

الباب السابع

التصوير النووي

Nuclear Imaging Systems

- 1- تقديم.
- 2- آلة تصوير (كاميرة) أشعة جاما.
- 3- الموجات.
- 4- الكاميرات متعددة البلورات.
- 5- التصوير الرقمي.
- 6- التصوير المقطعي.
- 7- إعادة بناء الصور.
- 8- التصوير البوزوتروني المقطعي.

* * *

obeikandi.com

1- تقديم

يعتبر التصوير النووي Nuclear imaging أحد أهم تطبيقات استخدام المواد المشعة في مجال الطب وأصبحت أجهزته المنتشرة في كثير من المستشفيات والمعاهد الصحية من وسائل التشخيص الدقيق.

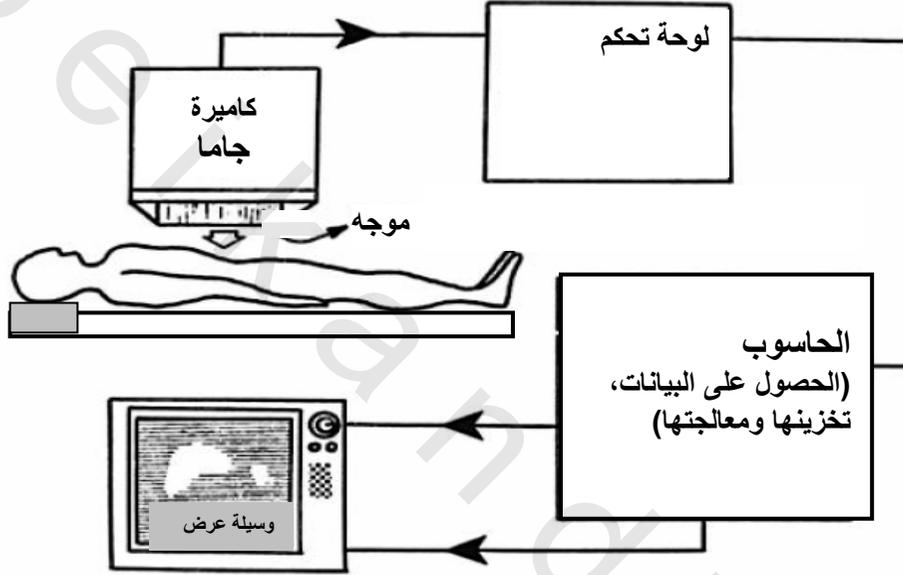
تتم عملية التصوير النووي من خلال تقص لأشعة (فوتونات) جاما بعد أن يُحقن المريض بالنظير المشع في صورة حرة free أو مرتبطة بجزيء (عقار أو مركب كيميائي) مألوف لعضو بشري أو نسيج، ويتم رصد فوتونات جاما من خارج الجسم (حيث يمكنها أن تخترق سمكا كبيرا من النسيج) بواسطة كشاف إشعاعي مناسب، غالبًا ما يكون كشافًا وميضياً.

فوتونات جاما التي تقع طاقتها ما بين 500KeV-80 (أو فوتونات الفناء annihilation photons ذات الطاقة 511KeV) هي المفضلة لهذا الغرض، فطاقتها تمكنها من اختراق سمك مناسب من النسيج البشري، وبالتالي يمكن رصدها من خارج الجسم. إشعاعات أخرى مثل جسيمات بيتا، إلكترونات Auger، وإلكترونات التحول غير مناسبة، لأنها لا تستطيع اختراق أكثر من ملليمترات من النسيج. الأشعة الكابحة التي تتولد عن طريق حركة الإلكترونات أكثر اختراقًا، ولكن كثافتها ضعيفة ومن ثم لا تفني بالغرض أيضا.

يؤدي الاختلاف في معامل امتصاص المادة المشعة من قبل الأنسجة المختلفة للعضو، ومن ثم اختلاف كثافة الفوتونات المنبعثة منها إلى إظهار التفاصيل التركيبية للنسيج، ومن هنا يمكن تحديد موضع الإصابة أو دراسة الأداء الوظيفي للعضو.

الكشاف الوميضي، الذي تناولناه بالتفصيل في الباب الخامس، يقوم بقياس معدل العدّ counting rate، وذلك يعبر عن تركيز المادة المشعة في العضو البشري، وبمعاونة بعض الأجهزة الأخرى أمكن استخدامه في الحصول على صور لتوزيع المادة المشعة داخل العضو

المراد فحصه. وعملية التصوير هذه إما أن تكون تصويراً مستويًا Planar Imaging، أو تكون تصويراً مقطعيًا Tomographic Imaging، وكل من هذين النوعين من التصوير يمكن إجراءه باستخدام كشاف ثابت أو كشاف متحرك ولوحات التصوير النووي بصفة عامة مركبات components أساسية - موجه Collimator، البلورة الوميضية NaI(Tl) Crystal، الأنبوب الضوئي Pipe Light



شكل (7-1). العناصر الأساسية لوحدة تصوير نووي:

رأس الكاميرا (والتي تحتوي البلورة الوميضية، الأنبوب الضوئي، منظومة أنابيب التضاعف،) - الموجه -
لوحة التحكم ونظام الحاسوب ووسيلة العرض

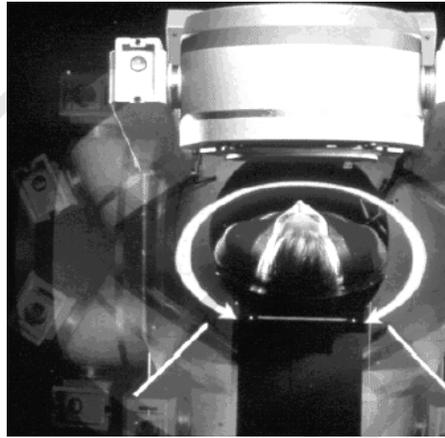
مصفوفة أنابيب التضاعف الفوتوني Photomultiplier Array، ميمز النبضة Pulse Height Analyzer، ثم وحدة عرض Display Modules. هذا فضلا عن الحاسوب الملحقه به برمجيات خاصة لإجراء عمليات إعادة البناء للصورة وعمليات التحكم. الشكل (6-1) يوضح هذه العناصر الأساسية.

باستخدام أجهزة التصوير المستوي planar imaging devices يتم الحصول على النتائج (البيانات) وتمثيلها كما لو كانت آتية من مستوى واحد، أما في التصوير المقطعي tomographic imaging فتسجل فيها البيانات من طبقات مختلفة عند أعماق مختلفة من العضو المراد تصويره، ولذلك تظهر خلاله المعالم المجسمة للعضو (تفاصيل البعد الثالث).

2- آلة تصوير (كاميرة) أشعة جاما

Gamm Camera

نتناول في هذا الباب بالتفصيل وسيلة التصوير النووي الأكثر استخداماً، آلة تصوير أشعة جاما Gamma Camera والتي تسمى أيضاً آلة التصوير الوميضية Scintillation Camera أو كاميرة Anger (الشكل (7-2)).



شكل (7-2). كاميرة أشعة جاما

كانت الكاميرات وحيدة الكشاف single detector camera (أي بلورة وميضية NaI(Tl) Crystal واحدة) أول ما استخدم في الستينيات من القرن المنصرم للحصول على صورة متصلة continuous لتوزيع المواد المشعة في العضو في لحظة واحدة بدلاً من مسح الجسم نقطة بنقطة على طول الفترة التي تجرى فيها عملية المسح، كما كانت تستخدم المساحات العادية، وفي الوقت الذي يصعب فيه استخدام المساحات في الدراسات

(1) H. O. Anger أستاذ فيزياء من جامعة كاليفورنيا - بيركلي وهو أول من اقترح تصميمها لهذه الكاميرة في عام 1956 كما وضع أسساً لعملها لم يتغير كثيراً منذ ذلك الحين.

الديناميكية، جعل هذا التصوير الآني الذي توفره كاميرة جاما الباب مفتوحًا لملاحقة، ودراسة التغيرات التي تحدث في توزيع المادة المشعة داخل العضو البشري كدالة في الزمن وهو ما يعرف بالتصوير الديناميكي dynamic imaging. كاميرة جاما إذن يمكن استخدامها للغرضين، لإجراء فحوصات ودراسات غير ديناميكية، أي ساكنة static imaging studies، حيث يمكن تسجيل صور لتوزيعات المادة المشعة في العضو البشري تستقر فيه لفترة معقولة، بضع دقائق، كما يمكن استخدامها للتصوير الديناميكي dynamic imaging، حيث يمكن تتبع توزيع المادة المشعة في العضو حينما يتغير بسرعة، وذلك بإمكانية أخذ بضع صور للتوزيع في الثانية الواحدة، مع الإشارة إلى أن هذا الأخير يتطلب وجود نظام تخزين مناسب للبيانات digital image storage system . لتلبية الحاجة لملاحقة التغيرات الديناميكية السريعة ولتحسين القدرة التحليلية وكفاءة الأداء صممت بعد ذلك الكاميرات متعددة البلورات multiple crystal camera .

تتكون وحدة التصوير بأشعة جاما من مجموعة من المركبات الرئيسية، بعضها سبق تناوله بالشرح والبعض الآخر سيرد شرحه. هذه المركبات هي الموجه collimator، البلورة (البلورات) الومضية، منظومة الأنابيب الضوئية، مصفوفة أنابيب التضاعف الفوتوني photomultiplier tubes array، شبكة الدوائر الموضعية positional network، ومميز النبضة ونظام للذاكرة ووسيلة لتخزين وعرض الصور storage and display system ولوحة تحكم control console ذلك فضلا عن الحاسوب (راجع الشكل (6-1)).

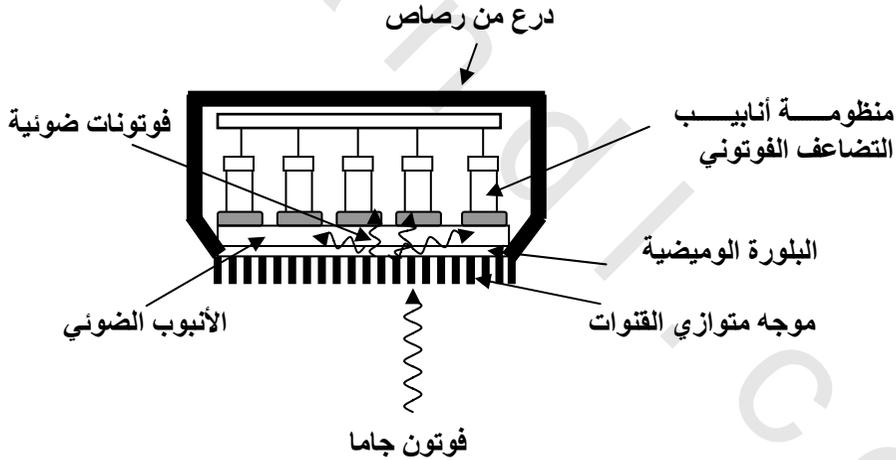
الأسس التي يبنى عليها عمل كاميرة جاما التي تستخدم الآن هي نفس الأسس التي اقترحها Anger عام 1956. يوضح شكل (3-6) مقطعا في رأس كاميرة وحيدة الكشاف حيث يستخدم في العادة موجه متوازي القنوات \square parallel hole collimator يحتوي على عدة آلاف من القنوات المتوازية وبلورة واحدة من أيوديد الصوديوم المنشطة

(1) يمكن اختيار موجه آخر طبقا للغرض، كما سيأتي تفصيله عند الحديث عن الموجهات.

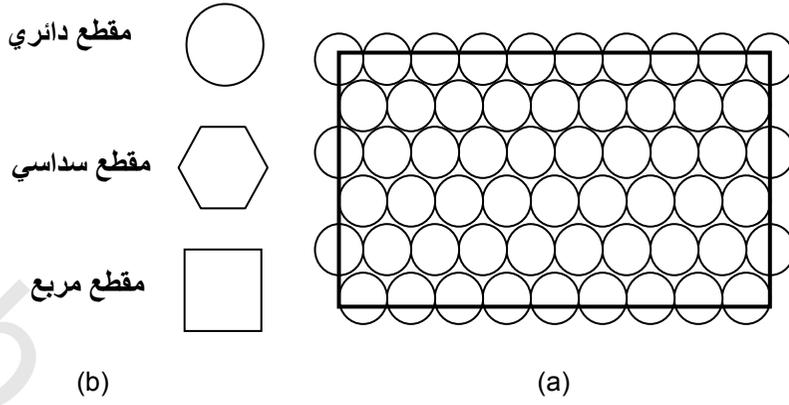
بعنصر الثاليوم على هيئة قرص يتراوح قطره من 25 إلى 40cm ويتراوح سمكه ما بين 6 إلى 10 mm .

إن اختيار السمك المناسب مرهون بطاقة الفوتونات المنطلقة من المادة المشعة. إن قيمة كبيرة للسمك قد تؤدي إلى فقد الكثير من الفوتونات الضوئية التي تنتج من تفاعل فوتونات جاما مع البلورة، حيث تتاح فرصة أكبر لأن تمتص بواسطة مادة البلورة عندما تسير مسافات أكبر خلالها، وقيمة صغيرة للسمك قد تؤدي إلى أن تحترق بعض فوتونات جاما البلورة دون رصد، حيث لا تتاح لها الفرصة للتفاعل مع المادة الوميضية.

يلي البلورة منظومة من أنابيب التضاعف الفوتوني تتكون في العادة، من 19 أو 61 أو 75 أنبوب، وقد يصل العدد في بعض الكاميرات إلى أكثر من ذلك. يأخذ مقطع أنبوب التضاعف الفوتوني أشكالا مختلفة، ولكن المقطع السداسي هو الأنسب، حيث لا تكون هناك مساحة مفقودة في مواجهة سطح البلورة الوميضية (شكل (4-7))، كما يجب أن تكون مساحة المقطع الكلي لمنظومة أنابيب التضاعف الفوتوني أكبر قليلا من مساحة سطح البلورة حتى تتمكن منظومة الأنابيب من التقاط أغلب الفوتونات الصادرة من البلورة.



شكل (7-3) مقطع في رأس كاميرة جاما



شكل (7-4): a - مصفوفة أنابيب التضاعف الفوتوني. منظومة أنابيب التضاعف تغطي سطح البلورة الومضية. b - مقاطع مختلفة لأنبوب التضاعف.

1-2 طريقة عمل كاميرة جاما

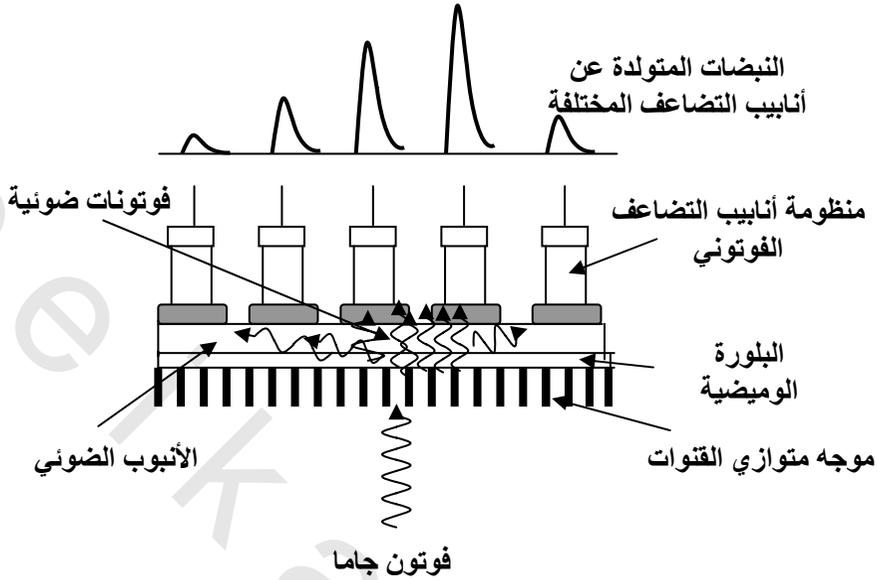
Principles of Operation

المبادئ الأساسية التي اقترحها Anger في البداية مازالت هي نفس الأصول التي تُستخدم لنقل الحدث (تفاعل فوتون جاما مع البلورة الومضية) من موضع التفاعل في نقطة ما في البلورة الومضية حتى وسيلة العرض. عند تفاعل فوتون جاما مع مادة البلورة يتولد عدد كبير من الفوتونات الضوئية، وذلك حسب طاقة فوتون جاما. تسقط هذه الفوتونات الضوئية بدورها على أنابيب التضاعف الفوتوني خلف البلورة، وغالبًا ما يصل بعض الفوتونات الضوئية إلى كل الأنابيب بيد أن الأنبوب القريب من نقطة تفاعل فوتون جاما مع البلورة يكون أكثرهم استقبالا للفوتونات الضوئية، ومن ثم ينتج عنه أكبر النبضات مقارنة بالنبضات التي تنتج عن باقي الأنابيب (انظر شكل (7-5)).

يمكن تفسير طريقة نقل إحدائيات (تحديد موضع) الحدث الإشعاعي في البلورة إلى شاشة العرض بالاستعانة بشكل (7-6) وللتبسيط نفترض وجود أربع \square أنابيب تضاعف

(1) في التصميم الأصلي الذي بدأ به Anger استُخدمت سبع أنابيب تضاعف فوتوني فقط، وأول أنبوب استخدم في المجال الطبي كان يحتوي على تسع عشرة؛ أما الآن كما ذكر تحتوي الكاميرة على العشرات من أنابيب التضاعف الفوتوني.

فوتونية خلف البلورة، كما يظهر في الشكل. الآن نفترض أن البلورة الوميضية امتصت فوتونا من أشعة جاما عند الموضع A.



