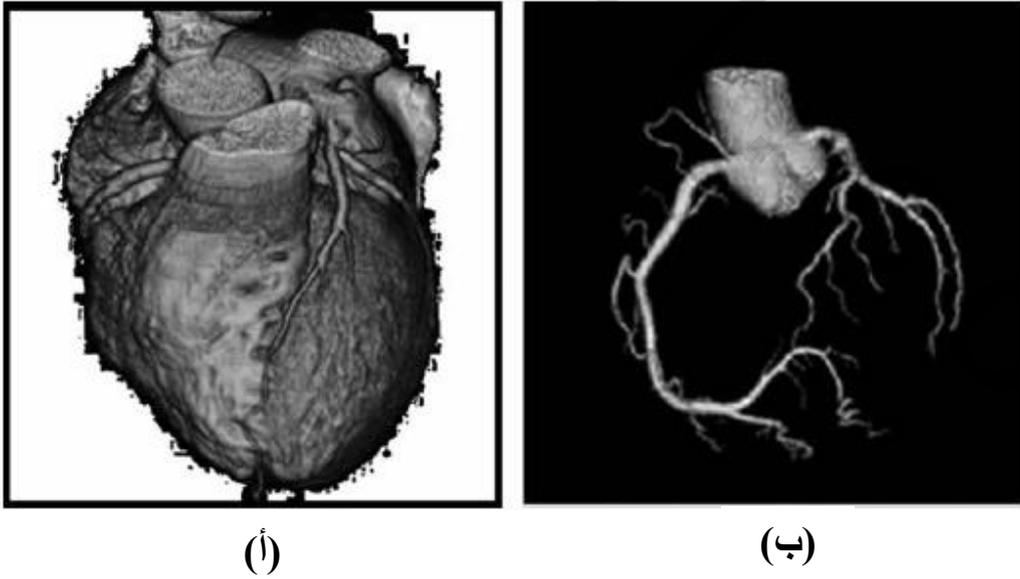
يتحدد المسار الحلزوني بدلالة معاملات مثل خطوة الحلزون (p)، والتي تحدد بالنسبة بين مقدار حركة سرير المريض (d) لكل دورة لمصدر أشعة إكس وسماكة الشريحة المتوازية (s). نتيجة حركة المسار الحلزوني لأشعة إكس خلال المريض، لا بد من تعديل خواريزم تشكيل الإسقاط العكسي حتى يُمكن تكوين صور تقابل بدرجة كبيرة الصور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

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

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



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



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

(١،٤) الطب النووي

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

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



الطاقة المنبعثة من أشعة γ تساوي 140keV، وهذه تكون كافية جداً ليُعبر جزء مناسب منها خلال الجسم بدون امتصاص، وفي نفس الوقت فإن هذا الجزء يكون قليلاً بما فيه الكفاية بحيث لن يَحترق الحاجر الصغير المتوازي في كاميرا الجاما الموجودة لحجز أشعة جاما المنتشرة. الآثار الإشعاعية المعتمدة على Tc التي يتم إنتاجها من مولد تكنيتيوم موجود في نفس المكان، والذي يمكن تجديده أسبوعياً. حيث يحتوي المولد على عمود من سيراميك الألومينا مع المادة المشعة ^{99}Mo وممتصة في سطحه في صورة موليدونات الأمونيوم. ويتم إحتواء هذا العمود في غلاف من الرصاص لأغراض الأمان. كما يتم الحصول على الـ ^{99m}Tc عن طريق تدفق محلول ملحي من خلال المولد. ويقوم هذا المحلول الملحي بغسل أو التخلص من الـ ^{99m}Tc ، والذي يكون ارتباطه ضعيفاً بالألومينا حيث سيترك خلفه الـ ^{99}Mo . إن الـ ^{99m}Tc الناتج من المولد يكون في صورة soduom pertechnatate بيرتكنونات الصوديوم NaTcO_4 . على الرغم من ذلك، فإن معظم الآثار الإشعاعية يتم تجهيزها عن طريق تقليل البرتكنونات pertechnatate إلى تكنوتيوم أيوني ionic technetium (Tc^{4+})، ثم تجميعها مع محفز كيميائي الذي يرتبط مع الأيون المعدني. ومن أمثلة هذه المحفزات الدايفوسفونات diphoshonate للتصوير الهيكلي، وحمض الـ diethylenetriaminepentaacetic (DTPA) للدراسات البولية، والـ hexamethylpropyleneamineoxime (HMPAO) للانتشار في المخ، والـ macroaggregated للانتشار الرئوي.

(٢، ٤، ١) كاشفات الطب النووي

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

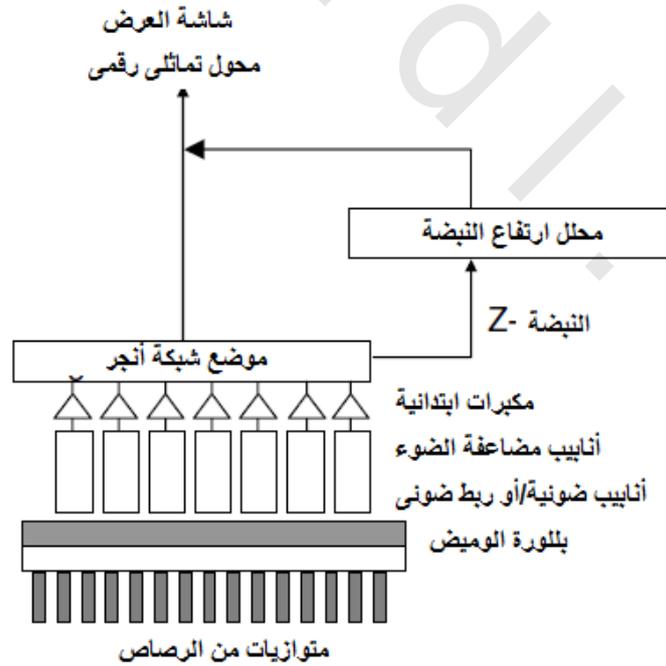
الفوتونات الضوئية المنبعثة من البللورة يتم الكشف عنها عن طريق أنابيب للمضاعفة الضوئية photomultiplier (PMT) لها شكل سداسي (وأحياناً تكون مربعة)، وهي قريبة جداً من البللورة المضيئة عن طريق أنابيب ضوئية. ويتم استخدام مصفوفات عددها ٦١ أو ٧٥ أو ٩١ أنبوبة مضاعفة ضوئية، وكل منها له قطر يتراوح من ٢٥ حتى ٣٠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

بالإضافة إلى ذلك، فإن الإشارة المجمعة من كل الـ PMTs، والتي يطلق عليها الإشارة Z، يتم إرسالها إلى محلل ارتفاع النبضة pulse height analyzer PHA، الذي يقارن الإشارة Z مع قيمة حدية أو تشبعية مقابلة للقيمة المنتجة عن طريق شعاع جاما بطاقة 140KeV. إذا كانت الإشارة Z أقل من هذه القيمة الحدية بفارق معقول، فإنه يتم إهمالها على أن مصدرها وغالباً ما يكون مصدرها من أشعة جاما متشتتة بتأثير كومبتون. يتم قبول مدى من الإشارة Z، بطاقة تحديدية للنظام معرفة على أنها كل عرض نصف القيمة العظمى full width half maximum FWHM للقيمة الفوتونية، وهي غالباً تُساوي 14keV (١٠%) لمعظم كاميرات أشعة جاما. كلما كان الـ FWHM للنظام أضيق، كلما كانت المقدرة على التمييز بين أشعة جاما المتشتتة وغير المتشتتة أفضل.

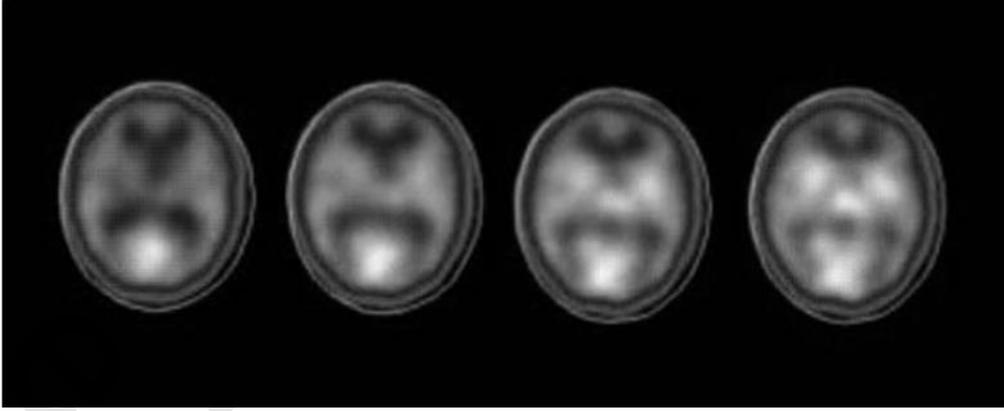
(١،٤،٣) التصوير المقطعي بالانبعاث الأيوني المنفرد

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

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



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



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

هذه الطريقة تعمل بكفاءة حينما تكون الأنسجة التي يتم تصويرها متجانسة مثل المخ. بينما على الجانب الآخر في حالة التطبيقات القلبية مثلاً فإنه يجب تطبيق تصحيح متغيراً مساحي معتمد على القياسات المباشرة للاضمحلال النسيجي باستخدام مسح إرسالي بأنابيب معلومة التركيز من الجادولينيوم gadolinium المشع ^{153}Gd الذي يشع حوالي 100keV من أشعة جاما يتم وضعها حول المريض. يُمكن عمل المسح الإرسالي بينما يكون المريض في مكانه وقبل المسح التشخيصي الحقيقي، أو يُمكن الحصول عليه بالتزامن مع المسح التشخيصي. بما أن معامل الاضمحلال يتم قياسه لأشعة جاما بطاقة 100keV ، فإنه يتم استخدام معامل ضرب ثابت لتحويل هذه الأرقام إلى 140keV . ويتم حساب الخريطة الاضمحلالية من هذه الاسقاطات الإرسالية باستخدام الاسقاط العكسي المرشح.

