الفصل الحادي والعشرون

أنظمة التصوير الطبية النووية
NUCLEAR MEDICAL IMAGING SYSTEMS

(٢١,١) النظائر المشعة في التشخيص الطبي
Radio-Isotopes in Medical Diagnosis

تُستخدم النظائر المشعة في الطب من أجل تطبيقات المعالجة و التشخيص معاً. يتم أثناء القيام بالتشخيص حقن كميات صغيرة من مواد كيميائية مُشعة تسمى "راسمات" أو مستحضرات دوائية مشعة إلى وريد الذراع أو إعطائها بواسطة الابتلاع أو الاستنشاق. بعدئذ يتم فحص كمية النشاط الإشعاعي عند نقاط مختلفة ضمن جسم المريض أو في سوائل الجسم بواسطة كواشف الإشعاع. ويمكن باستخدام هذه الكواشف قياس كمية النشاط الإشعاعي ضمن أجزاء من الأعضاء بالإضافة إلى إمكانية قياسها ضمن العضو كله. تشير الصور إلى المكان الذي تحدث فيه العمليات الكيميائية الحيوية بشكل عادي وإلى المكان الذي تحدث فيه ببطء شديد أو سرعة كبيرة.

من بين أولى الإجراءات المتضمنة استخدام راسمات مشعة في الطب كان قياس امتصاص اليود المشع من قبل الغدة الدرقية. وقد وجد في أوائل الأربعينات أن معّدل امتصاص اليود من قبل الغدة الدرقية ازداد بشكل كبير في المرضى ذوي المرض المتميز بارتفاع في إنتاج الهرمون الدرقي (فرط الدرقية) والمرض الذي يقود إلى العصبية والرعاش وفقدان الوزن وفي حالات قصوى حتى الموت. أظهرَ المرضى الآخرون امتصاصاً منخفضاً لليود من قبل الغدة الدرقية (قصور الدرقية) وكانت لديهم أعراض وإشارات ضعف في وظيفة الغدة الدرقية. وهكذا أُستخدمت الراسمات المشعة في التشخيصات الطبية منذ زمن طويل وحتى اليوم، وتبقى الغدة الدرقية أكثر عضو يتم فحصه تكراراً بالطب النووي.

يتم إجراء التصوير لوظائف العضو في التشخيصات الطبية النووية بشكل غير جراحي. إن وسيلة الفحص الطبية النووية موجهة أساساً لفحص وظيفة معينة وذلك على عكس وسائل التشخيص بالتصوير الأخرى (فوق الصوت والأشعة السينية والتصوير بالرنين المغناطيسي MRI). يمكن في هذه الحالة إظهار العمليات الحيوية مثل دوران الدم والاستقلاب وحيوية الأعضاء والأورام كصور وظيفية.

يعتمد الاستخدام الإكلينيكي للتصوير بالنيوكليد المشع على الحصول على توزيع مناسب للنيوكليد المشع في المريض. إن النيوكليد المشع موسوم بالمركب الذي سيتم امتصاصه أو استقلابه بطريقة ما من خلال النسيج البشري لتتم دراسته. يتلقى المريض المادة عادة من خلال حقنه وريدية، ويمكن أن يبدأ التصوير بعد تأخير مناسب، ربما يكون دقائق أو ساعات؛ ليسمح بامتصاصها من قِبَل نسيج الجسم وتصفيتها من الدم. يمكن بهذه الطريقة إنتاج صور ساكنة مفيدة، يأخذ كل منها من ٢-١٠ دقائق للعظم وللدماغ وللغدة الدرقية وللرئة الخ. يمكن انجاز دراسات ديناميكية بواسطة كاميرا غاما، ابتداءً من لحظة الحقن والتقاط إطارات للبيانات إما فوتوغرافياً أو رقمياً في زمن يتراوح من الدقائق نزولاً إلى أجزاء من الثانية. يمكن أن ينتج التحليل العددي لمثل هذه البيانات معلومات مفيدة عن وظيفة العضو وتدفق الدم ومعدلات التصفيه ... الخ.(Keyes, 1987).

لقد أثبت التَّكنيشيوم-٩٩م (Tc-99m) أنه نيوكليد التصوير المشع الأهم المُستخدم في فحص الدماغ والكبد والرئتين والعظام والغدة الدرقية والكليتين والقلب. يجمع هذا النيوكليد بين مزايا خصائص الإشعاع المُثلى (إصدار إشعاع غاما حصرياً عند طاقة مناسبة، نصف عمر قصير مقداره ست ساعات) وتوفره عموماً كنيوكليد مُوَلِّد. من ناحية ثانية لا يمكن أن يرتبط الـ Tc-99m مع كل المواد المطلوبة الفعالة بيولوجياً، حيث أن طيف المستحضرات الدوائية المشعة يكون محدوداً مع هذا النيوكليد من أجل فحوصات استقلاب الأعضاء. لذلك وعلى سبيل المثال، فإن المواد الموسومة باليود-١٢٣ والمُستخدمة في فحوصات إكلينيكية متعددة تمثل تكملة مهمة لدراسات التَّكنيشيوم.