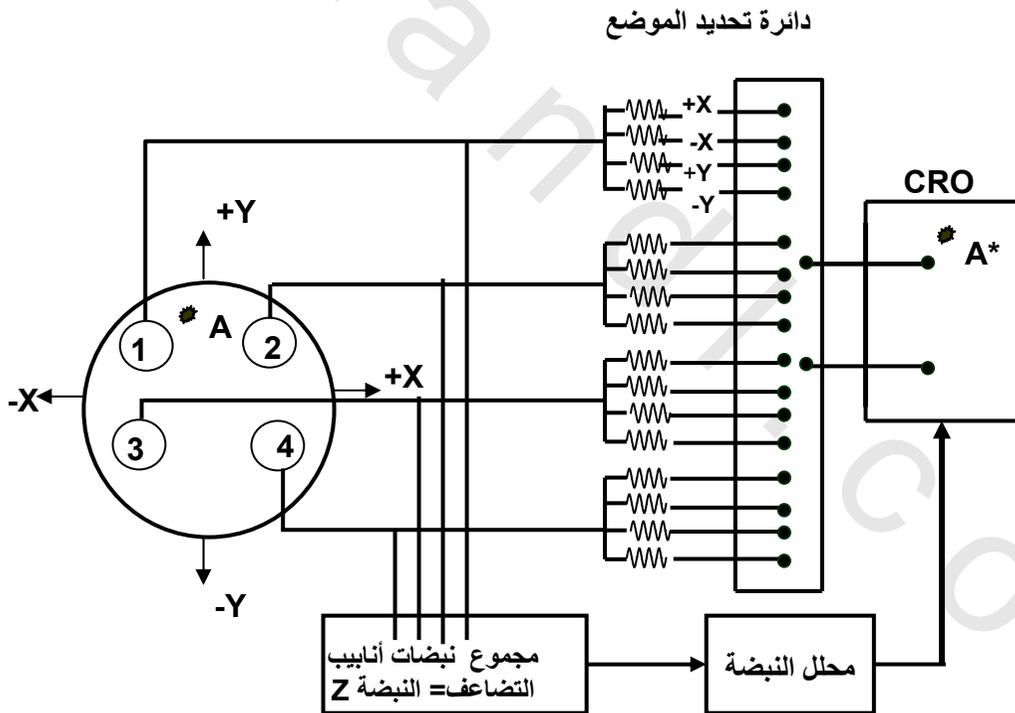
شكل (5-7). أنبوب التضاعف الفوتوني الأقرب لموضع الحدث (امتصاص فوتون جاما بواسطة البلورة الوميضية) ينتج عنه أكبر النضبات.

كل أنابيب التضاعف الفوتوني الأربع سوف تستقبل بعض الفوتونات الضوئية الناتجة عن تفاعل فوتون جاما مع البلورة الوميضية، لكن الأنبوب الأقرب إلى النقطة A يستقبل أغلب الفوتونات الضوئية، ومن ثم ينتج عن ذلك أكبر النضبات مقارنة بالنضبات التي تنتج عن باقي الأنابيب. ترسل النضبات الناتجة عن كل أنبوب إلى شبكة تحديد الموضع positional network (منظومة من المكثفات استبدلت بمقاومات في التصميمات الأحدث) حيث تعالج إلكترونيًا، وتحول كل نبضة من كل أنبوب إلى أربع نبضات تسمى X^+ , X^- , Y^+ , Y^- ، وذلك لتوفير طريقة لنقل المعلومات الخاصة بموضع تفاعل فوتون جاما مع البلورة عن طريق تحديد إحداثيات ذلك الموضع، حيث تقابل النضبات الموجبة (X^+ , Y^+) والنضبات السالبة (X^- , Y^-) الأنصاف المتقابلة لمنظومة أنابيب التضاعف (ومن ثم البلورة الوميضية). تمثل قيمة كل من النضبات الأربع طبقاً لموضعها النسبي من موضع الحدث، فالأنبوب رقم 1 (في الشكل) ينتج عنه نبضة من النوع X^- أكبر من النبضة من النوع X^+ ، وتكون Y^+ أكبر من Y^- وبالنسبة للأنبوب 2 تكون X^+ أكبر

من X^- وتكون Y^+ أكبر من Y^- وبالمثل يمكن الحديث عن باقي أنابيب التضاعف، وفي هذا المثال تحديدا تكون جميع النبضات الناتجة عن باقي أنابيب التضاعف أقل من تلك الناتجة عن الأنبوب رقم 1.

من خلال الشبكة الإلكترونية لتحديد الموضع تجمع جميع نبضات هذا الحدث الإشعاعي من النوع X ، وكذلك تلك التي من النوع Y لإنتاج نبضتين تعبران عن إحداثيي موضع الحدث. ترسل هاتان النبضتان إلى زوجي ألواح الانحراف في أنبوب أشعة الكاثود CRO الموجود في وسيلة العرض، النبضة X إلى لوح الحركة الأفقية والنبضة Y إلى لوح الحركة الرأسية، وبالتالي يترجم موضع الحدث الإشعاعي في البلورة الوميضية إلى موضع النقطة المضيئة على شاشة أنبوب أشعة الكاثود CRO، وهكذا يحدث مع باقي الأحداث.

بالإضافة للنبضات الأربع السابقة هناك نبضة خامسة أساسية تسمى النبضة Z ، وهي عبارة عن مجموع كل النبضات الآتية من كل أنابيب التضاعف الفوتوني لهذا الحدث بغض النظر عن موقعه. تلك النبضة تتناسب مع مجموع طاقات الفوتونات الضوئية ومن ثم مع



شكل (6-7) طريقة عمل كاميرة جاما

طاقة فوتون جاما التي انتقلت إلى البلورة الوميضية. ترسل هذه النبضة إلى محلل وحيد القناة single channel Analyzer (SCA) المعدة نافذته سلفا لتقرير عما إذا كانت النبضة تمثل فوتون جاما المعنى أم لا، فإن أجزيت من قبل المميز أصدرت الأوامر (الإلكترونية) لأنبوب أشعة الكاثود CRO (شاشة العرض) بأن يعمل حيث ينطلق شعاع الإلكترونات ليصطدم بالشاشة، ومن ثم يظهر عليها صورة للنقطة A، المحدد موقعها بالإحداثيات X, Y والمثلة على شاشة وسيلة العرض (oscilloscope) بالنقطة A* (انظر الشكل (6-7)).

لقد جرى على كاميرة جاما العديد من التطورات عبر السنين، وذلك من خلال النجاحات التقنية في المجالات المختلفة:

- في مجال الأنابيب الضوئية، استخدام عدد أكبر من أنابيب التضاعف الفوتوني واستخدام أسطح أكثر حساسية في تصنيع مهبطها.

- إدخال التقنيات الرقمية digitization للتعامل مع نبضة تحديد الموقع (X, Y) ونبضة الطاقة Z.

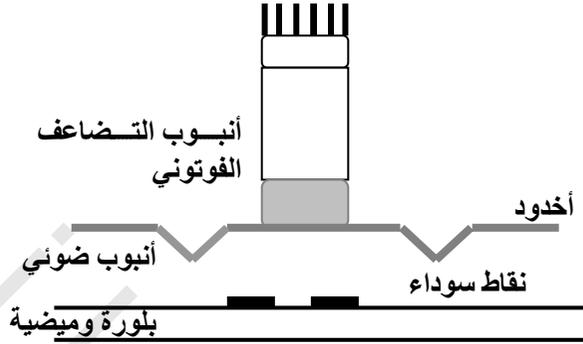
- استخدام وحدات المعالجة microprocessors لإجراء التصحيحات الآنية لتشوهات التي تصاحب تحديد الموضع spatial distortions، وتلك التي تنتج عن تذبذب في قيمة الطاقة.

2-2 منظومة الأنابيب الضوئية

Light Pipes

كان من الضروري الحرص على وصول جل الفوتونات التي تتولد في البلورة الوميضية إلى مصفوفة أنابيب التضاعف الفوتوني. من أجل أن يتحقق ذلك استخدمت تقنيات الأنابيب الضوئية وهذه الأنابيب عبارة عن مادة منفذة للضوء transparent optical lightpipe ذات معامل انكسار قريب من معامل انكسار مادة البلورة الوميضية. لهذه الأنابيب أهمية كبرى في تحسين القدرة التحليلية للنظام بأكمله؛ فبقدر قرب معامل انكسار مادة الأنبوب الضوئي من معامل انكسار مادة البلورة، وبقدر صغر سمك الأنبوب الضوئي يمكن جمع قدر أكبر من الفوتونات الضوئية، وذلك يعزز الدور الذي يقوم به مميز النبضة مما يزيد (إحصائياً) من الدقة في تحديد موضع الحدث (رصد فوتون جاما). كما صممت

الأنابيب الضوئية بحيث تحتوي على قنوات ذات مقطع مثلث (أخاديد) sculpturing
 grooves في السطح المواجه لمصفوفة أنابيب التضاعف وأضيفت نقاط سوداء black
 dots على أسطح الأنابيب الضوئية المقابلة للبلورة الوميضية، وذلك للعمل على توزيع
 الضوء بطريقة تؤدي إلى تحسين تحديد موقع الرصد أيضا improve the positioning
 response (شكل (7-7)).



شكل (7-7). تقنيات الأنابيب الضوئية لنقل الضوء من البلورة الوميضية

لمصفوفة أنابيب التضاعف الفوتوني.

في كثير من النظم الحديثة استبدلت تقنيات الأنابيب الضوئية بتقنيات أحدث تعتمد على
 برمجيات متطورة تُعرف بطريقة النقل الرقمي غير الخطي digital non-linear
 mapping.

3-الموجهات Collimators

مع كل التقدم الذي حدث في تقنيات التصوير النووي وصولاً إلى الصور الرقمية ثلاثية
 الأبعاد (المجسمة) comuterized tomography مستخدمين التطور الهائل الذي
 حدث في الحاسبات والبرمجيات، فإنه من المدهش أن يكون أكثر العوامل تأثيراً في جودة
 الصورة النووية image quality هو ببساطة قطعة من الرصاص السميك تتخللها بعض
 الفتحات (قنوات) موضوعة في مقدمة الكاميرة، تلك القطعة تُسمى موجه collimator.
 إن قطعة الرصاص الصغيرة تلك تعتبر العنصر الأساسي في تحديد خواص الصورة النووية
 من حيث الحساسية sensitivity والقدرة التحليلية resolution والتباين contrast.
 إن عدم اختيار الموجه المناسب لاستخدام ما قد يؤدي إلى انخفاض معدل العدّ وتدهور في
 القدرة التحليلية والتأثير على نقاء الصورة، وقد يؤدي ذلك إلى ظهور أجزاء غير حقيقية
 artifacts فيها.

الموجات الكهرومغناطيسية ذات الأطوال الموجية الكبيرة مثل الضوء المرئي يمكن توجيهها وتجميعها وتفريقها باستخدام العدسات الزجاجية والأسطح العاكسة، ولكن عند الأطوال الموجية القصيرة (الترددات العالية) كما في حالة أشعة جاما لا تتجاوب تلك الموجات مع الأوساط سالفة الذكر بنفس الطريقة، والطريقة الوحيدة التي يمكن بها التخلص من شعاع جاما يتجه إلى مسار معين هي عملية الامتصاص أو التشتت، ومن ثم تثبيت الموجات المصنوعة من مادة ممتصة للطاقة مثل الرصاص في مقدمة الكشاف وفي مواجهة المريض (المصدر المشع) لامتصاص فوتونات جاما في الاتجاهات الغير مرغوب فيها فالموجات إذن تمثل عنصر المقدمة في مجموعة مكونات وحدة التصوير النووي، وتقوم هنا بالدور الذي تقوم به العدسات العادية في حالة الضوء المرئي.

إن امتصاص فوتونات جاما التي تنطلق في الاتجاهات الغير مرغوب فيها بواسطة قطعة الرصاص تلك هي وسيلتنا لإسقاط صورة لتوزيع النظير المشع داخل العضو البشري على البلورة الومضية ومن ثم الحصول على الصورة النووية.

في حالة الضوء المرئي (الطاقات المنخفضة $E = hv \approx 2.5eV$ - الأطوال الموجية الكبيرة $\lambda \approx 5000A^\circ$) يتم نقل الصورة وإسقاطها عن طريق انكسار شعاع الضوء داخل مادة العدسة، حيث يؤدي تفاعل فوتونات الضوء المرئي (ذي الطول الموجي الكبير) إلى حركة مترابطة للإلكترونات الوسط ككل *long-range correlated motion* فيؤدي ذلك إلى تغيير مسار شعاع الضوء. الوضع يختلف في حالة فوتونات جاما، حيث الطاقات العالية والطول الموجي الصغير ($\lambda \approx 0.124A^\circ$ ، $E \approx 100keV$).

يتم تفاعل الفوتونات مع الذرات مفردة، وليس مع إلكترونات الوسط ككل، ومن ثم لا يمكن تغيير مسارات الأشعة ولا سبيل لنقل الصورة وإسقاطها على البلورة الومضية إلا عن طريق التخلص من تلك الفوتونات التي تنطلق في الاتجاهات الغير مرغوب فيها عن طريق الامتصاص.

العامل الأساسي إذن في عملية نقل وإسقاط الصورة النووية في تطبيق معين يرجع إلى التصميم الهندسي المناسب لهذا التطبيق، والموجه المثالي هو ذلك الذي يسمح بمرور الفوتونات خلال فتحاته (قنواته)، وإذا ما قابلت الحوائط بين القنوات (الحواجز septa) فإنها تمتص تماما ولا تشارك في عملية التصوير. وهذا بالطبع محكوم بالتصميم الهندسي

للموجه، من حيث نصف قطر مقطع القناة، سمك الحوائط بين القنوات، شكل مقطع القناة واتجاه محاور القنوات من حيث كونها متوازية أو منفرجة أو متجمعة. أي خلل بهذا التصور المثالي (وهذا الخلل بالقطع واقع) يؤدي إلى عيوب في الصورة.

أي الفوتونات يتمكن من المرور خلال فتحات الموجه؟ يتوقف ذلك على اتجاه كمية الحركة للفوتونات المنبعثة من النظير المشع الذي يسكن جسم المريض، وعلى ذلك تنحصر الفوتونات التي تمر خلال قنوات الموجه في زاوية مجسمة صغيرة، ونظراً لهذه القيود المفروضة على حركة الفوتونات، فإن أغلب الفوتونات المنبعثة من المصدر تمتص بواسطة مادة الموجه (الرصاص) وكنسبة نمطية، يمر فوتون واحد من خلال قنوات الموجه من بين 10000 تنبعث من المصدر، ولهذا كان تأثير أي تطوير في تصميم الموجه، ولو صغير، يؤدي إلى نتائج ملموسة في جودة الصورة النووية. لعل الأمر يبدو جلياً عند الانتقال بين موجه وآخر عند التصوير حيث يلاحظ فرق نوعي في جودة الصورة. لهذا انصب كثير من الجهد البحثي لتعظيم أداء هذه الموجهات.

عن العوامل التي تحكم تصميم موجه:

عند تصميم (أو اختيار) موجه من أجل تطبيق إكلينيكي معين يكون العامل الحكم للحصول على أفضل الصور هو الأسس الهندسية للتوفيق بين عنصري الحساسية والقدرة التحليلية *geometric trade off between sensitivity and resolution*.

أغلب خواص الأنواع المختلفة من الموجهات يمكن فهمها في إطار القواعد الهندسية البسيطة. غير أن هناك مسألتين تحتاجان إلى وسائل أعمق وأعقد لتفسيرهما، اختراق الفوتونات للجدر بين القنوات *septal penetration* وظهور مواضع غير حقيقية *artifacts* في الصور المتكونة.

هناك مجموعة من العوامل تؤثر في أداء الموجه منها ما يرتبط بنظام التصوير نفسه ولا يمكن تغييرها، ومنها ما يرتبط بالأسس التي يبنى عليها التصميم، ويمكن تغييرها، وأخرى ترجع إلى أبعاد (مساحة مقطع) القنوات، وهذه يمكن ضبطها للحصول على أداء أفضل للموجه.

لعل من أبرز العوامل التي تؤثر في أداء الموجه هو الارتباط بالنظير المشع المناسب لإجراء دراسة معينة. إن عملية اختيار العقار المشع *radiopharmaceutical* المستخدم في

التصوير النووي تفرضه أسباب طبية أو أسباب مرتبطة بالكيمياء الحيوية للعقار أو كليهما معا. هذه الأسباب منوطة باستقرار العقار المشع في نسيج العضو المراد تصويره وطاقة الفوتونات التي تنبعث من العقار. ونظرًا لأن فوتونات جاما تنبعث من النظائر المختلفة بطاقات مختلفة، وأن اختراق هذه الفوتونات للجدر الجانبية لقنوات الموجه septal penetration يتوقف على طاقة الفوتون فإنه يلزم أن يلحق بكل نظام تصوير مجموعة من الموجهات مصممة للطاقات المختلفة بدلا من موجه واحد.

من العوامل التي تؤثر على أداء الموجه و مرتبطة بنظام التصوير :

القدرة التحليلية الذاتية للكاميرة intrinsic resolution:

لعله من الضروري أن نذكر أن القدرة التحليلية تقيس مدى الدقة في تحديد موضع رصد الفوتونات في مستوى التصوير، وأنها تعتمد على سمك البلورة الومضية وعلى المركبات الإلكترونية المستخدمة في الكاميرة ويعبر عنها بالانتساع الكلي عند منتصف قمة النبض Full Width at Half Maximum (FWHM). تتراوح قيمة القدرة التحليلية الذاتية بالنسبة لكاميرات جاما المستخدمة حالياً في الطب النووي ما بين 2 إلى 4 mm، وهذا يعني أن الفوتون الساقط على بلورة الكاميرة يمكن تحديد موضع امتصاصه في المدى 0.4 cm. السؤال الآن، ما علاقة كل ذلك بتصميم أو اختيار الموجه؟ إذا تم تصميم أو اختيار موجه ذي قدرة تحليلية أعلى من القدرة التحليلية الذاتية للكاميرة فإن ذلك يكون إهداراً لعداقد قد تكون مفيدة في تعظيم الأداء الإحصائي لعملية التصوير والتي تتحقق بأن تصير النسبة: النبضة/التشويه signal/noise أعلى. كذلك من غير المرغوب فيه أن تكون القدرة التحليلية الذاتية للكاميرة أعلى كثيراً من القدرة التحليلية للموجه. ذلك يؤثر على مساحة مقطع القنوات ومن ثم على «رؤية» العضو المراد تصويره.