الخطوة الثانية في معالجة البيانات هي تعديل التشتت، والتي يجب إجراؤها على كل بكسل منفردة حيث عدد أشعة جاما المتشتتة لا يكون منتظماً مساحياً. والطريقة الشائعة الاستخدام هي الكشف بنافذة الطاقة المزدوجة: واحدة من نوافذ الطاقة تتمركز عند 140keV بعرض جزئي (W_m) يساوي تقريباً 20% ، ونافذة جانبية أخرى تتمركز عند 121keV بعرض جزئي (W_s) يساوي تقريباً 7% . أما النافذة الأساسية فتحتوي على مشاركات من أشعة جاما المتشتتة وغير المتشتتة، بينما تحتوي النافذة الجانبية على مشاركات من أشعة جاما المتشتتة فقط. ويُمكن حساب الرقم الحقيقي لأشعة جاما الأساسية C_{prim} من العدد الكلي، C_{total} ، في النافذة الأساسية، والعدد C_{sub} في النافذة الجانبية كما يلي:

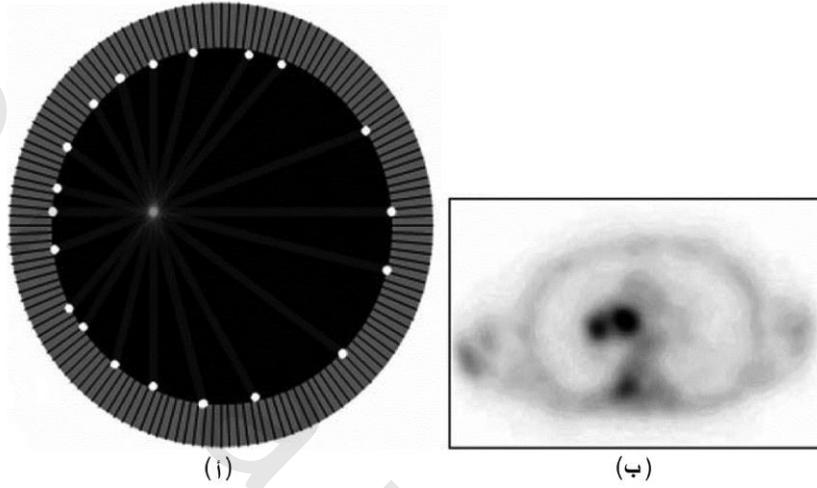
$$C_{prim} = C_{total} - \frac{C_{sub}W_m}{2W_s} \quad \text{المعادلة رقم (١،٥)}$$

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

(١،٤،٤) التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني

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

فيال PET إما أن تكون bismuth germinate (BGO $\text{Bi}_4\text{Ge}^3\text{O}_{12}$)، أو أكسيد سيليكون الليثيوم المتزايد دائماً (LSO: $\text{Lu}_2\text{SiO}_5:\text{Ce}$). من مميزات ال LSO زمن التناقص أو الاضمحلال القصير لها (مما يسمح بزمن توافق قصير؛ مما يقلل من حوادث الصدفة كما سيتم شرحه فيما بعد)، وكثافة انبعاث عالية، وطول موجي انبعاثي قريب من ٤٠٠ نانومتر، والذي يقابل أعلى حساسية فيال PMTs القياسية.



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

المقدرة على تعددية الشرائح يُمكن إدخالها في التصوير بال PET، كما كانت فيال CT، عن طريق استخدام عدد من الحلقات الكشفية المترابطة بجوار بعضها. كل حلقة تتكون عادة من ١٦ جردلاً بكل منها 8×8 من بلوكات البللورات الومضية، وكل بلوك يكون مربوطاً إما ب ١٦ BGO وإما ٤ LSO من ال PMTs. وعدد الحلقات في ماسح ال PET العلوي المتعدد الشرائح يُمكن أن يصل إلى ٤٨. الحواجز الصغيرة القابلة للطي (من الرصاص أو التنجستين) يتم وضعها في كل حلقة. هذه الحواجز يُمكن طيها في حالة التصوير ثلاثي الأبعاد.

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

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

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

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

- ١ - المسافة المحددة التي يقطعها البوزيترون قبل أن تحدث الإبادة مع إلكترون تقدر بواحد ميلليمتراً لـ ^{18}F .
- ٢ - التوزيع الإحصائي ($180 \pm 0.3^\circ$) الذي يميز المسارات النسبية لشعاعي الجاما، يعني أن الحلقة التي قطرها ٦٠ سنتيمتراً سيكون لها تحديدية مساحية مقدارها 1.6 ميلليمتراً، بينما الحلقة التي قطرها ١٠٠ سنتيمتر فسيكون لها مقدرة تحديدية تساوي 2.6 ميلليمتراً.
- ٣ - حجم بلورة الكشف، في العادة يتم فرض نصف قطرها.

من أكثر التطبيقات العلاجية شيوعاً للـ PET هي الكشف عن الأورام باستخدام ^{18}F -FDG. التمثيل الغذائي للدواء الإشعاعي FDG في الجسم يكون تماماً بنفس الطريقة التي تحدث في الـ 2-deoxyglucose. بمجرد حقن الـ FDG فإنه يعبر بفاعلية لخلايا نسيج المخ من خلال الحاجز الدموي المخي BBB، blood-brain barrier عن طريق النقل النشط. في داخل الخلية يتم فسفرة الـ FDG phosphorylated عن طريق جلوكونز الهيكسوكيناز glucose hexokinase

لِيُعطي فوسفات الـ FDG-6. يتم محاصرة هذه الكيماويات في داخل الخلية؛ لأنها لا تستطيع التفاعل مع الدهيدروجيناز G-6 الفوسفاتي، والتي تكون هي الخطوة التالية في الدورة الجلوكوليتاكية glycolytic cycle. لذلك؛ فإن كمية الـ FDG داخل الخلية تتناسب مع كل من معدل نقل الجلوكوز الابتدائي والفسفرة التالية داخل الخلية. في العادة تكون الخلايا الحبيثة لها معدلات عالية لتمثيل الجلوكوز الهوائي عن الخلايا الصحيحة أو السليمة؛ ولذلك فإنه في مسحات الـ PET باستخدام الـ FDG، فإن الأورام تظهر كمساحات تعطي إشارة ذات كثافة عالية كما في الشكل رقم (١.٨).

في الغالب سيعتمد التقدم في تقنيات الـ PET في المستقبل على زمن الطيران TOF, time of flight, في مسحات الـ PET، والذي سيزيد من نسبة الإشارة للضوضاء بدرجة ملحوظة عن المسحات الموجودة هذه الأيام. إذا كانت التحديدية الزمنية لكاشفات الـ PET جيدة، فإن موقع الإبادة الحقيقي يُمكن تخمينه عن طريق قياس الفرق في زمن الوصول بين شعاعي الجاما. في التطبيق الأصلي المبكر في بداية الثمانينيات، كانت مادة الوميض المتاحة والسريعة بدرجة كافية هيالـ BaF₂ التي كانت لها تحديدية زمنية أقل من 0.8 نانوثانية، والتي تقابل ضبابية تساوي ± 6 ميلليمتر. على الرغم من ذلك، فقد تم أخيراً استخدام بللورات LSO ذات حساسية كشف أعلى بكثير في الكشافات. على الرغم من عدم انتشارها في الأوساط العلاجية، إلا أن المنتجات التجارية من هذه التقنية توجد بالفعل ومنها Philips Gemini TF وأنظمة CPS Hi-Rez.

(١،٤،٥) مسحات التصوير المقطعي بالانبعاث البوزيتروني/التصوير المقطعي بالحاسب المجمع

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

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

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

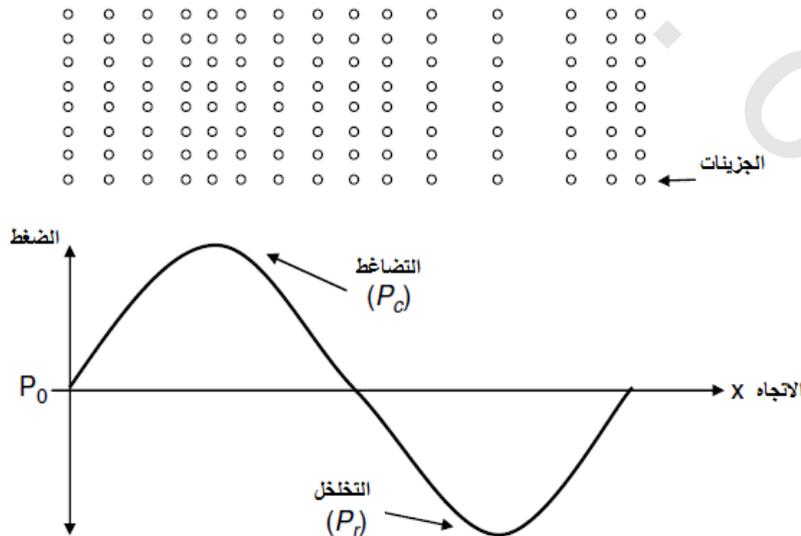
يتم استخدام الـ CT/PET بكثرة على وجه الخصوص في التصوير بمعامل الـ PET الأكثر شيوعاً وهو الـ ¹⁸FDG. على الرغم من تراكم الـ FDG في الأورام، فإنه أيضاً يتوزع في مناطق تحدد بالأنسجة الميتة و/أو الملتهبة،