(٢١,٢) فيزياء النشاط الإشعاعي
Physic of Radioactivity

من المعروف من نظرية البنية الذرية أن بعض العناصر غير مستقرة بشكل طبيعي وتبدي نشاطاً إشعاعياً طبيعياً. من ناحية أخرى يمكن جعل العناصر مشعة من خلال قذفها بجزيئات مشحونة بطاقة عالية أو من خلال نيوترونات يتم إنتاجها إما بجهاز تحطيم نوى الذرات (السيكلوترون) وإما بواسطة المفاعل النووي. ستبدل هذه العملية نسبة الفوتونات إلى النيوترونات في الذرات، وبذلك تخلق نواة جديدة غير مستقرة يمكن أن تخضع إلى عملية تلاشي مشع. يتفكك النيوترون الإضافي ويحرر أثناء العملية طاقة على شكل إشعاعات غاما.

تحدث الإصدارات المشعة في الأشكال المختلفة الثلاثة التالية:

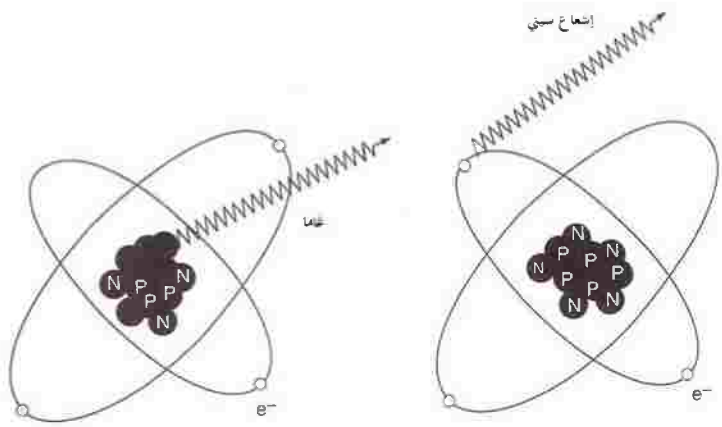
إصدارات ألفا: إن جزيئات ألفا مُركَّبة من بروتونين ونيوترونين. إنها أقل نفاذاً ويمكن إيقافها أو امتصاصها بواسطة الهواء. وهي ضارة جداً على النسيج البشري.

إصدارات بيتا: إن جزيئات بيتا مشحونة إيجابياً أو سلبياً، وهي جزيئات عالية السرعة تنشأ في النواة. هي ليست ضارة على النسيج مثل جزيئات ألفا؛ لأنها مُؤَيِّنة بدرجة أقل، ولكنها ضارة أكثر بكثير من إشعاعات غاما.

إصدارات غاما: تُشَكِّل جزيئات غاما، مثل الإشعاعات السينية، إشعاعات كهرومغناطيسية تنتقل بسرعة الضوء. وتختلف عن الأشعة السينية فقط من حيث منشأها (الشكل رقم (٢١,١)). تنشأ الأشعة السينية في

الإلكترونات المدارية للذرة، بينما تنشأ إشعاعات غاما في النواة. وهي ناتجة عن نواة غير مستقرة. تُدعى الأشعة السينية وأشعة غاما أيضاً "فوتونات" أو مجموعات من الطاقة. وبما أنها لا تملك كتلة فهي تملك أعظم قدرة على الاختراق. إن إشعاعات غاما ذات اهتمام أولي في أنظمة التصوير النووي.

يتم التعبير عن طاقات جزيئات ألفا وبيتا وإشعاعات غاما بالإلكترون فولت. إن إلكترون فولت واحد يدل على الطاقة التي سوف يكتسبها إلكترون ما، إذا ما تم تسريعه من خلال فرق جهد مقداره واحد فولت. تملك الإصدارات المشعة طاقات من مرتبة آلاف أو ملايين الإلكترون فولت. إن إصدار ألفا هي صفة مميزة للعناصر المشعة الثقيلة مثل الثوريوم واليورانيوم الخ. إن طاقة جزيئات ألفا عالية عموماً وتقع في المجال من ٢ إلى ١٠ MeV (مليون إلكترون فولت). بسبب القدرة المُؤَيِّنة الكبيرة لجزيئات ألفا فإنه يمكن تمييزها عن إشعاعات بيتا وغاما على أساس مطال النبضة الذي تُنتجه في الكاشف. تملك إصدارات بيتا مجال طاقة من صفر–٣ MeV.