علينا أيضاً أن نذكر أن الارتفاع بقيمة القدرة التحليلية الذاتية يكون على حساب كفاءة الرصد detection efficiency، حيث تستوجب القدرة التحليلية العالية بلورة أقل سمكا، وهذا بدوره يسمح لكثير من الفوتونات أن تخترق البلورة دون رصد (تفاعل)، خاصة عند استخدام نظائر تنطلق منها فوتونات بطاقة عالية، نظائر الطاقات العالية >300 (KeV).

بالرغم من أهمية العوامل السابقة في اختيار أو تصميم الموجه فإن قيمة الجرعة الإشعاعية التي يسمح للمريض بتناولها لها الأهمية الأكبر. فإذا كانت الجرعة كبيرة يكون عدد الفوتونات المنبعثة كبير، وبالتالي لم يعد مهما ذلك القدر من الفوتونات الذي يمتص بواسطة جدر قنوات الموجه، ومن ثم يمكن التوصل إلى قدرة تحليلية كبيرة.

في واقع الحال تكون الجرعة التي يسمح للمريض بتناولها و الزمن الذي تستغرقه عملية التصوير محدودين، وبالتالي يكون لقلة عدد الفوتونات المرصودة وما يترتب عليه من تدني في الأداء الإحصائي (انخفاض النسبة: النبضة/ التشويه signal / noise) كبير الأثر على تصميم أو اختيار الموجه. بالنسبة لغالبية النظائر المشعة المستخدمة في الطب النووي تكون الجرعة النمطية في حدود 10 m Ci والزمن الكلي اللازم لإجراء عملية التصوير يقاس بعشرات الدقائق حيث لا يمكن أن نطيله أكثر، ليس لأن ذلك لا يريح المريض فقط، ولكن أيضا لا يمكن تجنب حركته أثناء فترة تصوير طويلة، علينا أن نتذكر أنه لإجراء عملية تصوير مستوية واحدة يلزمنا مليون عدّة، لإجراء عملية SPECT فإنه يلزم 10000 عدة لكل إسقاط. إن زيادة العدات (الفوتونات المرصودة) بدون تنازل عن قدرة تحليلية مناسبة للموجه هو الهدف الأسمى عند تصميم أو اختيار الموجه.

المادة التي يُصنع منها الموجه:

يصنع الموجه من مادة صلبة ذات كثافة عالية لها عدد ذري Z كبير، حيث تُبنى فكرة عمل الموجهات على امتصاص فوتونات جاما التي تنبعث في الاتجاهات الغير مرغوب فيها؛ ذلك لأن فوتونات جاما تتوقف داخل مادة الموجه نتيجة تفاعلها مع إلكتروناتها، ومن هنا جاءت الحاجة إلى العدد الذري الكبير. أيضا من المُفضل أن يتم امتصاص الإلكترونات عن طريق التأثير الكهروضوئي، وليس عن طريق تأثير كمبتون؛ لأن بعض الفوتونات الثانوية التي تنتج عن تأثير كمبتون تشتت بزوايا كبيرة وتشارك في تصوير مواقع أو أجزاء غير مرغوب في تصويرها. إن مقارنة بين مساحة المقطع σ cross section لعملية التأثير الكهروضوئي، وتأثير كمبتون على مدى الطاقة المستخدم في الطب النووي (50-1000KeV) تدل على أن مساحة المقطع أكبر في حالة التأثير الكهروضوئي بالنسبة

(1) كمية فيزيائية تقيس احتمال حدوث تأثير ما.

للمواد ذات القيمة العليا للعدد الذري، وعلى هذا تكون عملية الامتصاص هي الأكثر احتمالاً وليست عملية التشتت.

عموماً، تُصنع الموجهات من الرصاص lead المطعم بنسبة صغيرة من الأنتومني antimony (3-6%). إن انخفاض درجة حرارة انصهار الرصاص وسهولة تشكيله، فضلاً عن قيمة Z المرتفعة تجعل منه مادة مناسبة لتصنيع الموجهات. لكن عند الطاقات العالية ينخفض معامل التوهين attenuation coefficient له (أي انخفاض عدد الفوتونات الممتصة على مدى المسافة المقطوعة داخل البلورة) وحينئذ لا بد من أن يكون سمك الموجه كبيراً ($>10\text{cm}$) مما يسبب بعض المشاكل. هنا صارت الحاجة إلى مواد أعلى كثافة من الرصاص لتصنيع موجهات الطاقات العليا. لقد اقترحت مواد أخرى، مثل: التنجستن tungsten والتانتاليوم tantalum والذهب. غير أن ذلك يصاحبه مشاكل خاصة بالتصنيع والتشكيل أو مشاكل في اقتصاديات التصنيع.

بعض الاعتبارات الهندسية الأخرى:

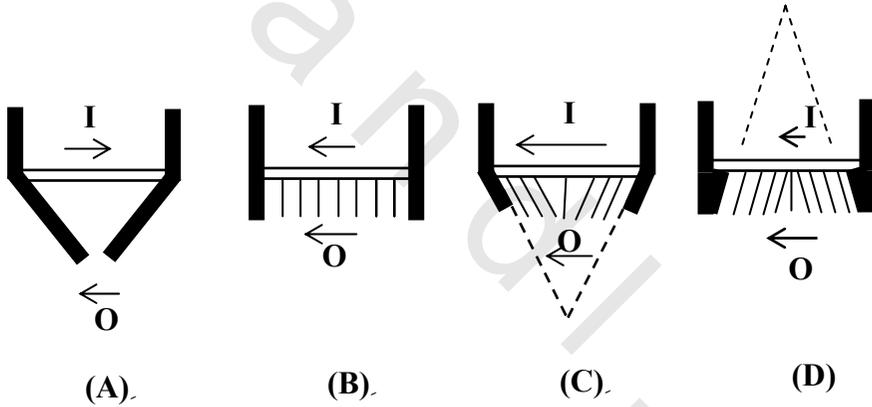
هناك الكثير من البدائل عند تصميم قنوات الموجه، يتوقف ذلك على طبيعة الاستخدام. والأسس الأولية للتصميم الهندسي للموجه تستلزم تحديد اتجاهات محاور القنوات orientation of the hole axes وشكل القنوات وطريقة صفها ونصف قطر مقطع القناة. يُعتبر العامل الأول، اتجاه محاور القنوات، هو الأكثر تأثيراً على خواص الصورة النووية.

الموجهات ذات القنوات المتوازية parallel hole collimators - تلك التي تكون محاور قنواتها متوازية فيما بينها وعمودية على وجه الموجه - هي الأكثر استخداماً في الطب النووي غير أن أنواعاً أخرى قنواتها غير متوازية استُخدمت بنجاح في أغراض خاصة.

تاريخياً، كان الموجه ذو الفتحة الصغيرة pinhole collimator من أول الموجهات التي استُخدمت إكلينيكيًا وبالرغم من أن الصورة التي نحصل عليها تكون مقلوبة وجودتها تتوقف على موقع المصدر (العضو) فإن الصورة المتكونة يمكن أن تكون ذات قدرة تحليلية مكانية spatial resolution عالية، ولكن نظراً لوجود فتحة واحدة صغيرة فإن كفاءة الرصد (انخفاض النسبة: النبضة/التشويه) تكون منخفضة، وتلك مشكلة أساسية؛ نظراً لدخول موضع المصدر كعنصر أساسي في تكوين الصورة النووية في حالة استخدام هذا النوع

من الموجهات فإن استخدامه ضمن نظام يسمح بتحريك الكاميرة كان من أول الأفكار التي استخدمت في نظم التصوير المقطعي tomographic systems. مثل هذه النظم مازالت تُستخدم غير أن الاهتمام البحثي يركز في الآونة الأخيرة على الموجهات متقاربة القنوات converting - hole collimators.

وتصمم الموجهات بطريقة تختلف باختلاف الغرض، فهناك الموجه ذو الفتحة المستقيمة straight - bore collimator، والموجه متعدد القنوات المتوازية multi channel parallel - hole collimator، والموجه متعدد القنوات المتباعدة multi channel diverging collimator، والموجه متعدد القنوات المتقاربة multi channel converging collimator، كذلك الموجه ذو الفتحة الصغيرة pin hole collimator، كما أن هناك مجموعة من الموجهات خاصة بالتصوير المقطعي tomographic collimator سيأتي الحديث عنها عند تناول هذا الموضوع. يوضح الشكل (7-8) رسماً تخطيطياً لبعض من هذه الموجهات.



شكل (7-8) أشكال تخطيطية لمجموعة من الموجهات المستخدمة في الطب النووي.

A - الموجه ذو الفتحة الصغيرة، حيث تكون الصورة I (الإسقاط على البلورة الوميضية) متغيرة المساحة طبقاً لبعدها عن المصدر من فتحة الموجه ومقلوبه.

B - الموجه ذو القنوات المتوازية حيث تكون الصورة معتدلة وتساوي المصدر O.

C - الموجه ذو القنوات المتقاربة حيث تكون الصورة مكبرة ومعتدلة.

D - الموجه ذو القنوات المتباعدة حيث تكون الصورة مصغرة ومعتدلة.

نظرا للأهمية القصوى لموضوع الموجهات وتوقف أداء وحدة التصوير النووي على اختيار نوع الموجه سنتناول الأنواع المختلفة سالفه الذكر تفصيلا. وسنبداً الحديث بالأبسط تصميماً.

1-3 الموجه ذو القناة المستقيمة

Straight – Bore (Single – Channel) Collimator

في بعض تطبيقات الطب النووي يستوجب الأمر تفحص ودراسة جزء معين من العضو وليس العضو كله، حيث يجب أن «يرى» الكشاف هذا الجزء فقط، وهذا بدوره يستوجب موجهها خاصا، هذا الموجه يجب أن تكون له القدرة على التمييز بين جزئين (مصدرين) لهما معدل مختلف للعد، ومن ثم يجب أن يتميز بقدرة تحليلية عالية high resolution، والتي يمكن التعبير عنها بأقل مسافة بين جسمين (أو جزئين) يصدر منها إشعاع، وتبقى للموجه المقدرة على التمييز بأنهما مصدرين وليسا مصدرا واحدا. تتوقف تلك المقدرة (القدرة التحليلية) على الشكل الهندسي (التصميم) للموجه والمادة المصنوع منها كما تتوقف أيضا على الطاقة التي تنطلق بها فوتونات جاما.

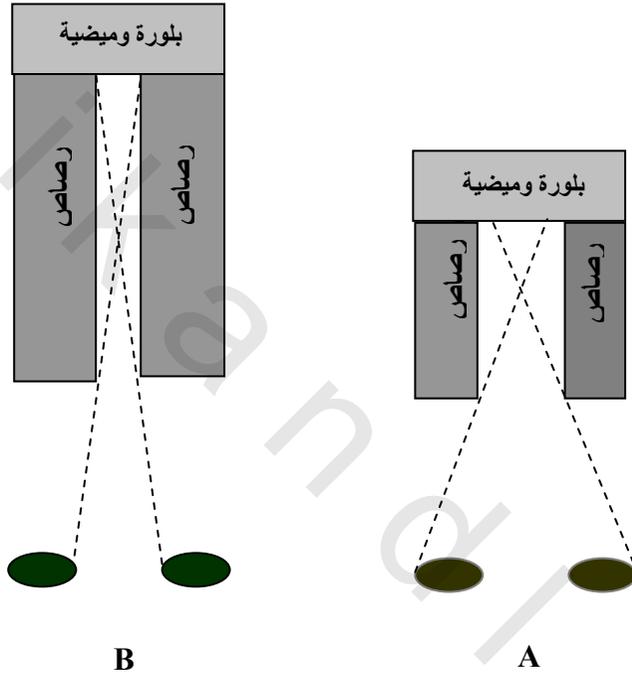
يحقق الموجه ذو القناة المستقيمة الأغراض سالفه الذكر، وهو عبارة عن قطعة كبيرة من الرصاص تخترقها قناة مجوفة صغيرة المقطع، وتثبت قطعة الرصاص تلك في مقدمة الكشاف. تتوقف القدرة التحليلية لهذا الكشاف على طول قنواته ومساحة مقطعيها.

يوضح شكل (7-9) بطريقة مبسطة تأثير كل من طول القناة ومساحة مقطعيها على القدرة التحليلية للموجه، حيث يتم المقارنة بين موجهين أحدهما قصير ومساحة مقطعيه كبيرة (الشكل (7-9A)) والآخر طويل ومساحة مقطعيه صغيرة (الشكل (7-9B)).

في كلتا الحالتين يقوم الكشاف برصد أشعة جاما المنبعثة من منطقتين (مصدرين) متجاورين في عضو بشري مساحتهما متساوية وتفصل بينهما مسافة (لتكن 1.5cm) والمسافة بين المصدرين وفوهة الموجه واحدة في الحالتين (لتكن في حدود 7cm). أي أبقينا على مساحة المنطقتين المشعيتين والمسافة بينهما وموضعها بالنسبة للموجه ثابتا في الحالتين.

جميع إشعاعات جاما التي تقع داخل حدود الخطين المتقطعين (أي في نطاق الزاوية المجسمة المحصورة بين هذين الخطين) تسقط على البلورة الومضية ويتم رصدها. الموجه القصير ذو الفتحة الكبيرة لا يستطيع التمييز بين القطعتين؛ لأن الزاوية المجسمة المحصورة

بين الخطين المتقطعين في هذه الحالة تحتوي على كل من المنطقتين معا (شكل (7-9A))، ويقال في هذه الحالة إن القدرة التحليلية للموجة ضعيفة (poor resolution). لكن الموجه الثاني ذا القناة الطويلة والفتحة الضيقة (الشكل (7-9B)) يستطيع التمييز بين نفس المصدرين أثناء حركة الموجه يمينا أو يساراً، ويرصدهما الكشاف كمنطقتين منفصلتين حيث يظهر أحد الجسمين ثم يعقب ذلك منطقة إظلام ثم يُرصد الجسم الآخر، بينما يظهر الجسمان معا دفعة واحدة أثناء الحركة في الحالة الأولى (الشكل (7-9A)).



شكل (7-9). توضيح تأثير كل من طول قناة الموجه ومساحة مقطعها

على القدرة التحليلية للموجه ذي القناة المستقيمة.

نقول في حالة الموجه الذي تمكن من رؤية المنطقتين منفصلتين (الموجه ذو القناة الطويلة والفتحة الضيقة): إن القدرة التحليلية له هي 1.5 cm (المسافة بين المنطقتين المشعنتين).

هناك ملاحظة يجب الإشارة إليها وهي أنه كلما زادت القدرة التحليلية للموجة كلما قلت البيانات الإحصائية التي يمكن الحصول عليها، حيث يقل في تلك الحالة معدل العد. تلك

الحقيقة تشمل الأنواع المختلفة للموجهات بيد أنها أكثر وضوحا وقدرة على الإدراك في حالة الموجه ذي القناة المستقيمة.

2-3 الموجه ذو الفتحة الصغيرة

Pinhole Collimator

يشبه الموجه ذو الفتحة الصغيرة إلى حد كبير آلة التصوير الضوئية الصندوقية الشكل حيث تتركب فتحة صغيرة aperture متغيرة القطر (يتراوح قطرها ما بين 2 إلى 5 mm) على مخروط من الرصاص (شكل (10-7)).

باستخدام هذا النوع من الموجهات، وُجد أن حجم الصورة يساوي حجم المصدر عندما تكون المسافة بين المصدر (العضو البشري الذي يتوزع خلاله النظير المشع) وفتحة الموجه تساوي المسافة بين الفتحة وسطح البلورة الومضية، وعندما نحرك المصدر لمسافة أبعد بالنسبة لفتحة الموجه يأخذ حجم الصورة في التناقص والعكس صحيح. وهكذا بدت العلاقة بين حجم الصورة وحجم الجسم في حالة هذا الموجه تخضع لنفس قواعد الضوء المرئي:

التكبير = طول الصورة / طول الجسم.

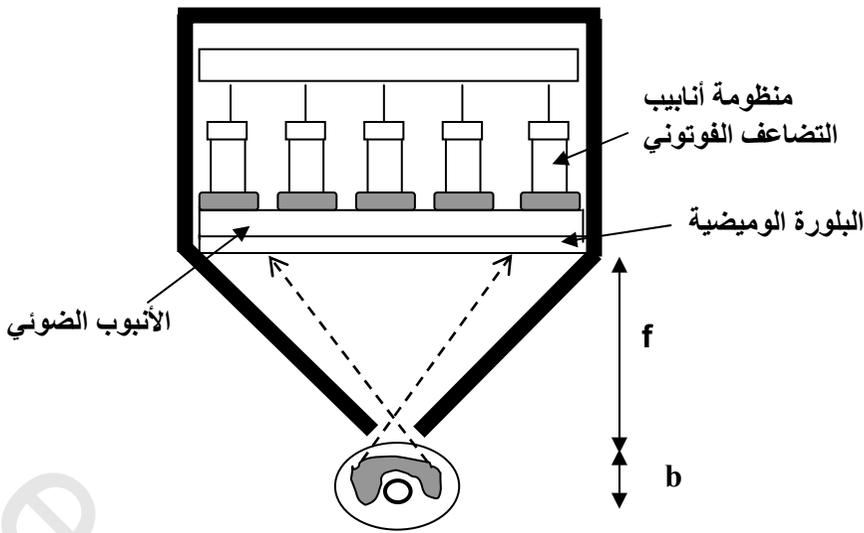
= بعد الصورة عن العدسة (الموجه) / بعد الجسم عن العدسة (الموجه).

ومن ثم يمكن الحصول على علاقة بسيطة بين حجم الصورة I (image) تلك التي تظهر مقلوبة وبين حجم المصدر المشع O (object):

$$\frac{I}{O} = \frac{f}{b}$$

حيث f هي المسافة بين فتحة الموجه (والتي تقابل العدسة) وبين سطح البلورة (والذي يقابل الحاجز الذي تظهر عليه الصورة في حالة الضوء المرئي) و b هي المسافة بين الفتحة والمصدر (العضو البشري).

خاصية القدرة على التكبير التي يتمتع بها هذا الموجه تجعل منه موجها مثاليا لتصوير الأعضاء الصغيرة كالغدة الدرقية. كما أنه يحقق قدرة تحليلية عالية في حال استخدامه للتصغير، ذلك مقارنة بالموجه ذي القنوات المنفرجة والذي يستخدم لهذا الغرض كما سيأتي تفصيله.