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

(١،٥) التصوير بالموجات فوق الصوتية

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

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



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

عند انتقال الموجات الصوتية في وسط سائل فإنها تسبب تغيرات دورية في الكثافة، والضغط، ودرجة الحرارة كدالة في الزمن. السرعة التي تنتقل بها الموجة في مادة معينة تُعطى بالعلاقة $c=f\lambda$ ، حيث c هي سرعة الصوت (بالمتر على الثانية) في الوسط، و λ هي الطول الموجي بالمتر و f هي التردد بالهرتز (Hz). بالنسبة للماء عند درجة حرارة 20°C تكون سرعة الصوت 1481 متر/ثانية. سرعة الصوت في الأوساط الأخرى تتراوح من 1450 حتى 1480 متر/ثانية كما هو مبين في الجدول رقم (١،١). التغيرات الصغيرة نسبياً بين هذه القيم المختلفة تكون نتيجة الفروق في التركيب النوعي للنسيج، مثل النسبة المئوية للبروتين، والكولاجين، والدهون، والماء. على العكس من ذلك، فإن العظام تكون لها أكبر سرعة للصوت. العلاقة بين الكثافة وسرعة الصوت في السوائل تُعطى كما يلي:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}}$$

المعادلة رقم (١،٦)

حيث ρ هي الكثافة بالكيلوجرام على المتر المكعب، و B هي معامل الكتلة بالباسكال (Pa , Pascals or N/m^2).

الجدول رقم (١،١) الخواص الصوتية للأنسجة البيولوجية والمواد عند درجة حرارة $20-25^\circ\text{C}$.

المعاوقة المميزة $\times 10^6$ ($\text{kg}/[\text{m}^2\text{s}]$)	سرعة الصوت (متر/الثانية)	
0.0004	330	الهواء
1.61	1550	الدم
7.8	3500	العظام
1.38	1450	الدهون
1.58	1540	المخ
1.7	1580	العضلات
1.65	1570	الكبد
1.62	1560	الكلية

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

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

$$\frac{\partial^2 p}{\partial x^2} = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} \quad \text{المعادلة رقم (١.٧)}$$

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

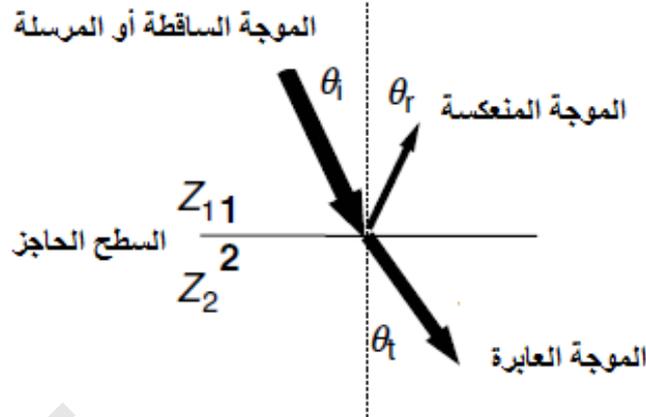
$$Z = \rho c \quad \text{المعادلة رقم (١.٨)}$$

حيث تكون وحدات المعاوقة Z هي $\text{kg}/(\text{m}^2\text{s})$. الجدول رقم (١.١) يبين المعاوقة المميزة للهواء، والدم، وبعض الأنسجة المختارة.

إن المعاوقة الصوتية تعني مقاومة لانتشار الموجة فوق الصوتية. مع انتقال الموجة خلال الطبقات المختلفة للأنسجة، فإنها تُعاني من مقاومات صوتية نوعية مختلفة؛ ولذلك فإن جزء معين من كثافة الموجة يتم إرساله والباقي منها ينعكس عند سطح المواجهة بين الأنسجة المختلفة. الشكل رقم (١.١٠) يبين موجة فوق صوتية تنتقل خلال وسط بمعاوقة صوتية Z_1 إلى وسط آخر بمعاوقة Z_2 . معامل انعكاس الضغط R_p ، ومعامل الانعكاس العابر transmission reflection coefficient T_p ، كل منهما يُعطى بالعلاقة التالية:

$$T_p = \frac{P_t}{P_i} = \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t} \quad \text{المعادلة رقم (١.٩)}$$

حيث P_i و P_r هما الضغط المنعكس والضغط الساقط أو المرسل على التوالي. تبين المعادلة رقم (١.٩) أن الموجة المنعكسة ستخضع لانعكاس طوري مقداره 180° بالنسبة للموجة المرسل إذا كانت الموجة تنتقل من وسط ذي معاوقة صوتية أقل إلى وسط آخر ذي معاوقة صوتية أعلى، أي عندما تكون $Z_1 < Z_2$. قانون سنيل Snell's law يحكم علاقة الموجة المنعكسة عند الوسط الحاجز بين السوائل:



الشكل رقم (١٠، ١) سلوك شعاع فوق صوتي ساقط أو مرسل على السطح الفاصل بين نسيجين بمعاوقة صوتية Z_1 و Z_2 .

المعادلة رقم (١٠، ١)

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_t} = \frac{c_1}{c_2}$$

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

يكون اضمحلال الموجة فوق الصوتية مع مرورها خلال الجسم من تأثيرين: الامتصاص والتشتت. إن الفقد نتيجة الامتصاص يتكون من فقد نتيجة اللزوجة، والاتصال الحراري، وعمليات الاسترخاء، بينما يحدث التشتت عندما تنكسر الطاقة الصوتية الساقطة أو يعاد توجيهها من مسار انتشارها الطبيعي. مع العلم أن الموجات الصوتية في أي وسط تسبب تمداً وتخلخلاً كما في الشكل رقم (١٠، ١)، فإننا نلاحظ أن السوائل تبدي مقاومة لعملية التشويه والتي تعرف بأنها اللزوجة η . لذلك؛ فإن الحركة النسبية بين الأجزاء المتجاورة للوسط نتيجة التمدد والتضاغط تؤدي إلى فقد لزوجي أو فقد احتكاكي. ينتج الفقد الحراري نتيجة التوصيل الحراري بين مناطق التضاغط التي تكون مرتفعة الحرارة ومناطق التخلخل التي تقل حرارتها. بأخذ كل الفقد الحراري والفقد اللزوجي خلال الوسط في الحسبان نحصل على ما يُسمى بمعامل الامتصاص الكلاسيكي. يقصد بالتراخي ديناميكية اضطراب هيكل السائل نتيجة انتشار الموجة، وتتميز الآليات المختلفة للتراخي بأزمنة تراخي مختلفة. كمثال على كيفية اضمحلال الموجة ومعنى زمن التراخي يُمكن إظهاره عندما يكون الزمن الدوري للموجة الصوتية أكبر من الزمن اللازم لتحويل جزء من طاقة الانضغاط لسائل إلى طاقة داخلية في صورة اهتزازات للجزيئات. أثناء دورة التمدد، بعض من هذه الطاقة سيتأخر في عملية التراخي، مما ينتج عنه وجود قابلية لتوازن ضغطي وبالتالي اضمحلال في الموجة.

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

(١،٥،٢) مبدلات الطاقة وخواص الشعاع

عندما تتعرض بللورة مستقطبة أو مادة سيراميكية لإجهاد ميكانيكي، فإنها تنتج جهد كهربائي. والعكس صحيح أيضاً، بحيث أن تطبيق جهد متردد على هذه المواد يتسبب في اهتزاز هذه المواد؛ ومن ثم تُنتج عنها موجة تضاغطية في الوسط المحيط مباشرة بهذه المادة. تعرف هذه الظاهرة بظاهرة أو التأثير الكهروانضغاطي أو الكهروإجهادي، وهي تمثل أساسيات عمل المحولات فوق الصوتية. في العادة تصنع هذه الحساسات فوق الصوتية من مواد سيراميكية مستقطبة عازلة كهربياً مثل الـ PZT (lead zirconate titanate). التردد الرنيني f_0 لهذه الحساسات يُعطى بالعلاقة التالية:

$$f_0 = \frac{c_{\text{crystal}}}{2t} \quad \text{المعادلة رقم (١،١١)}$$

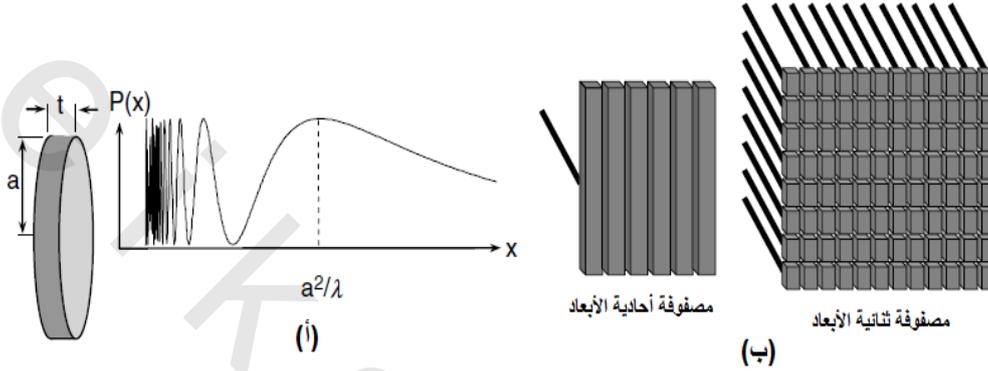
حيث c_{crystal} هي سرعة الصوت في السيراميك الكهروانضغاطي ($=4000\text{m/s}$ for PZT) وهي سمك السيراميك كما في الشكل رقم (١،١١). في العادة يتم تشكيل هذا السيراميك في صورة قرص يتم تشغيله كهربياً عن طريق إلكترونيات مغطاة بالفضة ملحقة بالسطحين المتقابلين من القرص. عند تطبيق جهد ترددي جيبي بتردد f_0 يهتز القرص منتجا موجة تضاغطية بتردد f_0 . حيث إن التحديدية المساحية في الاتجاه المحوري تتناسب مع طول النبضة في النسيج، فإن الحساس أو المحول يضمحل ديناميكياً لينتج نبضة طاقة قصيرة.