الشكل رقم (٢١,١). الفرق بين الأشعة السينية وإصدارات غاما.

يوجد أربعة أنواع من التلاشي المشع الذي ينتج إشعاعات (الشكل رقم (٢١,٢)). وهذه الأنواع هي:

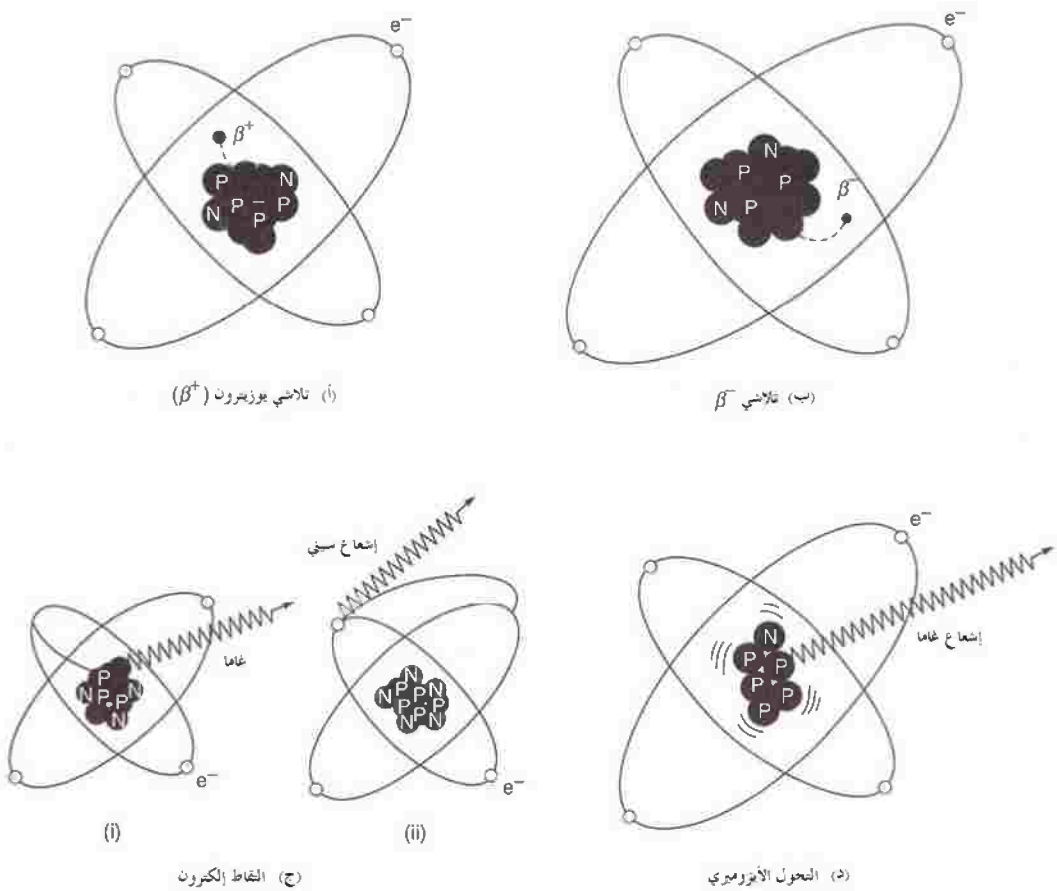
– β^+ *(تلاشي البوزيترون)*: في هذه الحالة تكون النواة غير مستقرة بسبب وجود بروتونات أكثر من النيوترونات. ولكي تصبح الذرة مستقرة يجب تخفيض عدد البروتونات الموجود في نواتها من خلال إصدار جزيء مشحون إيجابياً. يُدعى هذا بتلاشي البوزيترون (الشكل رقم ٢١,٢ (أ)). يحدث هذا التلاشي في مواد مشعة من صنع البشر بينما يتم إضافة البروتونات إلى النواة من خلال القذف باستخدام "السيكلوترون". إن السيكلوترونات هي جزء من تجهيزات غالية ولا تتوفر في المستشفى بشكل نموذجي.

– *تلاشي* β^- *(يُدعى أحياناً نيغاترون)*: في هذا النوع تكون النواة غير مستقرة بسبب وجود نيوترونات زائدة. يتم إصدار هذه الجزيئة المشحونة سلبياً، التي هي عبارة عن إلكترون ذو طاقة حركية عالية، من النواة. يُدعى هذا

بالتلاشي (−). تتلاشى العديد من النيوكليدات المشعة المُستخدمة في الطب النووي من خلال إصدار جزيئة (−) الذي يقدح بدوره إصدار غاما (الشكل رقم ٢١,٢ (ب)).