شكل (10-7). مقطع في الموجه ذي الفتحة الصغيرة حيث يُعتبر موجهها مناسباً لتصوير الأعضاء الصغيرة كما في حالة تصوير الغدة الدرقية (thyroid imaging).

يحقق الموجه ذو الفتحة الصغيرة أفضل قدرة تحليلية عند استخدامه لتصوير الأعضاء الصغيرة، وذلك بجعلها على مسافة صغيرة من فتحة الموجه. وفي حالة القيم الكبيرة لمعامل التكبير (I/O) تعتمد القدرة التحليلية للموجه أساساً على قيمة نصف قطر الفتحة؛ فهي تزداد كلما قل نصف القطر.

لا يقتصر استخدام هذا النوع من الموجهات في تصوير الأعضاء الصغيرة بل يمكن استخدامه في تصوير الأعضاء الكبيرة كالكبد والرئتين، ولكن بكفاءة (□) أقل؛ وذلك بجعل المسافة بين العضو المراد تصويره وفتحة الموجه كبيرة.

3-3 الموجهات متعددة القنوات - خواص عامة

Multi - hole Collimators

هناك بعض الخواص العامة للموجهات متعددة القنوات بغض النظر عن كون قنواتها متوازية أو متقاربة أو متباعدة. واللجوء إلى الموجهات متعددة القنوات هو بالدرجة الأولى مرتبط بمسألة القدرة التحليلية.

(1) كفاءة الموجه Collimator Efficiency هي النسبة بين عدد فوتونات جاما التي تخترقه وتلك التي تنبعث من المصدر (العضو).

يتوقف عدد القنوات في الموجه على مساحة سطح البلورة الوميضية وكذلك على السمك الذي يجب تركه بين كل فتحتين septal thickness (حيث يتوقف ذلك على طاقة فوتونات أشعة جاما التي تنطلق من المصدر المشع المستقر في العضو المراد تصويره فيزيد هذا السمك بزيادة الطاقة).

بصفة عامة تزيد القدرة التحليلية للموجه بزيادة عدد الفتحات بالنسبة لبلورة بعينها، فإن قلة عدد الفتحات تعني بالضرورة عدم الاستخدام لجزء من البلورة، وتعني أيضا فتحات كبيرة المقطع وسمك بين الفتحات أكبر، وكلها عوامل تؤثر سلبا على القدرة التحليلية للموجه.

إن ارتباط القدرة التحليلية للموجه بطاقة فوتونات جاما من خلال العوامل سالفة الذكر جعل من الضروري تخصيص موجهات للطاقات المنخفضة low – energy collimators وأخرى للطاقات المتوسطة والعالية medium (high) – energy collimators^(□)، فعندما تكون الطاقة عالية تقل قدرة أسطح الموجه على امتصاص الفوتونات، ومن ثم وجب في مثل هذه الحالة أن يكون السمك بين قنوات الموجه كبيرا حتى لا تستطيع الفوتونات أن تخترق الأسطح الجانبية للقنوات “cross talk” مما يؤدي إلى إضعاف للقدرة التحليلية. لكن زيادة السمك هذه تؤدي بالضرورة إلى نقص في حساسية الكشاف حيث يؤدي ذلك إلى حجب جزء لا يستهان به من سطح البلورة ويكون الأمر موازنة بين الحساسية والقدرة التحليلية. تختص موجهات الطاقة الضعيفة برصد المصادر التي تنبعث منها فوتونات جاما بطاقة أقل من 150 Kev بينما تختص موجهات الطاقة المتوسطة بالكشف عن المصادر التي تصدر منها فوتونات بطاقة ما بين 150 و 300 Kev.

4-3 الموجهات متعددة القنوات المتوازية

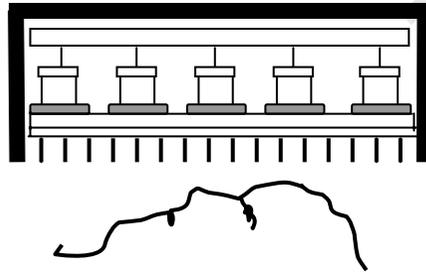
Multi- Channel Parallel – Hole Collimators

الموجه متعدد القنوات عبارة عن قرص من مادة ذات كثافة عالية (مثل الرصاص) به آلاف من القنوات المتوازية والموازية لمحوره الرئيسي، موزعة توزيعا متجانسا والمحور الرئيسي للموجه يكون عمودياً على سطح البلورة الوميضية. قد يكون مقطع القنوات دائرياً

(1) يُشار في التقرير الخاص بالمرضى إلى نوع الموجه المستخدم عند إجراء التصوير النووي.

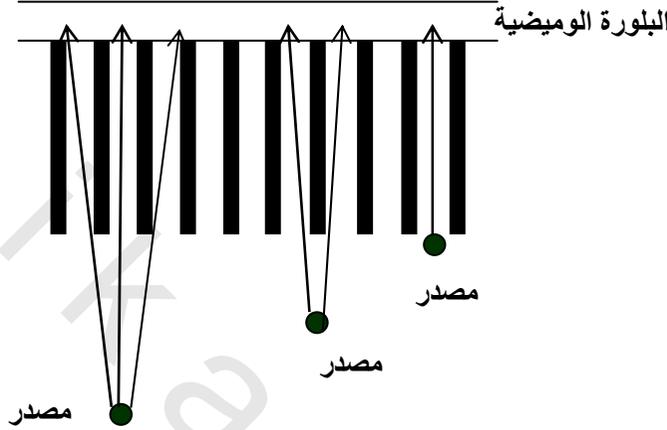
أو مربعاً أو سداسي الشكل، ولكن المقاطع المربعة والسداسية توفر حساسية أكبر؛ لأن نسبة المساحة المعرضة للإشعاع من سطح البلورة إلى المحجوبة عنه - exposed - to - shielded ratio تكون حينئذ أكبر. كما يجب أن يكون سمك الحوائط الفاصلة بين القنوات septal thickness من الكبر بحيث تمنع فوتونات جاما أن تخترقها وتنتقل من قناة لأخرى. للاحتفاظ بحد مقبول لعمليات الاختراقات تلك يجب أن يكون السمك الفاصل بين القنوات أكبر من 3 mm في حالة موجات الطاقة المنخفضة (< 150 Kev)، وأن يكون هذا السمك أكبر من 4.65 mm في حالة موجات الطاقة المتوسطة (< 400 Kev). في الحالتين يكون قطر مقطع القناة في حدود 2.5 mm أما طولها ففي حدود 25mm وعلينا أن نتذكر أن زيادة السمك الفاصل يحد من عامل الحساسية، أما نقصه فيحد من القدرة التحليلية وعند تصميم الموجه لابد من تحري التوازن بين هذين العاملين، الحساسية والقدرة التحليلية.

تكون القدرة التحليلية لهذه الأنواع من الموجات في أفضل حالاتها عند سطح الموجه، ومن ثم يجب وضع العضو المراد تصويره أقرب ما يكون من سطح الموجه (شكل (7-11)) وتتناقص القدرة التحليلية كلما بعد العضو عن السطح، ويشار للقدرة التحليلية التي تتوقف على موضع العضو بالنسبة لسطح الموجه بالقدرة التحليلية الخارجية extrinsic resolution. الشكل (7-12) يفسر العلاقة بين القدرة التحليلية الخارجية وموقع العضو



شكل (7-11) وضع رأس المريض أقرب ما يمكن من سطح موجه متوازي القنوات لتصوير المخ

بالنسبة لسطح الموجه حيث تتعدد القنوات التي يخترقها شعاع جاما الصادر من العضو كلما بعد عن سطح الموجه، وهذا يؤدي بدوره إلى تداخل صور أجزاء العضو المختلفة مما ينال من دقة تفاصيل الصورة، ومن الجدير بالذكر أن القرب أو البعد عن سطح الموجه لا يؤثر كثيرا في عامل الحساسية حيث تقل كلما بعد العضو عن الموجه، ولكن في ذات الوقت تزيد مساحة البلورة الوميضية التي تتعرض للأشعة بزيادة المسافة، ومن ثم يلغي تأثير أحد العاملين تأثير الآخر.



شكل (7-12) توقف القدرة التحليلية على الموضع النسبي للعضو. تدهور القدرة التحليلية كلما زاد عمق العضو، بعيدا عن سطح الموجه.

5-3 الموجهات متعددة القنوات المتقاربة

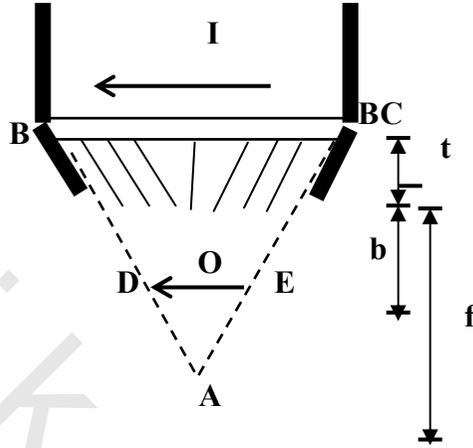
Multi- Channel Converging Collimators

تصمم القنوات في الموجه ذي القنوات المتقاربة بحيث تميل نحو المحور العمودي على سطح البلورة من مركزها، حيث تتجمع امتداداتها عند نقطة تبعد مسافة ما بين 40 إلى 50 سم من سطح الموجه (شكل (7-13))، ويستخدم هذا النوع من الموجهات للحصول على صورة مكبرة للعضو.

فإذا كان العضو O موضوعا بين سطح الموجه ونقطة التقاء الخطين المتقطعين في الشكل فإنه من تشابه المثلثين ABC و ADE نحصل على علاقة التكبير:

$$\frac{l}{O} = \frac{f+t}{f-b}$$

حيث f هي المسافة بين سطح الموجه والنقطة A ، نقطة التقاء الخطين المتقطعين (نقطة التجمع convergence point)، وهذه المسافة تُسمى مسافة التجمع b . distance في المعادلة السابقة تشير إلى المسافة بين سطح الموجه وموضع المصدر O و t تمثل سمك الموجه.



شكل (7-13) موجه متعدد القنوات المتقاربة

عند تواجد المصدر في موضع حتى نقطة التجمع، تكون الصورة معتدلة ومكبرة وعندما يكون العضو ما بين نقطة التجمع وضعف مسافة التجمع تكون مكبرة، ومقلوبة وأبعد من تلك الأخيرة تكون الصورة مقلوبة ومصغرة وفي كل تلك المواضع يتغير مجال الرؤية.

تتزايد كفاءة الموجه مع تزايد المسافة بين المصدر وسطح الموجه (المسافة f)، وذلك حتى نقطة التجمع أما بعد هذه النقطة فيكون العكس هو الصحيح، وذلك بالنسبة للمصادر النقطية أو الخطية أو الخيطية $point$ or $line$ sources لكن بالنسبة لمصدر على هيئة لوح غير متناهٍ an “infinite” sheet source لا تتأثر كفاءة الموجه بتغير المسافة. غير أن تأثر الكفاءة بالمسافة بالنسبة للمصدر النقطي في حالة هذا النوع من الموجات لا يكون بنفس الحدة التي عليها في حالة الموجه ذي الفتحة الصغيرة. وهذه الملاحظة قائمة أيضا بالنسبة للتغير في مجال الرؤية والتشوه الحادث في الصورة $image$ distortion. كما تضمحل القدرة التحليلية المكانية للموجه $collimator$ spatial resolution مع زيادة المسافة f ، ولكن أيضا ليس بنفس الحدة التي عليها في حالة الموجه ذي الفتحة الصغيرة.

يجمع الموجه متعدد القنوات المتقاربة بين ميزات الموجه ذي الفتحة الصغيرة والموجه متعدد القنوات المتوازية، حيث يكفل التوليفة الأفضل للقدرة التحليلية والكفاءة عند المسافات النمطية للتصوير النووي (5-10cm)، حيث يكون مجال الرؤية محدوداً نسبياً، وعليه فهو الأكثر فائدة عند استخدامه مع الكاميرات التي تتمتع بمجال رؤية كبير نسبياً relatively large field-of-view cameras، غير أنه يعيبه أن الصورة المتكونة تعاني من بعض التشوهات في أطرافها.

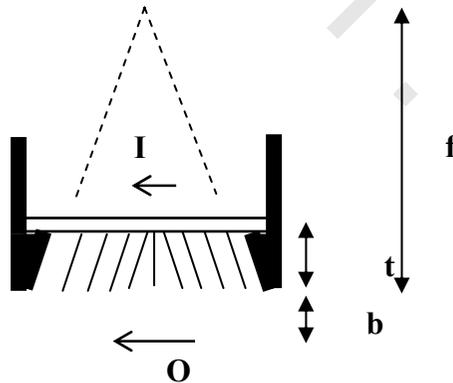
6-3 الموجهات متعددة القنوات المتباعدة

Multi- Channel Diverging Collimators

تصمم القنوات في الموجه ذي القنوات المتباعدة بحيث تميل متباعدة عن المحور العمودي على سطح البلورة من مركزها حيث تتجمع امتداداتها عند نقطة خلف الموجه تبعد مسافة ما بين 40 إلى 50 سم من سطح الموجه (شكل (7-14)) ويستخدم هذا النوع من الموجهات للحصول على صورة مصغرة I للعضو O، وذلك طبقاً للعلاقة الآتية والتي يمكن استنتاجها من تشابه المثلثات أيضاً:

$$\frac{I}{O} = \frac{f-t}{f+b}$$

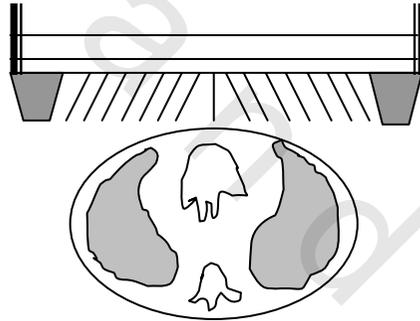
حيث f هي المسافة بين سطح الموجه ونقطة التقاء الخطين المتقطعين في الشكل و b هي المسافة بين سطح الموجه وموضع العضو المراد تصويره و t هي سمك الموجه.



شكل (7-14) موجه متعدد القنوات المتباعدة

يتضح من المعادلة السابقة أن الصورة تصير أصغر كلما زاد بعد الجسم عن وجه الموجه (المسافة b)، وعملية التصغير هذه تمكن الكشاف من رصد أعضاء تكون مساحة سطحها أكبر من مساحة سطح البلورة فهو يستخدم لتصوير الأعضاء الكبيرة نسبياً كالرئتين، حيث يتم استنشاق غاز مشع قابل للانتشار كالزيتون ^{133}Xe أو بحقن الوريد بمعلقات صغيرة منشطة بواسطة $^{99\text{m}}\text{Tc}$ (شكل (15-7)). يتم في الحالة الأولى تصوير المناطق التي يتخللها الغاز المشع، ويتم في الحالة الثانية مراقبة تروية الرئة عن طريق الدورة الدموية. كما يستخدم هذا النوع من الموجهات عند الحاجة للحصول على صورة تجمع بين أكثر من عضو كالطحال والكبد مثلاً.

تكون القدرة التحليلية للموجه (القدرة التحليلية الخارجية) في أفضل حالاتها عن مركزه حيث تكون القنوات تقريبا متوازية، ونظرا لأن القدرة التحليلية للبلورة (القدرة التحليلية الذاتية intrinsic resolution) تكون أفضل عند مركز البلورة فإن القدرة التحليلية

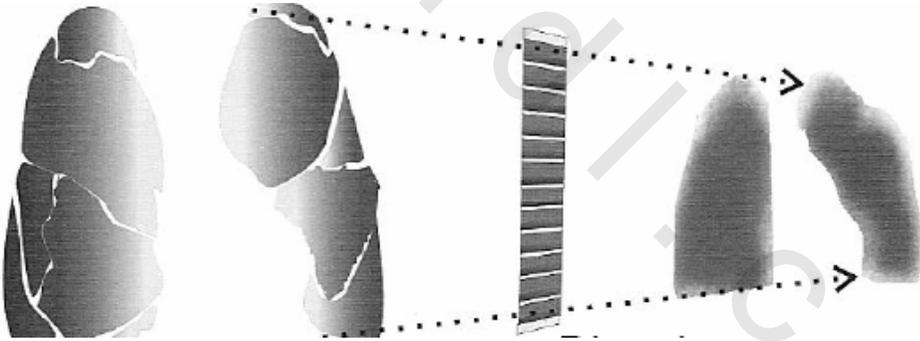
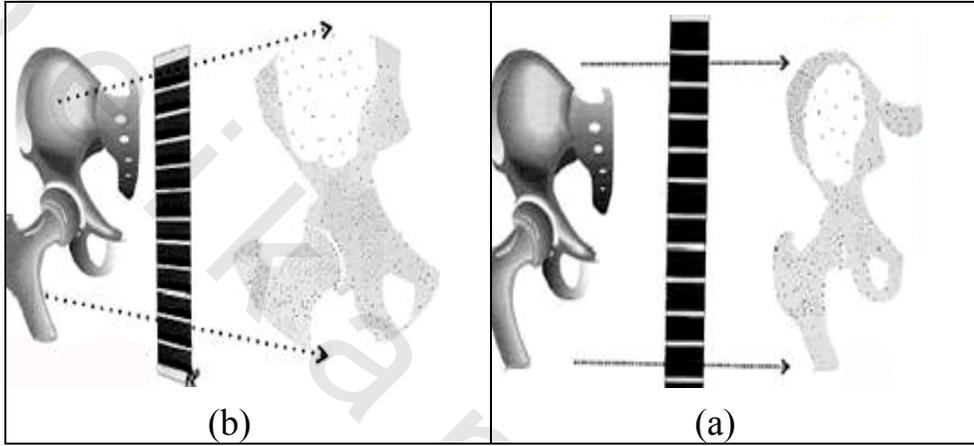


شكل (15-7) استخدام موجه متعدد القنوات المتباعدة لتصوير أعضاء كبيرة كالرئتين.