إن الإشعاع أو المجال المساحي الناتج من المكبس الدائري يكون عبارة عن نموذج معقد ثلاثي الأبعاد كما في الشكل رقم (١،١١). بالقرب من سطح المحول أو الحساس، يتردد المجال الضغطي بين تتابعات من نقاط للقيم العظمى والقيم الدنيا. التردد الأخير والمعروف بالتردد المحوري الأخير يكون عند مسافة تُعطى بالعلاقة التالية:

$$\text{last axial maximum} \cong \frac{a^2}{\lambda} \quad \text{المعادلة رقم (١،١٢)}$$

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

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



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

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

(١،٥،٣) اكتساب الصور وعرضها

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

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

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



شكل لجنين عمره ١٧ أسبوع
(أ)

قدم الجنين في فمه
(ب)

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

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

$$\Delta f = f_i - f_r = \frac{2vcos\theta}{c} f_i$$

المعادلة رقم (١.١٣)

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

$$depth_{min} = \frac{c(t_d - t_p)}{2} \quad depth_{max} = \frac{c(t_d + t_p)}{2}$$

المعادلة رقم (١.١٤)

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

$$(١.١٥) \quad v_{max} = \frac{c^2}{8f_{i,depth_{max}}} \text{ المعادلة رقم}$$

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

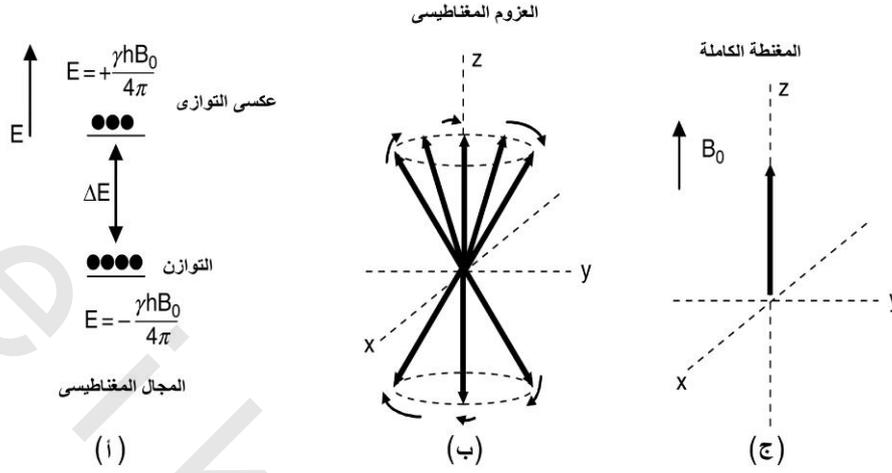
(١،٦) التصوير بالرنين المغناطيسي

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

(١،٦،١) أساسيات الرنين المغناطيسي

إن المطلوب الأول والأساسي من الرنين المغناطيسي هو إنتاج مجال مغناطيسي متجانس مساحياً وقوي ومستقر زمنياً خلال المريض. أغلب المغناطيسات تستخدم تقنية الموصلات الفائقة التوصيل لإنتاج المجال المغناطيسي. إن الموصل الفائقة التوصيل يكون قادراً على حمل تيار كبير؛ مما يكون سبباً في تحديد نوع مادة هذه الموصلات لتكون في حدود سبائك معينة وبالذات النيوبيوم تيتانيوم niobium titanium، والتي يتم تشكيلها من شعيرات شرائحية متعددة في خلال مصفوفة من النحاس الموصل. يتم احتواء هذه المصفوفة الفائقة التوصيل في وعاء من الصلب الغير قابل للصدأ والتي تحتوي هليوماً سائلاً عند درجة حرارة 4.2K. تتم إحاطة هذا الوعاء بتتابعات من الدروع المشعة والأوعية المفرغة مع غلاف خارجي يحتوي النيتروجين السائل الذي يستخدم لتبريد الغرفة المفرغة من الخارج وكذلك الدروع المشعة. المجالات الأكثر شيوعاً في الماسحات العلاجية تكون عبارة عن أنظمة 3 tesla، وذلك على الرغم من وجود أنظمة تعمل عند مجالات تصل إلى 7 tesla تستخدم فقط في أغراض التجارب والأبحاث.

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



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

$$\text{المعادلة رقم (١.١٦)} \quad \frac{N_{\text{anti-parallel}}}{N_{\text{parallel}}} = \exp - \left[\frac{\Delta E}{KT} \right] = \exp - \left[\frac{\gamma h B_0}{2\pi KT} \right]$$

حيث B_0 هي شدة المجال المغناطيسي، و K هو معامل بولتزمان، و h هو معمل بلانك Planks constant، و ΔE هي الفرق في مجال الطاقة بين الحالتين، T هي درجة الحرارة بالكيلفن Kelvin. يتناسب حجم إشارة الرنين المغناطيسي مع الفرق في التعداد بين مستويي الطاقة:

$$\text{المعادلة رقم (١.١٧)} \quad N_{\text{parallel}} - N_{\text{anti-parallel}} = N_s \frac{\gamma h B_0}{4\pi KT}$$

حيث N_s هو العدد الكلي للبروتونات في الجسم. بصرف النظر عن المجالات المغناطيسية الكبيرة، فإن المعادلة رقم (١.١٧) توضح أنه عندما يكون المجال المغناطيسي مساوياً لـ ٣ تسلا، فإنه لكل مليون بروتون، فإنه سيكون هناك فرق في عدد بروتونات التشكيل المتوازي والمتوازي العكسي مقداره عشرة بروتونات تقريباً. يجب تطبيق طاقة

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

$$\text{المعادلة رقم (١.١٨)} \quad \frac{hw}{2\pi} = \Delta E = \frac{\gamma h B_0}{2\pi} \rightarrow w = \gamma B_0$$

بافتراض أن كل عزم مغناطيسي يُمكن تمثيله بمتجه كما في الشكل رقم (١.١٣)، فإن حالة الاتزان تتميز بأن المركبة Z للمغنته M_z ستكون M_0 (المغنته الكلية للمريض)، مع كون المركبة المتعامدة M_{xy} تساوي صفراً بعد تطبيق نبضة تردد راديو فإن المغنته ستتجه من الاتجاه Z كما في الشكل رقم (١.١٣) إلى المستوى العمودي وتتجه إلى اتجاه المجال المغناطيسي المطبق عند تردد لارمور Larmor الذي يُعطى بالعلاقة $w = \gamma B_0$. بعد التشفير المساحي باستخدام تدرجات المجال المغناطيسي (كما في الجزء القادم)، يتم الكشف عن الإشارة باستخدام حث فراداي Faraday induction باستخدام ملف راديو RF. في العادة يتم استخدام نفس الملف في إرسال إشارة الراديو وأيضاً في الكشف عنها أو استقبالها. هناك أشكال عديدة للملفات، اعتماداً على إذا كان مجال تردد الراديو المنتج يجب أن يكون متجانساً على حجم كبير من جسم المريض، أم على حجم صغير محدد من الجسم المراد فحصه. بما أن قانون فاراداي ينص على أن فرق الجهد يتناسب مع معدل تغير الفيض المغناطيسي المعتمد على الزمن، فإن أي جهد B_0 مرتفع سيعطي تردداً أعلى دقة وبالتالي إشارة أعلى. على العموم، فإن إشارة الرنين المغناطيسي تتناسب مع مربع قيمة المجال B_0 مما سيعطي قوة دافعة عالية للمجال المغناطيسي الثابت الدائم الزيادة.

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

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

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

(١،٦،٢) تدرجات المجال المغناطيسي

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

$$\frac{\partial B_z}{\partial x} = G_z \frac{\partial B_z}{\partial x} = G_x \frac{\partial B_z}{\partial x} = G_y \quad (1.19)$$

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

$$B_z = B_0 + zG_z \quad (1.20)$$

حيث وحدات G_z هي التسلا على المتر. ترددات البروتونات المقابلة w_z كدالة في مكانهم في الاتجاه z تُعطى بالعلاقة التالية:

المعادلة رقم (١.٢١)

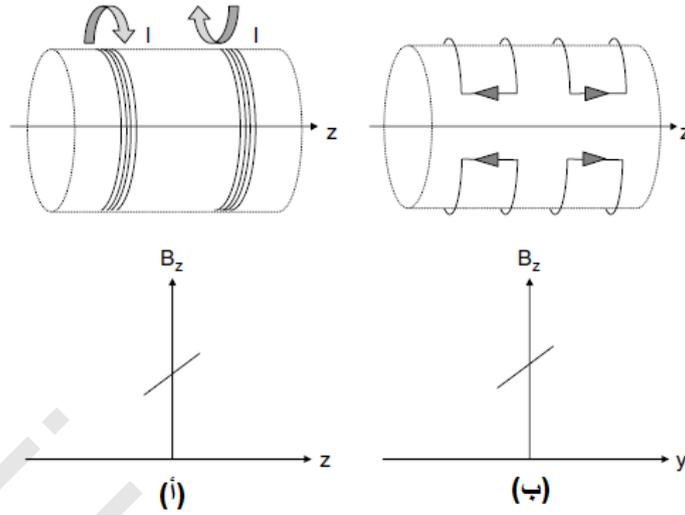
$$w_z = \gamma B_z = \gamma(B_0 + zG_z)$$

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

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

(١،٦،٣) تقنيات تصوير فوريير

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



الشكل رقم (١.١٤) (أ) ملفات زوج ماكسويل مستخدمة لإنتاج مجال مغناطيسي خطي في الاتجاه z . (ب) ملفات جولي من أربع قطع مستخدمة لإنتاج مجال مغناطيسي خطي في الاتجاه y .