الكلية تكون في أفضل حالاتها عند مركز البلورة وتساء كلما ابتعدنا عنه وللحاسب دور أساسي في تصحيح مثل هذه العيوب.

جدير بالذكر أنه يمكن تصنيع موجه واحد ليقوم بدور كل من الموجهين، (موجه متعدد القنوات المتقاربة وموجه متعدد القنوات المتباعدة أي مجمع ومفرق معا)، يثبت في وضع فيعمل كموجه مجمع فإذا عكس صار مفرقاً.

المقارنة بين الأشكال (7-16a)، (7-16b)، و (7-16c) توضح بجلاء الصفات الأساسية التي تميز كلاً من الموجات متعددة القنوات. يتم الحصول على صورة مساوية للعضو في حالة الموجه متعدد القنوات المتوازية (شكل (7-16a))، ويقدم أفضل توليفة بين القدرة التحليلية والكفاءة في حالة التعامل مع الأعضاء الكبيرة، كما تبدو الصورة مكبرة في حالة الموجه متعدد القنوات المتقاربة (شكل (7-16b)) ومصغرة في حالة الموجه متعدد القنوات المتباعدة (شكل (7-16c)).



(c)

شكل (7-16). المقارنة بين الأنواع المختلفة من الموجات.

4 - الكاميرات متعددة البلورات Multicrystal Camera

تحتوي بعض كاميرات التصوير النووية على 294 بلورة وميضية (\square) تشكل تكوينًا خزفيًا mosaic يتكون من أربعة عشر صفاً كلٌّ يحتوي على إحدى وعشرين بلورة يبلغ طول البلورة الواحدة في حدود العشرين سنتيمتراً وعرضها حوالي أربعة عشرة سنتيمتراً وسمكها ثلاثة سنتيمترات ونصف.

تتوقف كفاءة الرصد على سمك البلورة، حيث يمكننا الحصول على كفاءة رصد عالية لفوتونات جاما ذات الطاقة المتوسطة والعالية باستخدام بلورات ذات سمك مختلف. فعلى سبيل المثال، تبلغ كفاءة الرصد 82% لفوتونات جاما التي طاقتها Kev 140 باستخدام بلورة سمكها 0.5 cm، وترتفع إلى حوالي 100% عند استخدام بلورة سمكها 1cm، ولكن إذا كانت طاقة الفوتونات 360 Kev انخفضت كفاءة الرصد للبلورة التي سمكها 1cm إلى حوالي 23%، ومن ثمَّ وجب استخدام بلورة ذات سمك أكبر في حالة الطاقات الأعلى.

يفصل بين كل بلورة وأخرى قطع من الرصاص لمنع الفوتونات الضوئية من الانتقال بين بلورة وأخرى cross talk، حيث يؤثر ذلك سلباً على دقة تحديد موضع التفاعل، وإمعاناً في الحد من هذا التأثير يُستخدم موجه له عدد من الفتحات يساوي عدد البلورات، أي أن كل فتحة تواجه بلورة فيبدو الأمر كما لو كان لكل بلورة موجهها الخاص بها. غير أنه لا يمكن تخصيص أنبوب تضاعف فوتوني لكل بلورة، فضلاً عن أن ذلك مكلف فإنه يجعل حجم وحدة التصوير ضخماً، فاستبدل ذلك بتخصيص أنبوب لكل صف وآخر لكل عمود في منظومة البلورات.

يخرج من كل بلورة زوج من الأنابيب الضوئية light pipes المصنوعة من البلاستيك يتصلان باثنين من أنابيب التضاعف الفوتوني يقع أحدهما في العمود الذي تنتمي إليه البلورة، ويقع الآخر في الصف الذي تنتمي إليه البلورة، أي أن أحد الأنابيب الضوئية يذهب إلى المحور الأفقي (محور X) والآخر يذهب إلى المحور الرأسي (محور Y)، ومن ثمَّ كان رصد الفوتونات الضوئية بواسطة أحد أنابيب التضاعف في عمود معين، وأنبوب آخر في صف معين في آن واحد بمثابة تحديد كامل لموضع الحدث (أي تحديد موضع البلورة التي حدث

(1) ظهرت أجيال ذات أعداد أكبر.

فيها تفاعل فوتون جاما معها، ومن ثم تحديد موضع الحدث) تماما كما لو كنا نحدد الموضع على ورقة رسم بياني.

يُجمع خرج output أنبوبي التضاعف ثم يُدخل على مميز النبضات ليتقرر ما إذا كانت النبضة تقابل حدثاً حقيقياً فتُقبل أم غير ذلك فترفض. إذا ما أُجيزت النبضة حصلنا على بقعة مضيئة على شاشة العرض (CRO). تلك البقعة تقابل الموقع الأصلي الذي حدث فيه تفاعل فوتون جاما مع البلورة. وباستخدام منظومة البلورات، 294 في هذه الحالة، تتحدد المواقع الأخرى التي تم عندها تفاعل لفوتون جاما، ومن ثم تتحدد هذه المواقع رقمياً digitized، وهذا بدوره يسهل مهمة تحليل النتائج والبيانات التي تم الحصول عليها وتوفير إمكانات دراسية أكبر كالمقارنة بين منطقة وأخرى في العضو رهن الفحص أو التركيز على جزء بعينه من العضو.

نظراً لأن عدد البلورات في وحدة التصوير محدود، ومن ثم عدد وحدات المعلومات التي تم الحصول عليها مما يؤثر سلباً على القدرة التحليلية للصورة (وضوح الصورة) طورت الكاميرات متعددة البلورات باستخدام نظام متحرك ومبرمج يمكن معه مسح منظومة البلورات عدة مرات بدلاً من الحصول على المعلومة مرة واحدة، وبهذا تم الجمع بين خواص الكاميرات والمساحات في ذات الوقت، حيث تجمع المعلومات (البيانات) في كل مرة وتخزن في ذاكرة خاصة core memory ثم يقوم الحاسوب باستخدام برمجيات خاصة بتجميع وتصنيف تلك البيانات المتراكمة وإعادة بناء صورة إشعاعية ذات قدرة تحليلية عالية، دقيقة التفاصيل وعالية الجودة.

ميزة أخرى للكاميرات متعددة البلورات إضافة لما سبق وهي قدرتها على التعامل مع معدلات عالية للعد حيث تعتبر كل بلورة بمثابة كشاف منفصل، وأصبح في الإمكان رصد الحادثة (الامتصاص) مباشرة وبدون الاستعانة بمعالجة إلكترونية كما في حالة الكاميرة وحيدة البلورة، فأدى ذلك إلى قصر الزمن اللازم للحصول على المعلومات الخاصة بتحديد موضع الحدث فصار في حدود 2 ميكروثانية بدلاً من 5-10 ميكروثانية في حالة الكاميرة وحيدة البلورة، وذلك بالطبع يرفع من كفاءة الكاميرة متعددة البلورات في عد نبضات تفصل بينها أزمان أقصر، وهذا بدوره أدى إلى إمكانية متابعة التغيرات الديناميكية السريعة التي تحدث داخل العضو البشري.

ثمة بعض المآخذ التي تقترن بالكاميرات متعددة البلورات، فاستخدام عدد كبير من البلورات يؤدي إلى هروب بعض الفوتونات من جوانبها، حتى مع الحذر. كذلك يفقد جزء من طاقة الفوتونات الضوئية أثناء انتقالها من البلورات إلى أنابيب التضاعف الفوتوني عبر الأنابيب الضوئية.

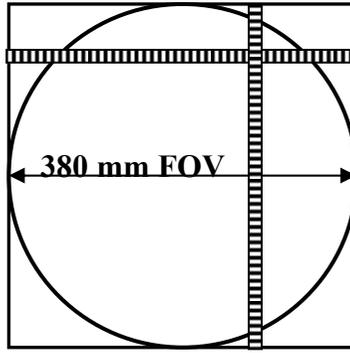
في ختام حديثنا عن الكاميرات، من المهم أن نذكر بوضوح أنه كان المقصود في البداية بكاميرة أشعة جاما أنها ذلك الكشاف الوميضي وملحقاته التي تعمل في وضع ثابت stationary بالنسبة للمريض وتستخدم للحصول على صورة مستوية لتوزيع النظير المشع داخل العضو البشري، غير أن هذا المفهوم قد تغير بعد ذلك وأصبح من الممكن إنتاج كاميرات ماسحة scanning cameras، ولكن يظل الفرق واضحاً بين هذا النوع من الكاميرات الماسحة والمسحات التقليدية العادية التي في حالة الكاميرات يتم تجميع المعلومات (توزيع المادة المشعة داخل العضو) من منطقة كبيرة نسبياً، أما في حالة المسحات العادية فإن عملية المسح تتم نقطة بنقطة (أو عدة نقاط في أحسن الأحوال في وقت واحد).

5 - التصوير الرقمي Digital Imaging

من خلال مجموعة من البرمجيات المزود بها الحاسوب المرتبط بوحدة التصوير النووي، تقسم الصورة إلى منظومة من العناصر الصغيرة وتتحول إلى صورة رقمية حيث يمكن تخزينها وإعادةها متى شئنا، كما يمكن التعامل معها رقمياً ورياضياً للوصول بها إلى الجودة المطلوبة. كل من هذه العناصر الصغيرة التي تتكون منها الصورة تسمى بكسل pixel والتسمية مأخوذة من العبارة picture element، ويستبدل هذا المسمى إلى فوكسل voxel في حالة التصوير المقطعي حيث يتم الحصول على الصورة المقطعية (صورة في الأبعاد الثلاثة) عن طريق التعامل مع شرائح عبر حجم العضو (الجسم) ومن ثم جاءت التسمية voxel المأخوذة من volume element.

إذن يمثل البكسل pixel أصغر عنصر مساحي في الصورة تحدد قيمته حسب مجال الرؤية لكاميرة جاما (FOV) Field Of View، وكذلك حجم مصفوفة العناصر المستخدمة، فمثلاً بالنسبة لكاميرة ذات مجال للرؤية 380mm، ومصفوفة مربعة حجمها

64×64 يكون طول ضلع البكسل مساويا 6mm، ومن ثم تكون مساحته 36mm^2



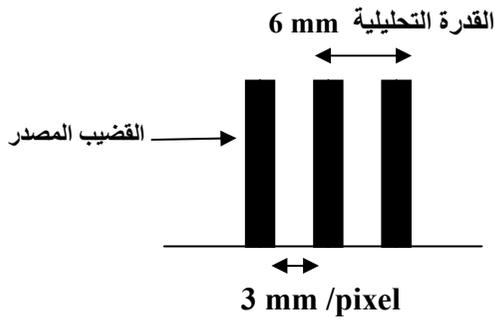
شكل (7-17). يقسم مجال الرؤية FOV إلى عناصر مساحية صغيرة pixels.

(شكل (7-17)) أما إذا كان حجم المصفوفة 128×128 لنفس مجال الرؤية يصير طول ضلع البكسل 3mm لتكون مساحته 9mm^2 . تجدر الإشارة إلى أنه ليس من الضروري أن يكون العنصر مربعًا، وإن كان الشكل المربع مرغوبًا فيه لسهولة المعالجة الرياضية والرقمية.

في حالة التصوير المقطعي (□) حيث يقسم حجم العضو المراد تصويره إلى شرائح يكون حجم العنصر (الفوكسل) عبارة عن مساحة مقطع العنصر في مستوى التصوير مضروبة في سمك الشريحة slice thickness، ومن ثم يكون حجم الفوكسل في حالة المصفوفة $64 \times 64 \times 64$ مساويًا 216mm^3 ، أما حجمه في حالة المصفوفة $128 \times 128 \times 128$ فيكون 27mm^3 ، وذلك في حالة العنصر المكعب.

لمساحة البكسل أهمية كبيرة في الوصول إلى قدرة تحليلية مكانية أفضل، أصغر جزء من الصورة النووية يشغل أحد هذه العناصر، ولكي نرصد اثنين من هذه الأجزاء لابد وأن يفصل بينهما عنصر واحد شاغر على الأقل، تمامًا كما يظهر في النموذج المطروح في شكل (7-18) والذي يسمى بنموذج زوج القضبان line pair والذي غالبًا ما يستخدم في تعيين القدرة التحليلية المكانية لنظام التصوير وتقاس القدرة التحليلية المكانية للصورة الرقمية حينئذ line pair resolution بضعف عرض هذا الخط (عرض الخط + عرض الفراغ المتروك - انظر الشكل) وبالتالي تكون القدرة التحليلية في حالة المثال الموضح بالشكل مساوية $2 \times 3 = 6\text{mm}$.

(1) سيأتي لاحقًا تفصيل عن التصوير المقطعي.

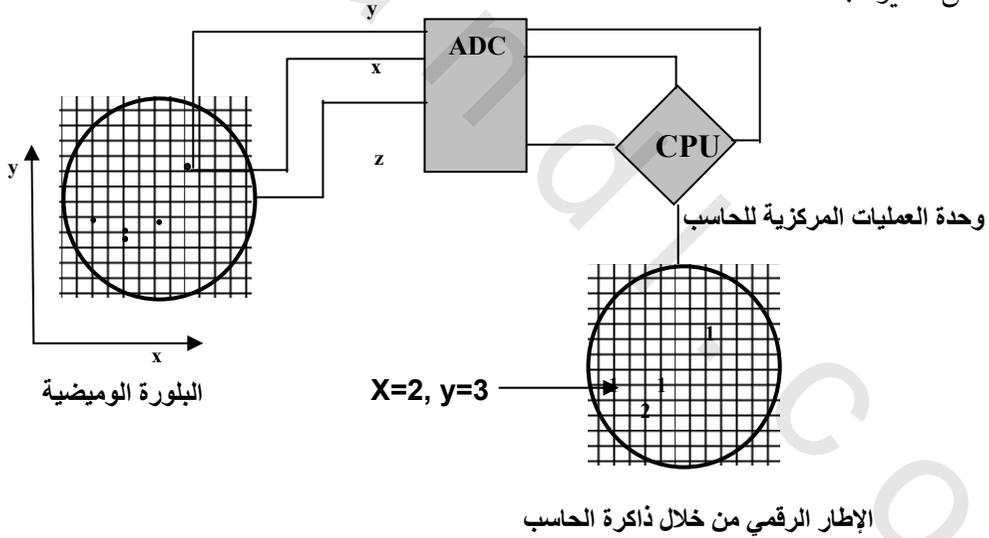


شكل (7-18) تحديد القدرة التحليلية المكانية في الصورة الرقمية بواسطة نموذج زوج القضبان. تقاس القدرة التحليلية بعرض بكسلين.

كيفية الحصول على الصورة الرقمية:

Computer Acquisition of Gamma Camera Images

يتم ذلك باستخدام إحدى طريقتين؛ طريقة الإطار frame mode، أو طريقة القائمة list mode. تستوجب الطريقة الأولى إعداد إطار للصورة image frame وهو عبارة عن مصفوفة شاغرة تعد داخل ذاكرة الحاسب لرصد وتسجيل الفوتونات التي تستقبل من كاميرة جاما.



الإطار الرقمي من خلال ذاكرة الحاسب

شكل (7-19) طريقة الإطار للتحويل إلى الصورة الرقمية. يظهر في الشكل إحداثيات إحدى النقاط حيث تقابل النبضة X العمود الثاني وتقابل النبضة y الصف السابع.

يوضح شكل (19-7) طريقة الإطار للحصول على صورة رقمية من كاميرة جاما حيث يتم الحصول على النبضتين التمثيليتين \square analog signals لتحديد موقع الحدث X و Y. يتم تحويل النبضتين التمثيليتين إلى نبضتين رقميتين عن طريق محول خاص (محول النبضة) من الشكل التمثيلي إلى الصيغة الرقمية \square ، Analog-to-Digital Converter (ADC). لاحظ في الشكل أن مجال الرؤية FOV (منظومة أنابيب التضاعف ومن ثم البلورة الوميضية) مقسم إلى مصفوفة مكونة من أعمدة وصفوف وأن عدد الفوتونات الممتصة (ممثل بنقاط في كل عنصر من عناصر مجال الرؤية للبلورة) قد تحول إلى رقم (يساوي عدد هذه النقاط) في العناصر pixels المقابلة في مصفوفة الإطار image frame. توجه هذه الأرقام إلى الحاسب الذي يحتوي على برمجيات تقوم بتحديث هذه العدادات update the counts. تقوم النبضة Z بإخبار المحول ADC متى يعمل ليحول النبضات التمثيلية إلى نبضات رقمية كما يأمر الحاسب متى يسجل الحدث.

في طريقة القائمة list mode يتم تخزين النبضتين X و Y بعد تحويلها إلى نبضتين رقميتين في قائمة داخل ذاكرة الحاسب قبل تكوين الإطار. توفر عملية التخزين في قائمة هذه مرونة في تغيير مساحة (حجم) الإطار عند القيام بدراسات مختلفة.

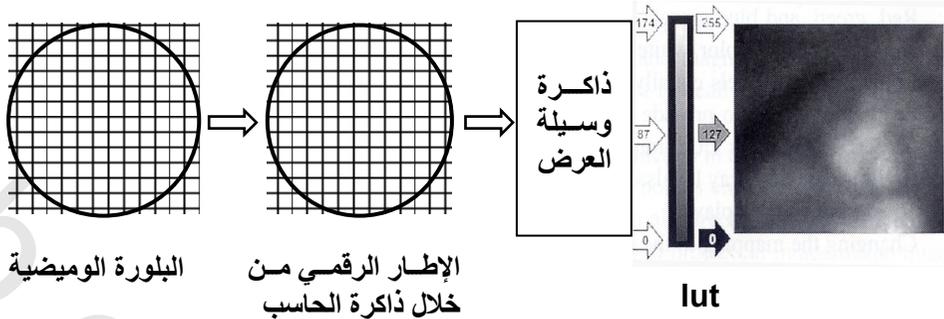
تقوم الوصلة interface ما بين الكاميرة والحاسب بضبط مكبر النبضة pulse amplifier، وكذلك ضبط خط المستوى base line للحصول على الشكل والتكبير المطلوبين لنبضتي الموقع X و Y قبل تحويلها إلى الصورة الرقمية، ذلك لجعل صورة كاميرة جاما تتمركز داخل الإطار وتملؤه. إنها مهمة مهندس الصيانة أن يقوم بعملية الضبط هذه.

يتم حفظ بيانات الصورة في ملفات داخل وسائل التخزين المختلفة (أقراص صلبة أو غيرها) كما يتم أيضا تخزين بعض البيانات الإضافية مثل حجم المصفوفة matrix size ومساحة وسمك العنصر وتاريخ الحصول على البيانات والزمن الذي استغرقته وعدد الصور، فضلا عن اسم المريض ورقم السجل الطبي واسم الطبيب المعالج ونوع الدراسة

(1) النبضة التمثيلية analog signal هي النبضة في صورتها الفولتية.

(2) تم الحديث تفصيلا عن المبادئ الأساسية التي يبنى عليها هذا المحول. في الباب السادس.

المطلوبة ومعلومات أخرى من هذا القبيل يشار إليها بمعلومات ملف العناوين file header information.



شكل (7-20). تقوم LUT قائمة الترجمة بتحديد مدى كثافة ظهور كل بكسل على شاشة العرض

لعرض الصورة من خلال جهاز العرض، المراقب monitor تنتقل البيانات الرقمية من الملف المخزن في ذاكرة الحاسب إلى ذاكرة مخصصة لهذا الغرض داخل جهاز العرض، ذاكرة العرض display memory، وغالبا لا تتغير بيانات كل بكسل عند إجراء عملية التحميل في ذاكرة العرض. يرتبط كل بكسل بما يسمى بقائمة الترجمة إلى شدة الإظهار (LUT)، intensity Look Up Table، تلك التي تترجم مستوى العدادات في كل بكسل pixel count level إلى شدة استضاءة أو إلى لون من ألوان عرض الصورة (شكل (7-20)).

6- التصوير المقطعي

Tomographic Imaging

1-6 تقديم

إن الصورة الإشعاعية المستوية لا تقدم للطبيب كثيرا من التفاصيل المهمة حيث تتراكب مساقط projections، وبنى structure الأعضاء المختلفة التي تمر بها الأشعة لتعطي عدة مساقط على مستوى واحد مما يجعل قراءة الصورة وتحليلها مهمة صعبة، فيؤدي ذلك إلى ضياع كثير من التفاصيل المهمة.

جاء اكتشاف التصوير المقطعي، والذي سبق استخدامه في مجال الأشعة السينية، حلاً لهذه المشكلة، ويشير هنا مفهوم التصوير الطبقي إلى التقنيات التي يمكن بواسطتها الحصول على

صورة ذات أبعاد ثلاثة three dimensional لتوزيع المادة المشعة داخل العضو المراد تصويره، وذلك عن طريق تصوير العضو من خلال شرائح عديدة وتوفر هذه التقنية وسيلة فعالة للتخلص من تداخل المساقط المتراكبة التي تعاني منها الصور المستوية. إن الحصول على صورة عالية الدقة في الأبعاد الثلاثة يؤدي بالضرورة إلى التحديد الدقيق لمواضع الأورام والعيوب التي قد تكون سببا في مرض ما، كما يزيد ذلك من إمكانية إجراء بعض الدراسات الديناميكية.

إن الجيل الأول من وحدات التصوير المقطعي والذي صمم بمهارات ميكانيكية وضوئية محدودة لم يكن كافيا إلا للحصول على صور لمقاطع طولية أي في مستويات موازية للمحور الرئيس لجسم المريض وكانت الصور التي تم الحصول عليها حينئذ رديئة؛ أما الآن وبفضل التطور السريع في صناعة الحاسبات وما واكب ذلك من تقدم في نظم البرمجيات softwares أمكن الحصول على صور عالية الجودة والخروج بهذه الأجهزة من حيز الدراسات الأكاديمية إلى مجال التطبيقات العملية فأصبح من الممكن خلال فترة وجيزة إعادة بناء صور المقاطع التي تم الحصول عليها لتكوين صورة مجسمة (في الأبعاد الثلاثة) تبين بدقة تفاصيل البنى المهمة للعضو، وبفضل إمكانية تخزين المعلومات (الفوتونات الضوئية) التي تم الحصول عليها من البلورة الوميضية في ذاكرة الحاسب أمكن الحصول على صور رقمية digital imaging تخضع للمعالجات الرياضية والإحصائية المختلفة التي تؤدي بدورها إلى تقييم كمي quantized evaluation لحالة المريض بدلا من خضوع تفسير الصور للاجتهادات الشخصية التي تحتمل وجهات نظر مختلفة وتكون عرضة للشك.

في التصوير الطبقي يضطر المريض إلى تناول جرعة من المادة المشعة أكبر من تلك المستخدمة في حالة التصوير في مستوى، الأمر الذي يستوجب عدم الإفراط في استخدام هذا النوع من التقنية ويجب إنقاص عدد الفحوص إلى الحد الأدنى بالنسبة للبالغين وتجنّبها الأطفال دون العامين. لكن التطور المستمر في تقنيات معالجة الصورة والنجاح المذهل في زيادة سرعة الحاسبات وزيادة حجم الذاكرة سوف يؤدي بالضرورة إلى خفض الجرعة وكذلك مدة التصوير لتصير بضع ثوان، مما يحد من خطورة تعرض المريض لجرعة كبيرة لفترة كبيرة، كما يمكن ذلك أيضا من القدرة على رصد التغيرات الديناميكية (رصد التغيرات كدالة في الزمن) المهمة المرتبطة بالأداء الوظيفي لبعض الأعضاء.

هناك نوعان أساسيان من التقنيات في مجال التصوير الطبقي الرقمي، التصوير الطبقي الرقمي باستخدام الانبعاث وحيد الفوتون Single Photo Emission Computerized Tomography (SPECT) والتصوير الطبقي الرقمي باستخدام الانبعاث البوزوتروني (PET) Positron Emission Computed Tomography:

2-6 التصوير الطبقي الرقمي باستخدام الانبعاث وحيد الفوتون

Single Photo Emission Computerized Tomography (SPECT)

يشير التعبير وحيد الفوتون هنا إلى الفوتونات الضوئية التي تنبعث فراداً من البلورة الومضية نتيجة امتصاصها لفوتونات جاما، وذلك تمييزاً لها عن انبعاث فوتونين آتياً عند التقاء إلكترون وبوزوترون (إنتاج الزوج) حيث تستخدم تلك الظاهرة الأخيرة في تصميم الكاميرة البوزوترونية كما سيأتي تفصيله.

هناك نوعان من أجهزة التصوير الطبقي وحيد الفوتون SPECT، النوع الطولي longitudinal والنوع العرضي transaxial.

1-2-6 أجهزة التصوير الطولية

Longitudinal Devices

تشمل أجهزة SPECT الطولية كل من:

أ- الماسحات المقطعية متعددة المستويات multiplane tomographic scanners

ب- الكاميرات الومضية الثابتة التي تستخدم الموجهات متعددة الفتحات الصغيرة stationary cameras using the multipinhole collimators.

ج- الكاميرات الثابتة التي تستخدم الموجهات ذات الفتحات المائلة الدوارة stationary cameras using rotating slant-hole collimators.

أ- الماسحات المقطعية متعددة المستويات multiplane tomographic scanners

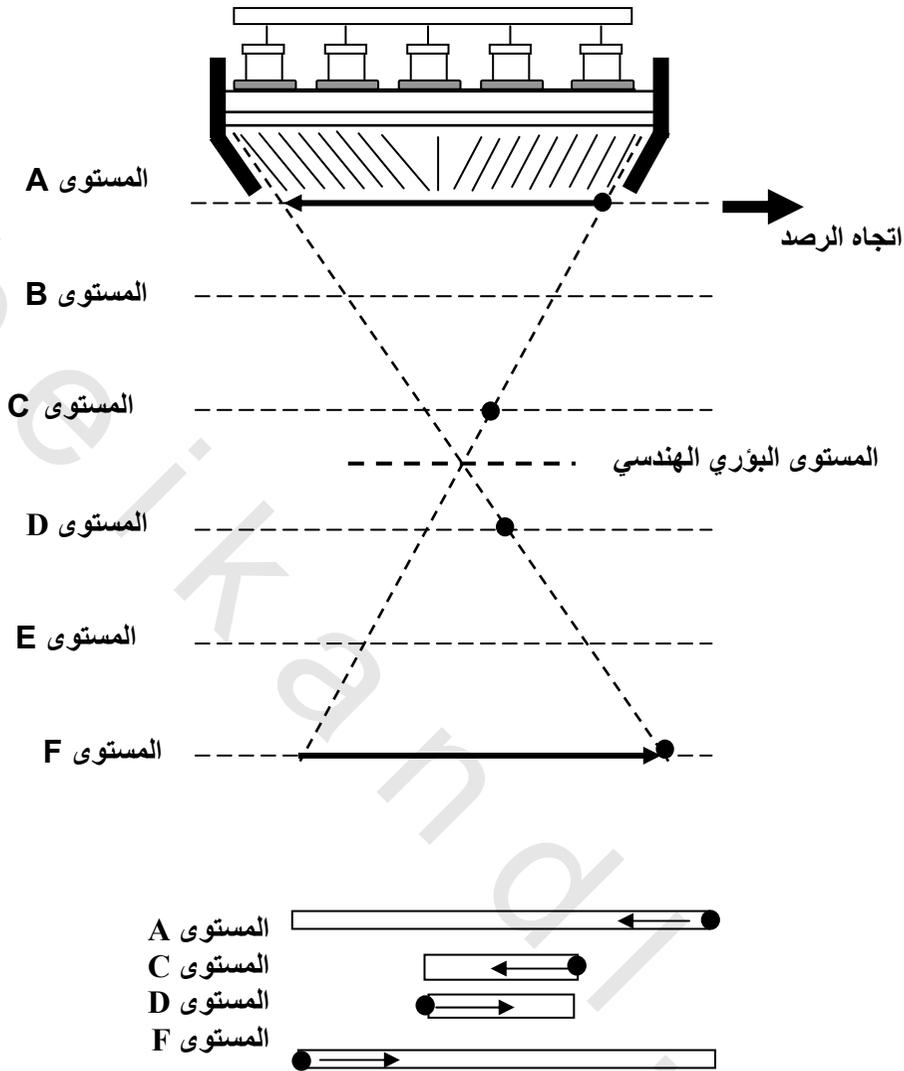
يتم الحصول على مجموعة من اللقطات (مساقت projections) المستوية حول المريض حيث يتحرك الكشاف على محور مواز للمحور الطولي للمريض patient's

longitudinal axis، ثم ينتقل الماسح حول المريض إلى موضع آخر للحصول على لقطة طولية أخرى وهكذا، ويتم ذلك على مدى قوس من 180° أو 360° ، ويستخدم لذلك كاميرة واحدة أو كاميرتين متقابلتين من كاميرات جاما.

استُخدم في الأجيال الأولى من هذه الماسحات كاميرتين وميضيتين مع مجموعة مختلفة من الموجات المجمعَة تختلف باختلاف طاقة الفوتونات المنبعثة من المادة المشعة. كل من هذين الكشافين يقوم بمسح ست مقاطع طولية.

قام H. O. Anger، مخترع كاميرة جاما، بتقديم تفسير لكيفية عمل هذه الماسحات المقطعية، بالإشارة إلى شكل (14-7)، حيث تقوم الكاميرة بمسح أربع مصادر نقطية point sources تتواجد على أعماق مختلفة في العضو المراد تصويره (أربع مستويات مختلفة). في الوضع الموضح في الشكل تكون النقاط الأربع المتواجدة في المستويات المختلفة في مجال رؤية الكشاف، أثناء عملية المسح تكون الحركة النسبية للمصدر النقطي الأبعد عن المستوى البؤري الهندسي geometric focal plane (المستوى الأفقي الذي يمر بنقطة تقاطع الخطين المتقطعين في الشكل) قاطعاً وجه البلورة الوميضية أسرع من ذلك المصدر الأقرب للمستوى البؤري (حيث تقطع مسافة أكبر من تلك التي يقطعها مصدر أقرب إلى المستوى البؤري الهندسي في نفس الفترة الزمنية) ومن ثم تكون صورة المصدر الأبعد عن المستوى البؤري أقل وضوحاً out of focus، بينما يكون صورة المصدر الأقرب للمستوى البؤري الهندسي أكثر وضوحاً in focus.

أما الاتجاه الذي يتحرك فيه المصدر النقطي قاطعاً سطح البلورة الوميضية فيتوقف على موضعه النسبي، أعلى أم أسفل المستوى البؤري الهندسي للموجه، فإذا كان اتجاه حركة الكشاف من اليسار إلى اليمين مثلاً (كما يشير السهم الكبير بالشكل)، فإن المصدرين النقطيين أعلى المستوى البؤري الهندسي يتحركان (بالنسبة للكشاف) في عكس اتجاه المسح (حركة الكشاف)، بينما تتحرك النقطتان أسفل المستوى البؤري الهندسي في نفس اتجاه الرصد (انظر الجزء السفلي من الشكل). إذن تتوقف سرعة حركة الصورة على سطح البلورة وكذلك اتجاه الحركة على موضعها النسبي من المستوى البؤري الهندسي، بفضل هاتين المعلومتين (السرعة والاتجاه) يمكن إذن تحديد الموضع، أي ترجمة المعومات الخاصة بالسرعة والاتجاه إلى مواضع



شكل (21-7). شكل تخطيطي يوضح التصوير المقطعي لأربع مصادر نقطية مشعة تتواجد داخل العضو المراد تصويره على أعماق مختلفة. الشكل السفلي يشير إلى حركة الصورة على سطح البلورة الوميضية.

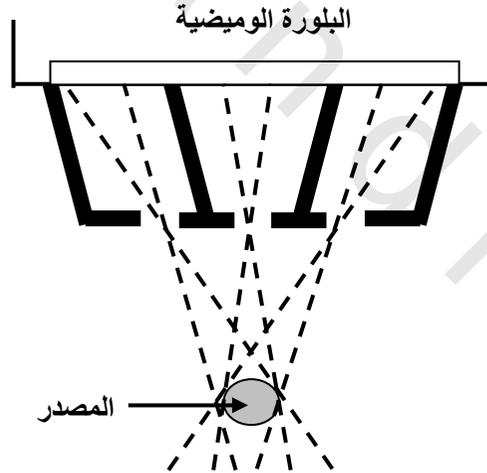
وأعماق، عند تغيير موضع الكاميرة لإنجاز مقطع طولي آخر تتغير مواقع المصادر المشعة داخل العضو البشري بالنسبة للمستوى البؤري الهندسي للموجه، وبإجراء مجموعة المقاطع تلك وتوفر البيانات الخاصة بالسرعة والاتجاه يمكن التعرف على مواضع position وعمق

depth المصادر المشعة داخل العضو البشري، وذلك من خلال مجموعة البرمجيات الملحقه بالحاسب الآلي الذي يعمل كجزء من وحدة التصوير المقطعي حيث تخزن مجموعة المساقط في ذاكرة الحاسب ومن ثم استخدامها في عملية إعادة البناء computer reconstruction technique وذلك للحصول على الصورة المجسمة (في الأبعاد الثلاثة).

ب- الكاميرات الوميضية الثابتة مع الموجهات متعددة الفتحات الصغيرة

Stationary Cameras with Multipinhole Collimators

تستخدم الموجهات متعددة الفتحات الصغيرة مع كاميرة أشعة جاما التقليدية (كاميرة Anger) للتصوير المقطعي SPECT حيث يستخدم في العادة موجه له سبع فتحات صغيرة، ويتم الحصول على سبع صور للعضو (القلب مثلاً) تقع على سطح البلورة الوميضية بحيث لا تتقاطع، أي لا يقع أي منها على الآخر (الشكل (22-7))، هذه الصور السبع هي صور مستوية، ولكن الطريقة التي صمم بها الموجه تجعل من الإمكان الحصول على هذه الصور المستوية لتوزيعات المواد المشعة على أعماق مختلفة داخل العضو، يقوم الحاسوب من خلال البرمجيات المناسبة بعملية إعادة البناء لتكوين الصورة المجسمة، ومن خلال برمجيات أخرى يقوم بتصحيح هذه الصور (البيانات) مما قد يشوبها من تشويه distortion وعدم تجانس.



شكل (22-7). مقطع في موجه ذي سبع فتحات صغيرة (يظهر في الشكل ثلاث منهم) يستخدم مع كاميرة جاما العادية في عملية التصوير الطبقي.

هذه الطريقة في التصوير النووي المقطعي صممت للحصول على بيانات إحصائية أفضل خاصة في الحالات التي يكون فيها معدل العد للإشعاعات الصادرة من العضو ضعيفاً، كما

هو الحال عند استخدام ^{201}Tl في فحوص القلب، حيث تعاني فوتونات جاما من الامتصاص خلال الجدر المختلفة.

لنظام التصوير هذا مجموعة من الميزات الإضافية:

- قلة التكلفة نسبياً حيث يمكن استخدام كاميرة جاما العادية، ويبقى فقط شراء الموجه والبرمجيات الأزمة.

- يتميز أداءه بالسرعة حيث لا توجد أجزاء متحركة، ومن ثم يتم الحصول على البيانات (الصورة) في لقطة واحدة.

غير أن هناك ثمة بعض المثالب:

- يستخدم فقط لتصوير الأعضاء الصغيرة (كالقلب مثلاً)، وذلك لصغر مجال رؤيته (من 12 إلى 14 سم).

- تقل القدرة التحليلية للموجه بصورة كبيرة بزيادة المسافة بين سطح الموجه والعضو.
- ضبط موضع الكاميرة، وكذلك وضع المريض من العناصر الحرجة للحصول على صورة جيدة.