المعادلة رقم (١.٢٢)
$$\varphi(G_y, \tau_{pe}) = w_y \tau_{pe} = \gamma G_y y \tau_{pe}$$

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

المعادلة رقم (١.٢٣)
$$s(G_y, \tau_{pe}, G_x, t) \propto \iint_{\text{slice}} \rho(x, y) e^{-j\gamma G_x x t} e^{-j\gamma G_y y \tau_{pe}} dx dy$$

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

المعادلة رقم (١.٢٤)
$$k_x = \frac{\gamma}{2\pi} G_x t, k_y = \frac{\gamma}{2\pi} G_y \tau_{pe}$$

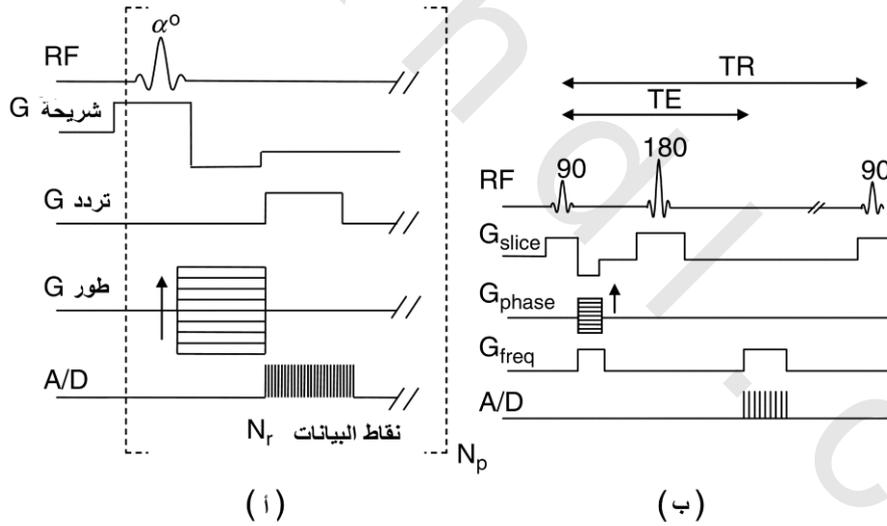
فإن إشارة الرنين المغناطيسي المكتسبة يُمكن التعبير عنها كما يلي:

$$(1.25) \text{ المعادلة رقم } S(k_x, k_y) \propto \iint_{\text{slice}} \rho(x, y) e^{-j2\pi k_x x} e^{-j2\pi k_y y} dx dy$$

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

$$(1.26) \text{ المعادلة رقم } \rho(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} S(k_x, k_y) e^{+j2\pi(k_x x + k_y y)} dk_x dk_y$$

أشهر تتابعين يتم استخدامهما موضحين في الشكل رقم (١.١٥). يستخدم تتابع الصدى التدرجي في التصوير السريع ، بينما يمتلك تتابع الصدى المغزلي حساسية حقيقية أو جوهرية. يتم تكرار كل تتابع صورة عدد N_p من المرات ، مع زيادة تدرج التشفير الطوري مع كل تكرار. ينتج عن ذلك اكتساب عدد N_p من الخطوط في الاتجاه k_y وعدد N_r من النقاط في الاتجاه k_x . يُمكن تحديد نوعين من التأخير ، ويُمكن تغييرهما عن طريق المشغل كما يلي :



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

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

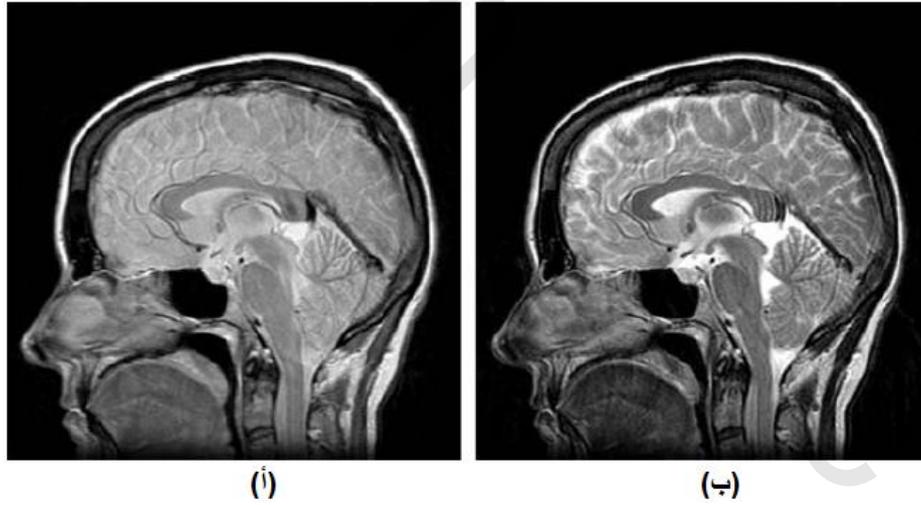
عند أخذ تأثيرات أزمنة التراخي T1 و T2 في الاعتبار، يُمكننا أن نوضح أنه في حالة تتابع تدرج الصدى، فإن شدة الصورة $I(x,y)$ ستعطى بالعلاقة التالية:

$$(١.٢٧) \text{ المعادلة رقم } I(x,y) \propto \frac{\rho(x,y)(1-e^{-TR/T1})e^{-TE/T2^*} \sin\alpha}{1-e^{-TR/T1}\cos\alpha}$$

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

$$(١.٢٨) \text{ المعادلة رقم } I(x,y) \propto \rho(x,y)(1 - e^{-TR/T1})e^{-TE/T2}$$

يُمكن اختيار الأزمنة TR و TE خلال تتابع الصورة لتعطي تباينات مختلفة في الصورة. فمثلاً، الشكل رقم (١.١٦) يوضح تأثير زيادة الزمن TE على مسح بسيط على المخ تم الحصول عليه باستخدام تتابع صدى - الدوران.



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

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

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

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

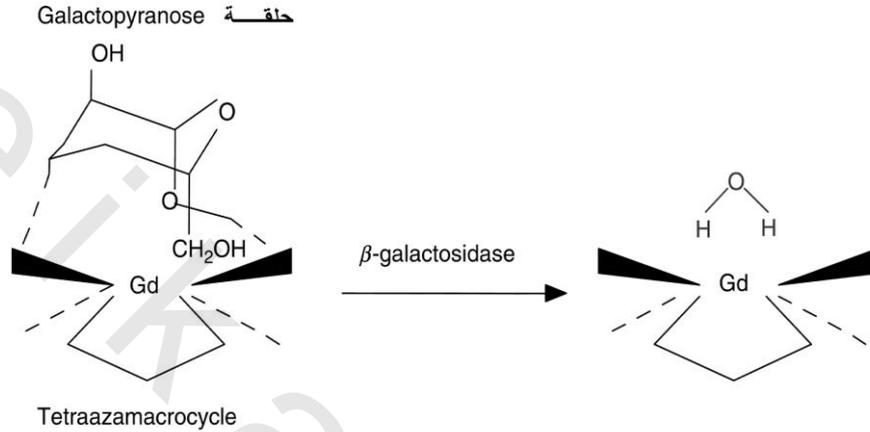
كما في أنظمة التصوير المختلفة، فإنه يُمكن استخدام معاملات لزيادة تباين صور الرنين المغناطيسي. هناك نوعان شائعان من هذه المعاملات في الرنين المغناطيسي:

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

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

واحد من آخر التطورات في هذا المجال هو تصميم معاملات التصوير الجزيئية. هذه المعاملات تم استخدامها حتى الآن في دراسات الحيوانات، ولكنها واعدة جداً في المستقبل القريب. يُمكن استخدام معاملات التصوير الجزيئية، مثلاً، للكشف عن وجود أنواع مختلفة من الإنزيمات. يوضح الشكل رقم (١،١٧) واحد من هذه الأمثلة،

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



الشكل رقم (١٠١٧) شكل توضيحي لطريقة عمل معامل التصوير الجزيئي والحساس لوجود الـ β -galactosidase. يتسبب تنشيط معامل التباين على إحداث شق في الترابطات الكيماوية لحلقة الـ galactopyranose والذي يفتح موضعاً للماء للتفاعل مع أيون الـ الجادولينيوم المركزي.