ج- الكاميرات الوميضية الثابتة مع الموجهات الدوارة مائلة القنوات

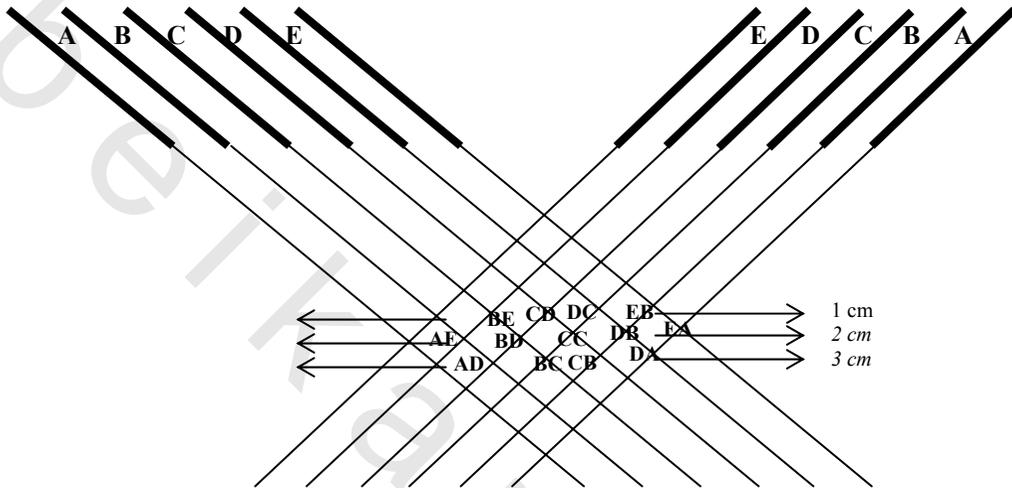
Stationary Cameras with Rotating Slant-Hole Collimators

تكون القنوات في هذا النوع من الموجهات متوازية فيما بينها، وتميل بدرجة تتراوح ما بين 15% إلى 30% عن المحور الرأسي، يدور الموجه حول محور عمودي على البلورة إلى ست مواضع (أو أكثر) يفصل بين كل منها 60 درجة.

لتوضيح كيفية استخدام الموجهات الدوارة مع الكاميرة الوميضية الثابتة، كاميرة جاما العادية في الحصول على صورة مقطعية (مجسمة) نشير إلى الشكل (23-7):

القنوات في الجزء الأيسر من الشكل مائلة بحيث تشير إلى الجانب الأيمن من جسم المريض، وعندما يدور الموجه 180 درجة تشير نفس القنوات إلى الجانب الآخر (الأيسر) من جسم المريض، ولتبسيط عملية تتبع كيفية الحصول على صور مقطعية نقوم بتسمية أو الإشارة

إلى القنوات بالأحرف A، B، C، D، نلاحظ أن المنطقة من الجسم (العضو) التي تراها (ترصدها) القناة A من الموجه عندما يكون مائلا لليمين هي نفس المنطقة من العضو التي تتوجه إليها القناتان E و D عندما يكون الموجه مائلا إلى اليسار (أي عندما يدار الموجه 180 درجة). الفرق الوحيد بين الوضعين هو أن الطبقة التي تراها القناتان A و E



شكل (7-23). مقطع في موجه دوار مائل في وضعين بينها 180 درجة.

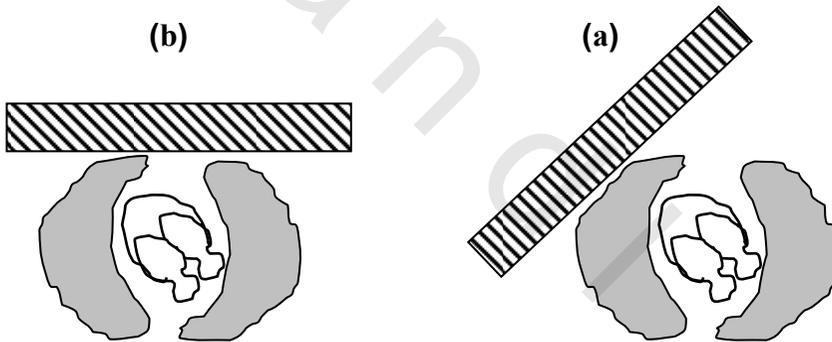
أقرب (بمقدار 1 سم، حسب المسافات بين القنوات) إلى سطح الموجه من تلك التي تراها القناتان A و D وبنفس الطريقة يمكن توضيح أن هناك قنوات أخرى ترى (ترصد) شرائح على أعماق مختلفة في مناطق مختلفة، وهذه الطريقة يمكن رؤية عدة مستويات على أعماق مختلفة عند دوران الموجه، وبعد الحصول على المعلومات (البيانات) من المستويات المختلفة الموجودة على أعماق مختلفة من سطح العضو، يقوم الحاسب الآلي بإجراء عملية إعادة البناء image reconstruction للتوصل إلى صورة في الأبعاد الثلاثة.

جدير بالذكر أنه يمكن استخدام موجه دوار مائل يتكون من أربعة أرباع-four quadrant slant-hole collimator لأداء نفس الوظيفة في وقت أقصر، حيث يتم الحصول على أربع صور غير متداخلة، ثم يدار الموجه 45 درجة للحصول على أربع صور

أخرى وتستخدم الصور الثمانية في عملية إعادة البناء لإجراء التصوير الطبقي (الصورة المجسمة) في زمن أقل.

تتميز الموجهات الدوارة ذات القنوات المائلة على الموجهات متعددة الفتحات الصغيرة بأنها توفر مجالاً أكبر للرؤية وحساسية متماثلة على الأعماق المختلفة وكذا قدرة تحليلية فضلاً عن أن وضع المريض patient positioning أثناء عملية التصوير لا يمثل عاملاً حرجاً غير أن ثمن وحدة التصوير أكثر ارتفاعاً كما أنها تحتوي على أجزاء ميكانيكية أكثر تعقيداً.

فضلاً عن الميزات السابقة للموجهات الدوارة ذات القنوات المتعددة المائلة في التصوير الطبقي، فإنه يمكن استخدامها في الحصول على صور مستوية مثالية في حالات معينة. يوضح الشكل (7-24) ما يتميز به هذا النوع من الموجهات (الشكل (b) 7-24) حيث يستخدم موجه متعدد القنوات مائل بزواوية 30 درجة) عن الموجهات ذات القنوات المتعددة المستقيمة (الشكل (a) 7-24)). يوضح الشكل كيف يمكن الحصول على لقطة بزواوية 30 درجة للبطين الأيسر ذات قدرة تحليلية أفضل حيث تكون الكاميرة في هذا الوضع مواجهة لصدر المريض بصورة مباشرة أقرب للبطين الأيسر منه في حالة استخدام الموجه ذي القنوات المستقيمة.



شكل (7-24). مقطع يوضح تميز استخدام الموجه ذي القنوات المتعددة المائلة (b) على الموجه ذي القنوات المتعددة المستقيمة (a) حيث يكون الموجه في حالة القنوات المستقيمة على مسافة أكبر من القلب.

2-2-6 أجهزة التصوير العرضية

Transaxial Devices

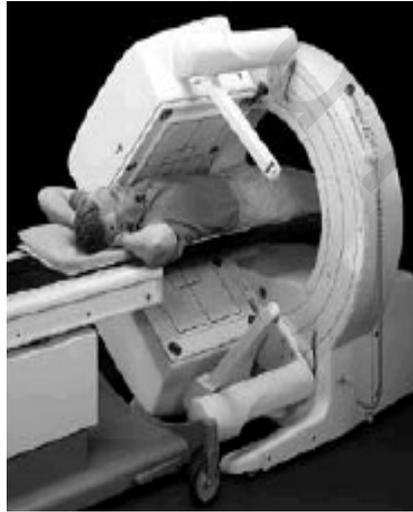
تشمل الأنواع العرضية كل الكاميرات المقطعية التي تدور حول المريض تجمع البيانات من شرائح مختلفة ليقوم الحاسب الآلي بإجراء عملية إعادة البناء لتكوين صورة في الأبعاد الثلاثة لتوزيع المادة المشعة في العضو المراد تصويره مقطعيًا. من أمثلة هذه الأجهزة الكاميرة

المقطعية العرضية متعددة البلورات multicrystal transaxial tomographic camera، وأيضاً كاميرة جاما الدوارة rotating gamma camera والصنف الأخير هو الأكثر شيوعاً ومن ثم سيقترن نقاشنا عليه.

كاميرة جاما الدوارة

Rotating Gamma Camera

جاء تصميم هذا النوع من الكاميرات المقطعية للتغلب على بعض العيوب التي صاحبت استخدام كاميرات SPECT التي سبق تناولها خاصة مشكلة عدم القدرة على الحصول على مسح زاوي كامل حول المريض. يتكون هذا النظام من كشاف وميض (أو من كشافين أو ثلاثة) بملحقاته حيث يركب على حلقة ring gantry تمكنه من الدوران حول المريض (شكل (7-25)) لتصوير العضو من زوايا مختلفة. عادةً ما يصمم هذا النظام بحيث تتمكن الكاميرة الوميضية من الدوران 120 أو 180 أو 360 درجة (متوقعاً ذلك عما إذا كانت وحدة التصوير تحتوي على ثلاث رؤوس أو رأسين أو رأس واحد، على الترتيب) حيث يجمع العديد من الصور المستوية التي يفصل بين كل منها زوايا متساوية، وقد يصل الحد في بعض وحدات التصوير بالتقاط صورة كل درجة أي التقاط 360 صورة مستوية خلال الدورة الكاملة، ويجب تحديد الوقت الذي يستغرقه تجميع هذه الصور، ومن ثم الفترة الزمنية



شكل (7-25) كاميرة جاما الدوارة مزدوجة الرأس

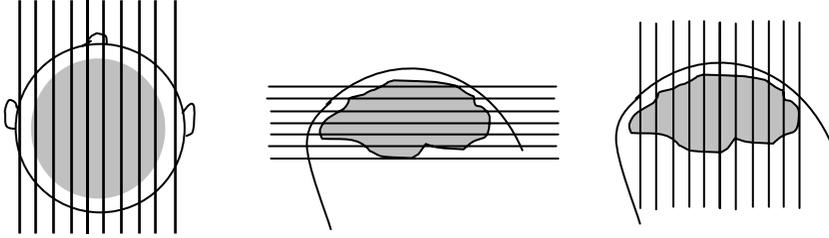
التي يستغرقها الكشف في توقفه عند موضع معين قبل أن ينتقل إلى موضع آخر لالتقاط صورة أخرى.

ما أن نحصل على بيانات صورة مستوية حتى توجه هذه البيانات (العدسات الوميضية) إلى ذاكرة الحاسب حيث تخزن، وهكذا تستخدم البيانات الخاصة بمجموعة الصور المستوية التي جمعت من المواضع المختلفة والمخزنة في ذاكرة الحاسب لتكوين صورة للتوزيع الحقيقي (في الأبعاد الثلاثة) للمادة المشعة داخل العضو أو لكامل الجسم (الشكل (7-26))، وذلك من خلال بعض الطرق المختلفة لإعادة البناء والتي سنعرض لبعضها.



شكل (7-26). مسح لعظام كامل الجسم باستخدام كاميرة مزدوجة الرأس (النظير المستخدم Tc-99) جدير بالذكر أنه عندما ينتهي من عملية إعادة البناء والحصول على الصورة ثلاثية الأبعاد، فإن كثير من نظم SPECT لها القدرة على إعادة استخدام وتوظيف البيانات الخام row data المخزنة في ذاكرة الحاسب والتي سبق استخدامها في عملية إعادة البناء في الحصول على صور لحالات خاصة حسب ما يراه الطبيب المعالج فيمكن الحصول على صورة لمقاطع أمامية frontal slices (شكل (7-27a))، أو صورة لمقاطع عرضية transverse

slices (شكل (7-27b))، أو صورة لمقاطع سهمية sagittal (median) slices (شكل (7-27c)). بل من الممكن الحصول على صور مستوية من مجموعة البيانات المترابطة



(a) مقطع أمامي frontal (b) مقطع عرضي transverse (c) مقطع سهمي Sagittal

شكل (7-27) مقاطع أمامية frontal slices (شكل (7-18a)) ومقاطع عرضية transverse slices (شكل (7-18b)) ومقاطع سهمية sagittal slices (شكل (7-18c)) يمكن الحصول عليها من البيانات الخام الموجودة في الذاكرة.

المخزنة في الذاكرة، والأمر لا يحتاج لإجراء مزيد من قياسات جديدة، ولكن استخدام نفس البيانات السابقة وإعادة تصنيفها ومعالجتها data processing باستخدام البرمجيات الخاصة بذلك والملحقة بوحدة التصوير النووي.

7- إعادة بناء الصور

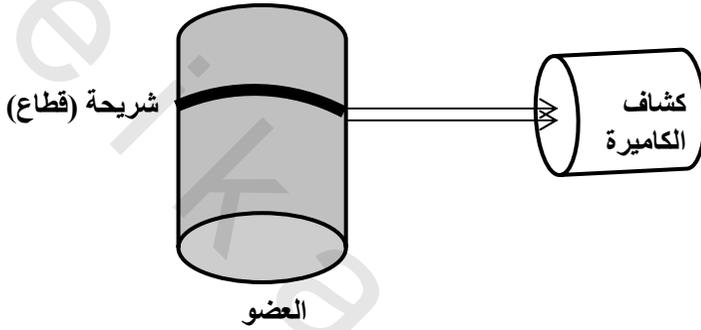
Image Reconstruction

كثيرًا ما جاء ذكر عملية إعادة بناء الصور في ثنايا حديثنا عن التصوير المقطعي وهي عملية أساسية في هذا المجال. ومن ثم وجب التعرض لها بشيء من التفصيل.

تتم عملية إعادة بناء الصور في التصوير الرقمي المقطعي (الطبيقي) Emission Computed Tomography (ECT) عن طريق استخدام مجموعة الصور المستوية المأخوذة من زوايا مختلفة حول المحور الرئيس major axis للعضو المراد تصويره لتكوين صورة ثلاثية الأبعاد لتوزيع المادة المشعة داخل العضو، وعملية إعادة البناء في مجال التصوير النووي SPECT تشبه مثلتها في مجال التصوير الإشعاعي باستخدام الأشعة السينية المقطعية CT، غير أن مصدر المعلومات والبيانات في حالة SPECT هي فوتونات جاما التي تنبعث من المادة المشعة الموزعة داخل العضو البشري، بينما تأتي البيانات في حالة CT من خلال فوتونات الأشعة السينية التي تخترق أجزاء ومكونات العضو المراد تصويره، حيث يكون مصدر هذه الفوتونات هو أنبوب أشعة X المتواجد خارج الجسم.

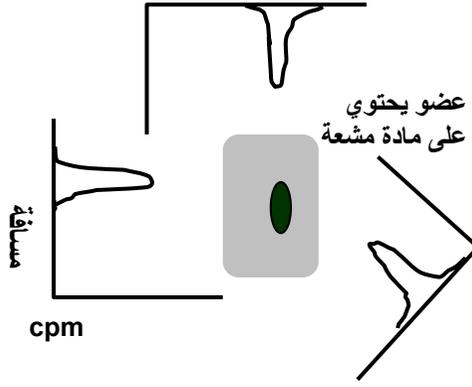
تصاغ طرق إعادة البناء في صور برمجيات خاصة ملحقمة بأجهزة الحاسب الآلي الخاص بوحدة التصوير، وتبنى هذه البرمجيات على بعض الأسس الرياضية التي تصاغ على هيئة تسلسل منطقي (الخوارزمية) Algorithm وتعتبر طريقة إعادة الإسقاط مع الترشيح Back Projection and Filtering أحد الطرق الرئيسة في هذا الشأن.

تتوقف الفترة الزمنية اللازمة لعملية البناء على مجموعة من العوامل: عدد الكشافات المستخدمة في وحدة التصوير - عدد الصور المخزنة في الذاكرة - تركيز المادة المشعة داخل العضو البشري - البرمجيات والخوارزمية المستخدمة - قدرات الحاسب الآلي المستخدم (سرعة المعالج وسعة الذاكرة).



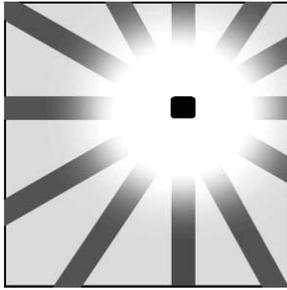
شكل (7-28) تصوير شريحة من العضو عبر مجموعة من الزوايا حول المحور الرئيس للعضو.

يتم رصد (تصوير) العضو المعني (والذي تتوزع خلاله المادة المشعة) عمودياً على المحور الرئيس للعضو من خلال مجموعة من الزوايا، وذلك بدوران الكاميرة (أو الكشاف) حول المريض (الشكل (7-28)). كل زاوية يتم التصوير من خلالها تسمى رؤية view (أو لقطة أو وضع)، فإذا تم الحصول على بيانات الصورة الطبقيّة tomographic image من خلال 64 زاوية (وضع) حول المريض، فإن هذا يعني أن بيانات الصورة تتكون من 64 لقطة. لكل من هذه اللقطات يتم الحصول على صورة مستوية في مجال رؤية الكاميرة والتي تُسمى مسقط projection، فإنها صورة مستوية لتوزيع المادة المشعة داخل العضو، تقع (تسقط) على سطح البلورة الوميضي، ويمكن التعبير عنها في شكل منحنيات تمثل معدل العد profiles كدالة في المسافة (الشكل (7-29)) والتي يمكن الحصول عليها بواسطة كشاف مسح scanning detector أو منظومة كشافات detectors array، أو عن طريق كاميرة دوارة rotating camera.

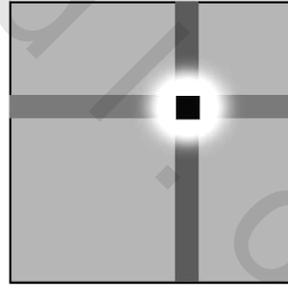


شكل (7-29) منحنيات معدلات العد profiles من زوايا مختلفة حول المريض

عند إعادة إسقاط (□) back projecting هذه المساقط، المستوية المأخوذة من اتجاهات (زوايا) متعددة حول مستوى (قطاع) عرضي للمريض، على هذا المستوى وتحصيل (تجميع) شدتها لتقوي بعضها بعضاً عند نقاط تقاطعها يمكن الحصول على صورة في بعدين -tow dimensional لتوزيع المادة المشعة داخل العضو تمثل تقريباً التوزيع الحقيقي للمادة المشعة. مسقط واحد لا يحدد لا موقع ولا تفاصيل العضو المعني. (الشكل (7-30a)) يمثل تقاطع اثنين من هذه المساقط حيث تقوي الإشعاعات بعضها بعضاً عند التقاطع، ومن ثم تحدد موضع توزيع المادة المشعة في العضو، وبإعادة إسقاط مزيد من هذه المساقط من زوايا مختلفة والذي ينتج عنه تباين في الشدة، مما يؤدي إلى ظهور التفاصيل التركيبية للأنسجة التي تنتشر



(b)



(a)

شكل (7-30). زيادة عدد المساقط المتقاطعة عند استخدام طريقة إعادة الإسقاط

back projection

(□) Project them back ومن هنا جاء المسمى back projection.