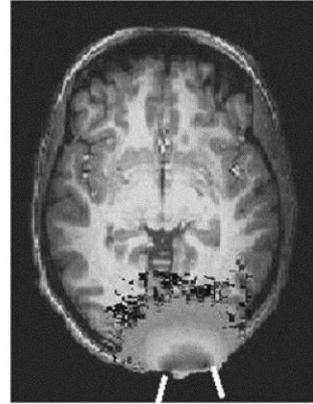
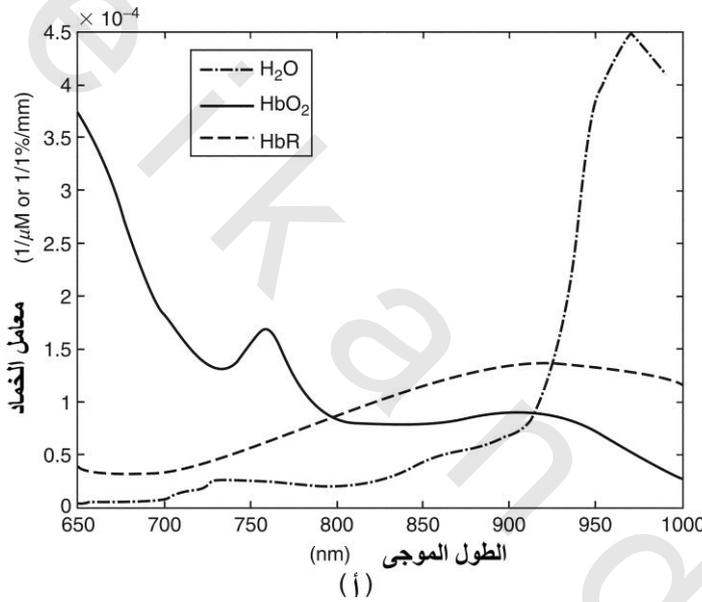
(١،٧) التصوير بالانتشار الضوئي Diffuse

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

(١،٧،١) الانتشار الضوئي خلال الأنسجة

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

أهمية عظمى. يتعرض الانتشار الضوئي خلال الأنسجة ليس فقط للامتصاص، ولكن أيضاً لعمليات التشتت. تسمح خواص الامتصاص والتشتت للنسيج خلال النافذة الطيفية لل NIR بمرور كمية من الضوء التي يُمكن قياسها خلال كمية مفيدة إكلينيكية من النسيج. يزداد امتصاص الهيموجلوبين تحت الطول الموجي ٦٥٠ نانومتر إلى نقطة لن تسمح بمرور كمية من الضوء التي يُمكن قياسها خلال النسيج. فوق الـ ٩٥٠ نانومتر يكون امتصاص الماء بدرجة بحيث سيظهر النسيج مظلماً عملياً، كما هو مبين في الشكل رقم (١،١٨).



(ب) الكاشف المصدر

الشكل رقم (١،١٨) (أ) معامل الامتصاص للماء، وأكسيد وداكسيد الهيموجلوبين (Hb) في طيف الـ NIR (٦٥٠-١٠٠٠ نانومتر). (ب) الشدة على محور لوغاريتمي لحزمة ضوئية "شكل الموزة" (تردد التعديل ١٥٠ ميغاهرتز) لقناة ضوئية خاصة خلال الرأس البشرية.

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

$$\left(\frac{1}{c(r)} \frac{\partial}{\partial t} - \nabla \cdot \frac{1}{3(\mu_a(r) + \mu_s(r))} \nabla + \mu_a(r) \right) \phi(r, t) = q_0(r, t) \quad (١،٢٩)$$

حيث φ هي الطاقة الإشعاعية، و μ_a هو معامل الامتصاص، و μ_s هو معامل التشتت المخفض، و c هي سرعة الضوء في الوسط، q_0 هو مصدر الضوء النقطي، و t هو الزمن، و r تمثل المكان أو الموضع. النظرير المقابل للمعادلة رقم (١.٢٩) في المجال الترددي يعطى بالمعادلة التالية:

$$\text{المعادلة رقم (١.٣٠)} \quad \left(\frac{jw}{c(r)} - \nabla \cdot \frac{1}{3(\mu_a(r) + \mu_s(r))} \nabla + \mu_a(r) \right) \varphi(r, w) = q_0(r, w)$$

يُمكن استخدام هذه المعادلات لنمذجة مسارات هجرة الفوتونات خلال الأنواع المختلفة من الأنسجة. فمثلاً، الشكل رقم (١.١٨) يبين النتائج من المحاكاة باستخدام طريقة مونت كارلو Monte Carlo مرور الضوء خلال المخ البشري، موضوعاً على مسحة هيكلية باستخدام التصوير بالرنين المغناطيسي MRI. الحفاظ على الدرجة الأولى من التتابعات الاضطرابية لمعادلة الانتشار يعرف بأنه تقريب بورن Born. إذا كان الهدف هو دراسة تغيرات معامل الامتصاص (مثلاً في الدراسات الوظيفية للدورة الدموية)، فإن ذلك سيعطي:

$$\text{المعادلة رقم (١.٣١)} \quad \delta\varphi(r_s, r_d) = - \int_{\Omega} \delta\mu_a(r) \varphi_0(r_s, r) G_0(r, r_d) d^3r$$

حيث $\delta\varphi$ هي الفرق في الإشعاع من المصدر الضوئي والمقاسة بالكاشف، و $\delta\mu_a$ هي التغير في معامل الامتصاص، والتكامل على $\varphi_0(r_s, r) G_0(r, r_d)$ هو حاصل ضرب الإشعاع (مقدراً عند r كاستجابة لمصدر عند r_s) ومعادلة جرين Greens (مقدرة عند r كاستجابة لمصدر موضوعاً عند موضع الكشاف r_d). تم تقدير التكامل باستخدام الخواص الضوئية عند حالة الاستقرار (خط القاعدة). المعنى الطبيعي للمعادلة رقم (١.٣١) هو أن التغير في معامل الامتصاص (بافتراض معامل تشتت ومعامل انكسار ثابتين) يتعلق بالتغير في الإشارة الضوئية (الفرق بين الضوء المنبعث والضوء المقاس)، بمعرفة شروط خط القاعدة للوسط.

(١،٧،٢) قياس أكسجين الدم

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

$$\text{المعادلة رقم (١.٣٢)} \quad OD = -\ln\left(\frac{I}{I_0}\right) = \varepsilon C d \sigma + G$$

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

$$\Delta OD = -\ln\left(\frac{I_{final}}{I_{initial}}\right) = \epsilon \Delta C d \sigma = \Delta \mu_a d \sigma \quad (1.33) \text{ المعادلة رقم}$$

حيث $\Delta \mu_a$ هي التغير في معامل الامتصاص. يُمكن إضافة الامتصاص نتيجة المواد الماصة المختلفة. بافتراض الامتصاص نتيجة الأكسيد (HbO_2) و دأكسيد الهيموجلوبين (HbR) عند طول موجي معين λ فإنه يُمكن كتابة المعادلة رقم (1.33) كما يلي:

$$\Delta OD^\lambda = (\epsilon_{HbO_2}^\lambda \Delta[HbO_2] + \epsilon_{HbR}^\lambda \Delta[HbR]) \sigma^\lambda d \quad (1.34) \text{ المعادلة رقم}$$

في المعادلة رقم (1.34)، d يتم تحديدها عن طريق الشكل الهندسي للمجس الضوئي، و $\epsilon_{HbO_2}^\lambda$ و ϵ_{HbR}^λ و σ^λ يتم تحديدها عن طريق الخواص الضوئية للنسيج والطول الموجي للضوء. الكميات λ ، σ ، ϵ ، و d تكون كلها ثابتة لنفس النظام. لذلك يوجد متغيران اثنان فقط وهما $\Delta[HbO_2]$ و $\Delta[HbR]$ والذان يُمكن تحديدهما عن طريق أخذ القياسات عند طولين موجيين مختلفين كما يلي:

$$\Delta[HbR] = \frac{\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} \Delta \mu_a^{\lambda_1} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \Delta \mu_a^{\lambda_2}}{\left(\epsilon_{HbR}^{\lambda_1} \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{HbR}^{\lambda_2} \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \right)}$$

المعادلة رقم (1.35)

$$\Delta[HbO_2] = \frac{\epsilon_{HbR}^{\lambda_1} \Delta \mu_a^{\lambda_2} - \epsilon_{HbR}^{\lambda_2} \Delta \mu_a^{\lambda_1}}{\left(\epsilon_{HbR}^{\lambda_1} \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} - \epsilon_{HbR}^{\lambda_2} \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \right)}$$

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

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

(١،٧،٣) تشكيل الصورة

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

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

$$\text{المعادلة رقم (١.٣٦)} \quad AX=b$$

تعرف مصفوفة المعاملات التي أبعادها $m \times n$ بأنها مصفوفة جاكوبيان Jacobian حيث:

$$\text{المعادلة رقم (١.٣٧)} \quad a_{ij} = -\varphi_0(r_s, r) G_0(r, r_d) \Delta V$$

القياسات b يتم تمثيلها بمتجه بعده $m \times 1$ ، ويُسمى متجه القياس حيث:

$$\text{المعادلة رقم (١.٣٨)} \quad b_i = \Delta\varphi(r_{s,i}, r_{d,i})$$

بعد متجه الحل X هو $1 \times n$ يحتوي كل فوكسلات الصورة، حيث:

$$x_j = \Delta \mu_a(r_j) \quad \text{المعادلة رقم (١.٣٩)}$$

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

$$A = USV^T \quad \text{المعادلة رقم (١.٤٠)}$$

وفي هذه الحالة سيكون الحل على الصورة:

$$X = VS^{-1}U^T b \quad \text{المعادلة رقم (١.٤١)}$$

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

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

technique, SIRT والتي صممت للتغلب على مشكلة تشكيل الصور الضوئية والمائلة للعديد من تقنيات التشكيل الجبري لقد تم استخدام طرق الأمثلة الغير خطية، مثل طريقة الانحدارات المتقارنة، بكثافة أيضاً. بالإضافة للتقنيات الحاسوبية السابقة، فإن تطبيق المعرفة الفسيولوجية والمساحية المسبقة لتحديد فضاء الحل تعتبر تقنية أخرى ذات أهمية تساعد بدرجة كبيرة في حل مثل هذه المشاكل العكسية التي تكون غير محددة. فمثلاً يُمكن استخدام التصوير بالرنين المغناطيسي للحصول على معلومات هيكلية في حل المشكلة الأمامية، وهذا يعتبر حافزاً مهماً في تطوير تقنيات التصوير المتعددة الأنماط.

(١،٧،٤) تقنيات القياس

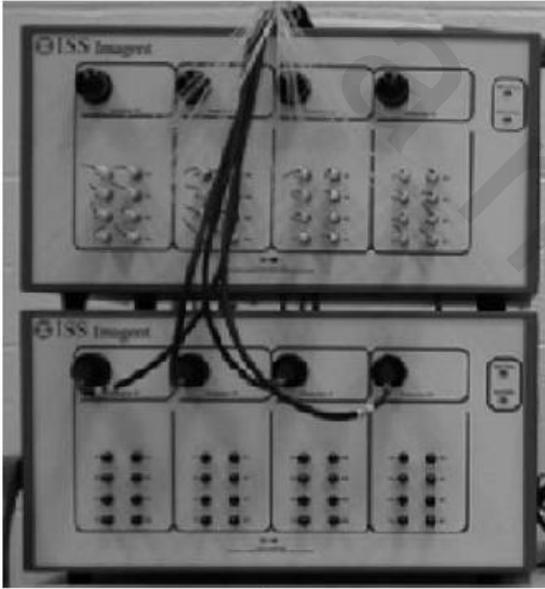
يتكون نظام الأشعة القريبة من تحت الحمراء NIR من ثلاث وحدات أساسية: المصدر الضوئي، وكاشف الفوتونات، ونظام اكتساب المعلومات. تكون في العادة دايودات الليزر Laser diodes, LD والدايودات الباعثة للضوء Light emitting diodes, LED هي الاختيار الأمثل للمصادر الضوئية في الأنظمة الحديثة. تتميز الـ LEDs بالشدة، والاتجاهية،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

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

المعادلة رقم (١.٤٢)

$$S = I_0 + I(w) \sin(\omega t + \theta(w))$$

حيث S هي شدة الضوء، و I_0 تعرف بأنها مركبة التيار الثابت DC، و I هي مركبة التيار المتردد AC، و θ هي زاوية الطور. الضوء الذي يتم كشفه يتم تحويله إلى إشارة كهربية عن طريق الكاشفات الضوئية، ويتم تحليله إلى بعض الإشارات الجيبية AC و DC والطور. الإشارات الـ AC والـ DC يتم تحديدها أساساً عن طريق معامل الامتصاص، بينما تكون زاوية الطور أكثر حساسية لمعامل التشتت. كل من إشارات الـ AC والطور تكون دالة في تردد التعديل. من الجدير ملاحظة أن إشارة الـ DC تكون أساساً مكافئة للإشارة المقاسة بطريقة الـ CW. بهذا المعنى، فإن طريقة النطاق الترددي تحقق معلومات أكثر من طريقة الـ CW. وعلى الرغم من ذلك فإن نسبة الإشارة للضوضاء المقاسة في هذه الطريقة تكون أقل من نظيرتها في حالة الـ CW. كمثال على ذلك انظر إلى النظام الموضح في الشكل رقم (١،١٩) مثل هذه النوع من التجهيزات يستخدم عادة في دراسة نشاط المخ، بالترابط مع مجس متعدد الحساسات كما هو موضح في نفس الشكل.



(أ)



(ب)

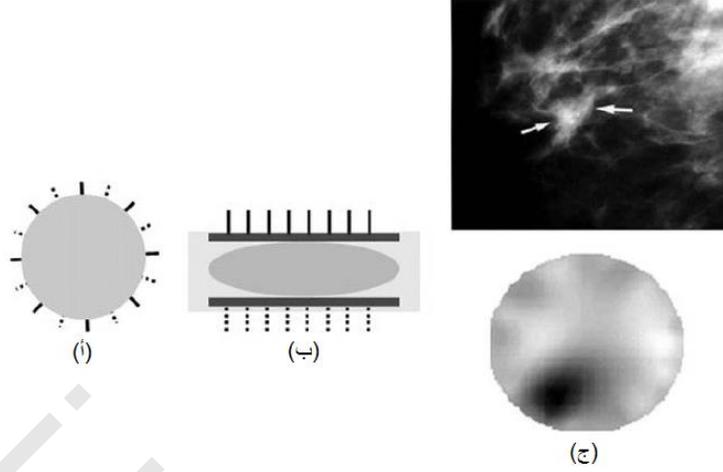
الشكل رقم (١،١٩) (أ) مثال على نظام النطاق الترددي الـ DOT (ب) مجس ضوئي حزامي لدراسة المؤثرات القشرية الدماغية.

في طرق النطاق الزمني، يتم إرسال نبضة قصيرة جداً حوالي 50ps عن طريق المصدر الضوئي. يقوم الكاشف بقياس شدة الضوء كدالة في الزمن (زمن تأخير مقداره 0.1-1ns للتصوير العصبي اعتماداً على المسافة بين المصدر والكاشف وشكلها الهندسي). على الرغم من ذلك، فإنه عملياً ونتيجة الحساسية المحدودة للكاشف الضوئي، فإن هذه الدالة تكون متقطعة زمنياً ويتم قياسها بدلالة عدد الفوتونات المتراكمة على مدى فترات زمنية قصيرة. من

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

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

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



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

(١،٨) الإشارات الحيوية

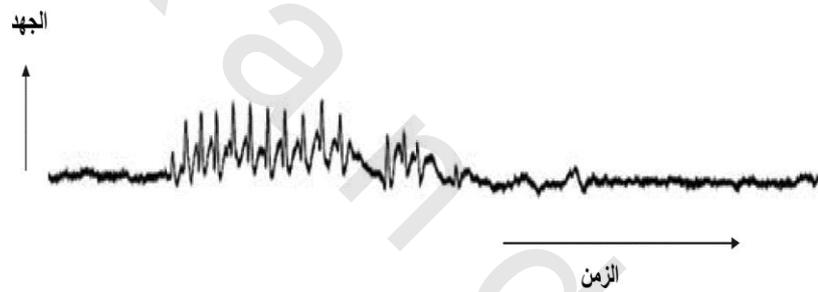
Biosignals

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

(١،٨،١) المخطط الكهربائي للمخ

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

القطبية. الإلكتروودات الأحادية القطبية تكون النقطة المرجع لها في القياسات إما المتوسط من كل الإلكتروودات الأخرى، أو إلكترود عام أو متعادل. توصيلة الإلكتروودات الثنائية القطبية تقيس الفرق في الجهد بين اثنين إلكترود. تحتوي إشارة ال EEG على مركبات مقابلة للموجات ألفا alpha، وبيتا beta، ودلتا delta، وثيتا theta. تتبع موجات الألفا من المنطقة القذالية في المرضى المستيقظين مع قفل العينين، ويُمكن قياس موجات البيتا من الفصوص الأمامية والجداربية، وتوجد موجات الدلتا والثيتا عندما يكون المريض نائماً. المدى الترددي التقريبي لكل واحدة من هذه الموجات هو: ٨- ١٣ هرتزاً لموجات الألفا، و ١٣- ٣٠ لموجات البيتا، و نصف حتى ٤ هرتزاً لموجات الدلتا، و ٤- ٨ هرتزاً لموجات الثيتا. الاستخدام الإكلينيكي لل EEG يكون في حالة الجروح المخية، حيث تبين الأشكال الموجية الغير عادية لهذه الموجات المناطق المجروحة أو المريضة في المخ. تستخدم تسجيلات ال EEG أيضاً بكثافة في مرضى الصرع، حيث يُمكن تحديد بداية ومدة بقاء النوبة من خلال النشاط الزائد للإشارة الكهربائية، مع وجود نبضات مرتفعة وضيقة خطيرة كما هو موضح في الشكل رقم (١،٢١).

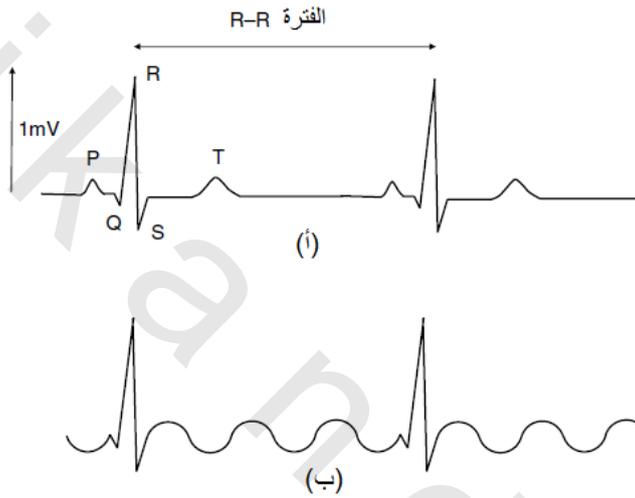


الشكل رقم (١،٢١) الزيادة في النشاط الكهربائي للمخ مقاسة بال EEG تبين وجود النوبة الصرعية.