فيها المادة المشعة ولذلك، وبالرغم من أن الصورة في بعدين فإنها تظهر تفاصيل مجسمة (الشكل (7-30b)).

هذه المساقط يمكن الحصول عليها في صورة رقمية من خلال المحول التمثيلي - الرقمي ADC (الباب السادس)، ومن ثم يمكن التعبير عنها بمنظومة (مصنوفة) من العناصر pixels، تمثل بيانات أحد صفوفها شريحة سمكها يساوي سمك العنصر pixel، فإذا استخدمنا مصنوفة 64x64 لتمثيل مجال للرؤية مقداره 38 سم مربع، مثلاً، كان طول ضلع العنصر 6mm وعلى هذا يمثل كل صف في المصفوفة مسقط شريحة سمكها 6mm من العضو المراد تصويره.

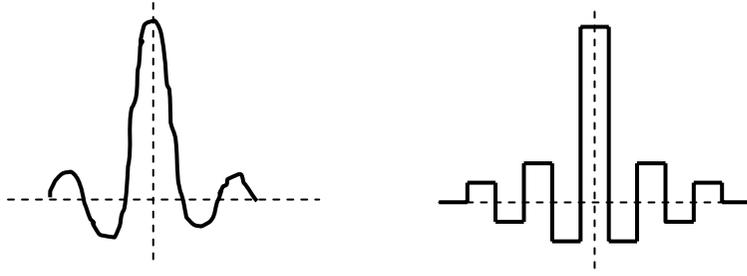
الترشيح Filtering:

الصورة المستوية التي تم الحصول في أحد المساقط المستعرضة في العملية السابقة تكون غير نقية، فقد يشوبها بعض التشوهات noise أو أجزاء غير حقيقية artifacts. أكثر هذه التشوهات حدوثاً تشوهات تأخذ شكل النجوم star artifact (الشكل (7-30b)).

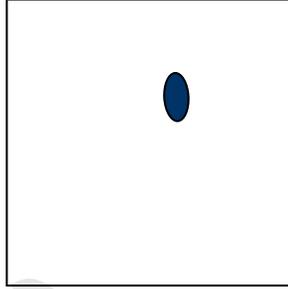
للحصول على صورة نقية يمكن تحليلها يجب تنقيتها أي ترشيحها للتخلص من مثل هذه العيوب، ويتم ذلك عن طريق استخدام بعض المرشحات والتي هي عبارة عن بعض الدوال (أو الطرق) الرياضية التي تلحق بخوارزميات البرمجيات.

لعله في الرجوع إلى دور المرشحات الضوئية optical filters في مجال علم الأطياف توضيح لعمل المرشحات في مجال التصوير النووي. ففي علم الأطياف قد يلزم رصد عملية انبعاث emission فوتوني مثلاً، ولكن قد يلحق بهذا الانبعاث تشتت قد يطغى عليه، ومن ثم يراد التخلص من التشتت، يتم لنا ذلك باستخدام مرشح ضوئي cut off filter حيث يسمح بمرور فوتونات ذات أطوال موجية أكبر من قيمة معينة، وبالتالي يسمح بمرور الانبعاث ويحجب التشتت، وهكذا الحال في مجال الطب النووي حيث تستخدم بعض الدوال الرياضية التي تقوم بعمل مشابه.

من التقنيات الرياضية المعروفة في مجال التخلص من الأجزاء المصطنعة التي تنتج أثناء عملية إعادة الإسقاط back-projection artifacts استخدام تحليلات فوريير Fourier analysis حيث تمثل خوارزميات كل لقطة profile بسلسلة من المنحنيات ذات مركبات موجبة وسالبة (شكل (7-31)).



شكل (7-31). بعض الدوال المستخدمة في عمليات الترشيح



شكل (7-32). المساقط المركبة بعد إجراء عملية الترشيح

بضرب البيانات الخام للمساقط في دالة الترشيح يمكن عزل المناطق الغير حقيقية لتظهر الصورة الحقيقية عالية الشدة ومن ثم يؤول الشكل (7-30b) إلى الوضع النقي الممثل في الشكل (7-32). لاحظ ارتباط الأشكال من (7-29) حتى (7-32).

8 - التصوير البوزوتروني المقطعي

Positron Emission Tomography (PET)

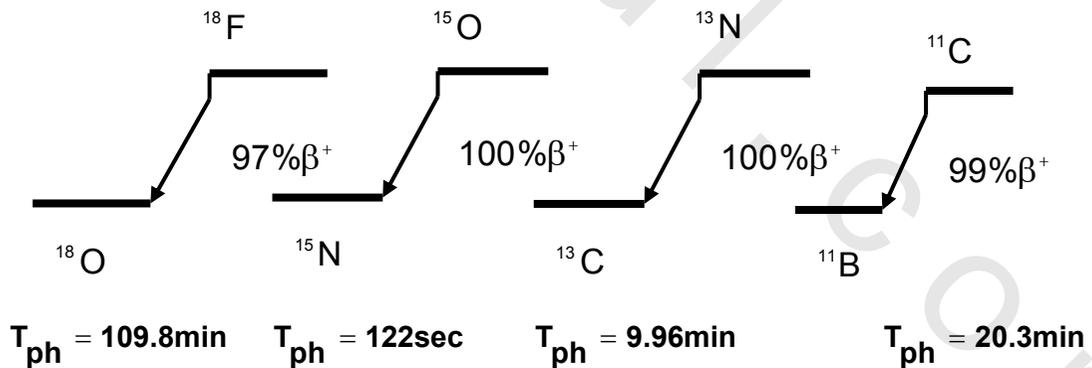
التصوير البوزوتروني المقطعي هو شكل آخر من طرق التصوير المقطعي العرضي transaxial computed tomography حيث يتم تعاطي المريض لعقار مشع مصدر للبوزوترونات positron-emitting radiopharmaceutical، ومن ثم يمكن تصوير توزيع المادة المشعة في نسيج العضو المعني، كما يمكن استخدامه في الدراسة الديناميكية وتتبع مسار العقار المشع، فالعقار المستخدم عبارة عن نظائر بعض العناصر التي تشارك بالفعل في الكيمياء الحيوية للجسم البشري. أغلب المركبات ذات الأهمية الفسيولوجية مثل الكربون، النيتروجين، الأكسجين، وعناصر أخرى مهمة لها نظائر مشعة

هي مصادر للبوزوترونات، ومن ثم يمكن استخدامها لترقيم labeling بعض المركبات الحيوية وإجراء الدراسات الديناميكية بتتبع هذه النظائر، تستخدم المعجلات لإنتاج النظائر البوزوترونية حيث يتم قذف العنصر المستقر بجسيم نووي، غالباً بروتون أو ديوتيريم عال الطاقة ليحوّله إلى نظير مشع (الباب الثالث). القائمة (7-1) تجمل التفاعلات النووية الشائعة التي من خلالها نحصل على الأنوية المشعة للبوزوترونات والمستخدم في PET.

القائمة (7-1). التفاعلات الشائعة للحصول على الأنوية المستخدمة في PET.

التفاعل النووي	العمر النصف الفيزيائي	النظير
$^{14}\text{N}(p, \alpha)^{11}\text{C}$	20.3 دقيقة	^{11}C
$^{16}\text{O}(p, \alpha)^{13}\text{N}$, $^{13}\text{C}(p, n)^{13}\text{N}$	9.96 دقيقة	^{13}N
$^{14}\text{N}(d, n)^{15}\text{O}$, $^{15}\text{N}(p, n)^{15}\text{O}$	122 ثانية	^{15}O
$^{18}\text{O}(p, n)^{18}\text{F}$, $^{20}\text{Ne}(d, \alpha)^{18}\text{F}$	109.8 دقيقة	^{18}F

يمثل الشكل (7-33) اضمحلال هذه الأنوية الأربع الأكثر استخداماً في PET. ينتقل البوزوترون داخل الوسط مسافة قصيرة (مليمترات) يفقد خلالها طاقته الحركية عن طريق تفاعل كولومي coulomb interaction (الباب الرابع) ثم لا يلبث أن يلتقي إلكترونات

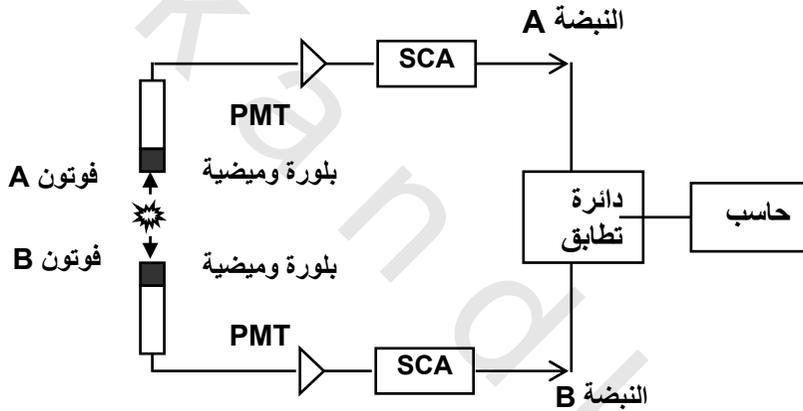


شكل (7-33). اضمحلال الأنوية الأكثر استخداماً في التصوير البوزوتروني

حرًا فيفنيا كلاهما لينطلق فوتونان آتيا *simultaneously* في اتجاهين متضادين (بينهما 180 درجة)، كل بطاقة 0.511 MeV. هذه العملية تسمى عملية الفناء البوزوتروني وهي العملية العكسية لعملية إنتاج الزوج (الباب الرابع). إنها هذه الفوتونات المنطلقة التي يتم رصدها في عملية PET.

1-8 الرصد المتطابق Coincidence Detection

الرصد المتطابق هو الرصد الآني لفوتوني الفناء المنبعثان آتيا أحدهما في عكس اتجاه الآخر، كل بطاقة 0.511 MeV. يعبر الشكل (7-34) عن المركبات الأساسية اللازمة لعملية الرصد المتطابق لرصد فوتوني الفناء بواسطة كشافين متقابلين. يلحق بكل من البلورتين الومضييتين أنبوب التضاعف الفوتوني PMT ثم المكبر فمحلل للنبضة وحيد القناة SCA ليلتقيا الفرعين في دائرة تطابق.

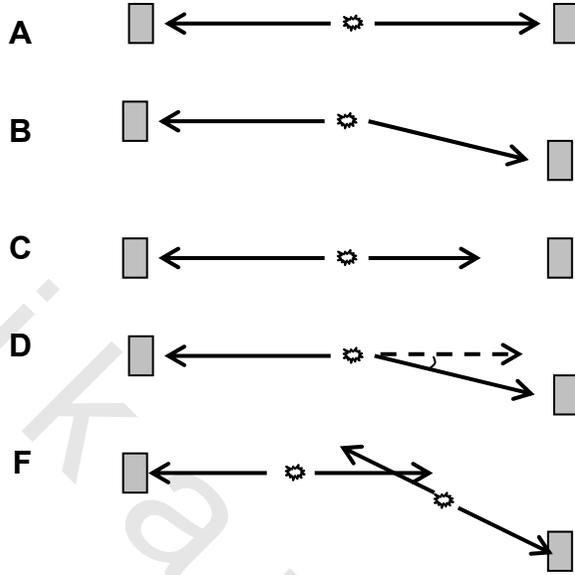


شكل (7-34). المركبات الأساسية في وحدة تصوير بوزوتروني مقطعي PET

تسقط الفوتونات الضوئية على سطح أنبوب التضاعف لتتحول إلى إشارة كهربية تتناسب فولتيتها مع طاقة فوتون الفناء الذي تمتصه البلورة الومضية، يقوم المكبر بتكبير هذه الإشارة من عشرة إلى مئة ضعف، يقوم محلل النبضة المعدة نافذته سلفا للتمييز بين النبضة الناتجة عن فوتون الفناء ذي الطاقة 511 KeV وتلك التي قد تنتج عن تشتت كمبتون (الباب الرابع).

يمكننا تفسير كيفية الحصول على توزيع للمادة المشعة التي تنبعث منها البوزوترونات بالرجوع إلى (الشكل (7-35)) حيث يوضع كشافان في اتجاهين متضادين على جانبي العضو

ثمة مجموعة من التفاعلات محتملة الحدوث عند رصد فوتونات الفناء من مصدر تتوزع خلاله المادة المشعة distributed source، أو مصدر أكبر من إحدى بلورات الكواشف. هذه الاحتمالات المختلفة يجملها الشكل (7-26).

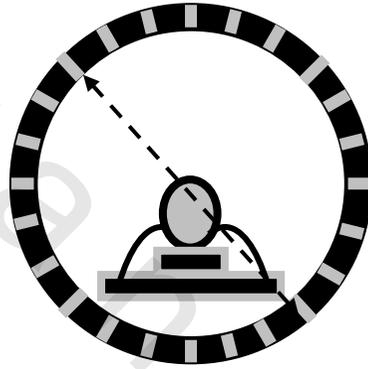


شكل (7-36). التفاعلات المختلفة المحتمل تسجيلها عند رصد فوتونات الفناء.

يمثل الشكل (7-36A) حالة الرصد الآني الحقيقية المطلوبة لإتمام التصوير المقطعي PET حيث يتحقق شرطي التوقيت (آنيًا) والطاقة (انطلاق فوتوني الفناء بطاقة 0.511MeV) الاتجاه (في اتجاهين متضادين تماما) فيتم رصد فوتوني الفناء بكشافين متقابلين تماما، في الشكل (7-36B)، فوتوني الفناء ليسا على خط واحد؛ لأن البوزوترون التقى الإلكترون قبل أن يتخلص الأول من كامل طاقته الحركية، ومن ثم يتم رصد الفوتونين بكشافين غير متقابلين (عادة ما يستخدم عدد كبير من الكشافات مثبتة على حلقة وليس كشافين فقط). في الشكل (7-36C)، امتص أحد الفوتونين فلم يصل إلى الكشاف المقابل، وبالتالي رصد فوتون واحد. في الشكل (7-36D) حدث لأحد الفوتونين تشتت كمبتون، ومن ثم يتم رصد الفوتونين بكشافين غير متقابلين كما حدث في الحالة (7-36B)، أما في الشكل (7-36F) فقد حدث حالي فناء عشوائيتان نتج عنها رصد آني. الحالات B و D و F لا يمكن تمييزها بواسطة أجهزة رصد التطابق coincidence instrumentation.

هذه الحالات الأخرى (غير حالة التطابق الآني A) تؤدي إلى تدهور استجابة النظام؛ لأنها تؤدي إلى زيادة الزمن الميت death time (الزمن الذي لا يمكن رصد حوادث تطابق حقيقية خلاله، ومن ثم تقل أعداد حالات الرصد الحقيقية)، كما تؤدي إلى رصد حوادث غير حقيقية spurious events. يمكن الحد من تأثير هذه الحوادث الغير حقيقية من خلال محلل النبضة (SCA) pulse-height analyzer، ولكن سيكون ذلك على حساب زيادة الزمن الميت.

يتميز التصوير البوزوتروني المقطعي PET بعدم اعتماد حساسية التصوير على موضع المصدر بين الكشافين، ذلك بأنه إذا ابتعد المصدر (المريض) عن أحد الكشافين اقترب بنفس القدر من الآخر.



شكل (7-27). منظومة كشافات للرصد الآني في نظام PET

غالبا ما تستخدم منظومة من الكشافات الومضية مثبتة على حلقتين أو أكثر يفصل بينها قطع من الرصاص أو التنجستن gantry، للحد من عبور crosstalk الفوتونات بين الحلقات (الشكل (7-27)). يوضع المريض داخل فتحة الحلقة للحصول على المقطع المطلوب. يتفاعل فوتوني الفناء المنطلقان آتياً مع كشافين متقابلين من كشافات الحلقة. يهيئ النظام لرصد الفوتونات التي تمثل حوادث تطابق حقيقية true coincident events من خلال نافذة زمنية ضيقة (في حدود النانو ثانية).

- Jon Erickson and A. Bertran Brill, Scintillation Cameras, in Text book of Nuclear Medicine: Basic Science, A. F Rocha and G. C. Harbert, Lea & Febiger, Philadelphia, 1978.
- James A. Sorenson and Michael E. Phelps, Physics in Nuclear Medicine, Grune & Stratton, NY (1980).
- James R. Halama, Representation of Gamma Camera Images by Computer, in Nuclear Medicine, Robert E. Henkin, et al, Mosby, St. Louis.
- Michael V. Yester, Theory of Tomographic Image Reconstruction, in Nuclear Medicine, Robert E. Henkin, et al, Mosby, St. Louis.
- Frederic H. Fahey and Beth A. Harkness, SPECT imaging with Rotating Gamma Camera Systems, in Nuclear Medicine, Robert E. Henkin, et al, Mosby, St. Louis.
- Richard D. Hichwa, Production of PET Radioisotopes and Principles of PET Imaging, in Nuclear Medicine, Robert E. Henkin, et al, Mosby, St. Louis.
- William R. Hendee, Medical Radiation Physics, Year Book Medical Publishers, Inc. Chicago 1979.
- George A Hay and Donald Hughes, First Year Physics for Radiations, Baillier Tindall, London 1983.
- E. Edmund Kim and Thomas P. Haynie, Nuclear Diagnostic Imaging, Practical and Clinical Applications, Macmillan Publishing Co., Inc. NY, 1987.

- Paul J. Early and D. Bruce Sodee, The C.V. Mosby Company, St. Louis, Missouri, 1985.
- Anne G. Osborn, et al, Diagnostic Imaging: Brain, W. B. Saunders Co., 2004.
- Fred A. Mettler and Milton J. Guiberteau, Essentials of Nuclear Medicine, , W. B. Saunders Co., 2006.

* * *