(١،٨،٢) المخططات الكهربائية للقلب electrocardiograms

تتبع النبضات القلبية الإيقاعية و المتناغمة من خلايا تنظيم هذه الضربات الموجودة عند العقدة الجيبية الأذينية sinoatrial SA node والموجودة عند اتصال الأذنين الأيمن مع الوريد الأجوف العلوي. تمر النبضة الكهربائية خلال الألياف الموصلة لتنشط الأذنين الأيمن أولاً وبعده الأذنين الأيسر. يتم تأخير النبضة عند العقدة الأذينية البطينية atrioventricular, AV, node قبل أن تستمر إلى حزمة هس bundle of His، ثم تفرعات الحزمة اليمنى ثم شبكة بيركينجي Purkinji network. قبل الإثارة يكون جهد الاستقرار البطيني ٩٠- ١٠٠ ميلي فولتاً. يتبع ذلك إزالة سريعة للاستقطاب depolarization في حوالي ٢٠٠ حتى ٣٠٠ ميلي ثانية، قبل أن يرجع الغشاء إلى جهد الاستقرار بسبب إعادة الاستقطاب repolarization.

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



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

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

(١،٩) ملاحق

(أ،١) محولات فوريير Fourier Transforms

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

المعادلة رقم (أ،١)

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

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

المعادلة رقم (أ،٢)

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

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

المعادلة رقم (أ،٣)

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

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

المعادلة رقم (أ،٤)

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

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

المعادلة رقم (أ، ٥)

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

المعادلة رقم (أ، ٦)

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

Filtered Backprojection المرشح الإسقاط العكسي (أ،٢)

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

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

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

$$P'(k, \varphi) = P(k, \varphi) H(k) \quad \text{المعادلة رقم (أ،٨)}$$

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

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

حيث F^{-1} تمثل محول فوريير العكسي.

(٣،أ) التشكيل التكراري للصورة Iterative Image Reconstruction

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

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

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

$$p(y|f) = \prod_i e^{-y_i} \frac{y_i^{y_i}}{y_i!}$$

المعادلة رقم (١٠، أ)

الآن يُمكن لل ML أن تقدر f عن طريق تعظيم المعادلة السابقة (عملياً يتم استخدام لوغاريتم التقدير). استخدام هذا الخواريزم في ال PET يفترض أنه تم تقدير الحوادث العشوائية والمتشعبة. هناك طريقة ذات صلة لحل مشاكل ال ML تستخدم خواريزم تعظيم التوقع EM, expectation maximization.

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

المجموعات الجانبية، ويتم تطبيق خواريزم ال EM بالتتابع لكل مجموعة جانبية (إن هذا يشابه منطقياً تنفيذ محول فورير السريع لخواريزم محول فورير المقطع). في كل هذه الخواريزمات، يتم تجديد قيم الفوكسيالات وقتياً أثناء عملية التكرار، وطريقة بديلة لذلك هي تجديد فوكسيل واحدة مع كل تكرار كما في طرق المحاور التكرارية تصاعدياً. من الممكن أيضاً إضافة المعرفة المسبقة إلى عملية التكرار. فمثلاً، التنعيم المسبق هي من العمليات الشائعة الاستخدام، حيث تتم إضافة جزء تنعيمي للدالة الاحتمالية. إن هذا سيسمح بالاختيار بين مجموعات متكافئة من الحلول. وهذا أيضاً سيقود إلى موضوع أن طرق ال ML في ال PET وال SPECT تعتبر ضمناً طرقاً غير سليمة الشروط. هناك طرق بديلة لمشكلة الشروط غير السليمة تشتمل على ترشيح التشكيل وإيقاف عملية التكرار قبل حدوث التقارب باستخدام شروط مسبقة التحديد.

(١،١٠) تمارين

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

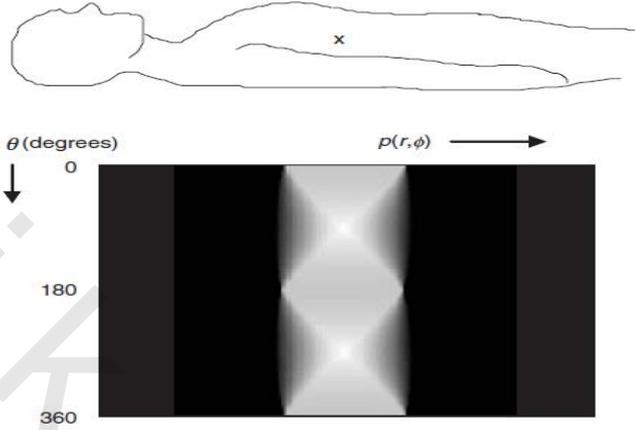


الشكل رقم (١،٢٣) صورتان أشعة إكس سطحيتان لليد، انظر تمرين ١.

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

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

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



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

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

أ) Tri-iodinated-based compounds.

ب) ^{18}F -fluorodeoxyglucose.

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

د) Barium sulphate.

هـ) ^{133}Xe gas.

• تصوير SPECT للكبد.

• تصوير ورم PET.

• فلوروسكوب أشعة إكس.

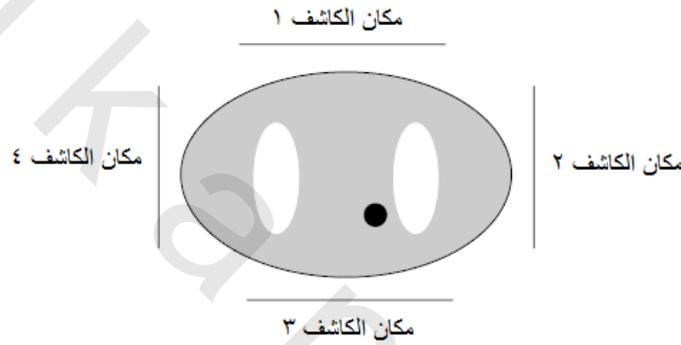
• تصوير أوعية بأشعة إكس بالطرح الرقمي.

٥ - الشكل التخطيطي المبين في الشكل رقم (١،٢٥) يبين تجهيز ماسح الـ SPECT للقلب. هناك ثلاث

مساحات موضحة: أنسجة ناعمة (رمادي)، الرئتين (أبيض)، والنويات المشعة موزعة في القلب (أسود). إرسم

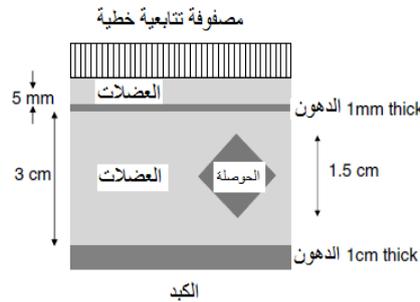
تخطيطيا بنفس مقياس الرسم الإسقاطات أحادية البعد عند كل موضع كشف من المواضع ١ - ٤ في الحالات التالية :

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



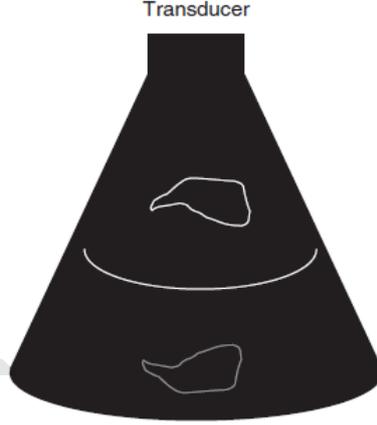
الشكل رقم (١، ٢٥). شكل تخطيطي للتجهيزات المستخدمة في ماسح ال SPECT المستخدم في القلب. أنظر تمرين ٥.

- ٦ - ارسم تخطيطيا صورة فوق صوتية في الحالة B للهدف الموضح في الشكل رقم (١، ٢٦) باستخدام نبضة زمنها ١ ميكروثانية. المعاوقات الصوتية: للعضلات 1.61، الحوصلة 1.52، الدهون 1.38، الكبد 1.5 (الكل $\times 10^5$ g/cm²s). معاملات الاضمحلال (dB/cm/MHz): العضلات 1.0، الدهون 0.8، الكبد 1.0، والحوصلة 1.0. سرعة الصوت (m/s): العضلات 1540، الدهون 1540، الكبد 1540، الحوصلة 3080.



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

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



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

٨ - تخيل أنك مهندس فوق الصوتيات وتعمل لدى شركة تصنع الحساسات. هناك زبون يريد حساس مكبس مسطح رنينه عند ٥ ميغاهرتزات، ونصف قطره ٢.٥ سنتمترًا. ارسم تخطيطيا شكل الشعاع القطري لهذا الحساس كشدة على أحد المحاور مع المسافة المحورية، مع توضيح موضع آخر قيمة عظمية محورية في الماء عند درجة حرارة ٢٠ درجة مئوية. ما هو مقدار تخانة هذا الحساس؟.

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

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

$$\begin{aligned}\rho(\text{tumor}) &= \rho(\text{fat}) > \rho(\text{brain}) \\ T_1(\text{fat}) &> T_1(\text{tumor}) > T_1(\text{brain}) \\ T_2(\text{fat}) &> T_2(\text{tumor}) > T_2(\text{brain})\end{aligned}$$

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

(١،١١) المراجع

التصوير العام

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

أشعة إكس والرسم المقطعي بالحاسب

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

الطب النووي

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

التصوير فوق الصوتي

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

التصوير بالرنين المغناطيسي

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

التصوير بالانتشار الضوئي

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

الإشارات الحيوية

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

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

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

J. Malmivuo and R. Plonsey. Bioelectromagnetism. Oxford University Press, 1995.