– *بواسطة التقاط الإلكترون*: تلتقط النواة في هذا النوع إلكتروناً مدارياً من أحد مستويات الطاقة المحيطة. يتحد بعدئذ الإلكترون المُلتقط مع بروتون لتشكيل نيوترون. يتم أثناء هذه العملية إصدار طاقة على شكل فوتونات أو أشعة غاما من النواة و يتم إصدار الأشعة السينية من مدارات الإلكترونات (الشكل رقم ٢١,٢ (ج)).

– *التحول الأيزوميري*: في بعض الأحيان، عندما تبدأ نواة في حالة مُثارة عملية التلاشي لتصبح أكثر استقراراً، فإنها تمر بأكثر من مرحلة تلاشي واحدة. تدعى المرحلة المتوسطة بالحالة "شبه المستقرة". يتلاشى النيوكليد الموجود في حالة شبه مستقرة في نهاية الأمر إلى ذرة مستقرة، من خلال عملية تدعى بالتحول الأيزوميري (الشكل رقم ٢١,٢ (د)). إن هذا النوع من التلاشي مهم جداً في الطب النووي لأنها العملية التي يتلاشى من خلالها الـ Tc-99m. 'm' تعني هنا شبه مستقر 'metastable'.



الشكل رقم (٢١,٢). التلاشي المُشع (١) إصدارات إشعاعات غاما (٢) إصدارات الإشعاعات السينية.

(٢١,٢,١) التلاشي الزمني للنظائر المُشعة Time Decay of Radioactive Isotopes

يتم تمييز كل نظير مشع ليس فقط من خلال نوع و طاقة الإشعاعات الصادرة، وإنما أيضاً من خلال زمن العمر المميز للنظير. يُشار إلى هذا بشكل أكثر ملائمة بنصف عمر أو نصف دور النظير. إن نصف دور النظير المشع هو الزمن المطلوب لتلاشي نصف الذرات الأولية المُخزَّنة. وهكذا بعد مُضي نصف دور واحد سوف ينخفض النشاط الكلي لأي نظير مشع وحيد إلى نصف قيمته الأولية؛ وبعد نصفي دور سوف يكون النشاط ربع قيمته الأولية وهكذا بنفس الطريقة. بعد ٦,٦ أنصاف دور سيكون النشاط مساوٍ إلى ١٪ من النشاط الأولي.

يُعطى نصف العمر للنظير المشع من خلال العلاقة التالية:

$$t^{1/2} = 0.693/\lambda$$

حيث λ هو ثابت التلاشي لنظير مشع مستقل. تُحدد معدّلات التفكك في الواقع من خلال حساب عدد التفككات خلال زمن معين t^m وإيجاد نسبة عد التفككات بالنسبة إلى الزمن t_m.

(٢١,٢,٢) واحدات النشاط الإشعاعي Units of Radioactivity

إن واحدة النشاط الإشعاعي هي الكيوري curie ويتم اختصارها بـ Ci أو ci. وقد عُرِّفَت هذه أصلاً لتمثل معدّل التفكك لغرام واحد من الراديوم، ولكنها تُستخدم حالياً كوحدة معيارية لقياس النشاط لأي مادة بغض النظر فيما إذا كان الإصدار جزيئات ألفا أو بيتا أو إشعاعات سينية أو غاما. وعندما تُستخدم بهذه الطريقة، يُعرَّف الكيوري بأنه النشاط لـ ٣,٧×١٠^{١٠} تفكك في الثانية. تمثل الكيوري درجة عالية جداً من النشاط. ولذلك تُستخدم عادة وحدات أصغر مثل ميلي كيوري (mci) أو مايكرو كيوري (μci). إن الكميات النموذجية للنشاط الإشعاعي المُستخدم لمسح العضو يمكن أن تكون من ٣ ميلي كيوري إلى ٢٥ ميلي كيوري.

(٢١,٢,٣) نوع و مواصفات الجزيئات المنبعثة من التلاشي المُشع

Types and Properties of Particles Emitted in Radioactive Decay

تخسر أشعة غاما الطاقة بثلاثة أنماط عند التفاعل مع المادة: (١) ينقل الأثر الكهربائي- الضوئي طاقة إشعاع غاما كلها إلى إلكترونٍ ما في المدار الداخلي لذرة ما من الماص. يتضمن هذا طرد إلكترون وحيد من ذرة الهدف. يسود هذا الأثر عند طاقات غاما المنخفضة وفي ذرات الهدف التي تملك عدداً ذرياً عالياً. (٢) يحدث أثر كمبتون عندما يحدث تصادم مرن بين إشعاع غاما وإلكترون ما. إن طاقة غاما المُنتَجَة التي تنتقل باتجاه مختلف تكون مُوزَّعة على الإلكترون وإشعاع غاما آخر ذو طاقة أخفض. يُعتبر أثر كمبتون مسئولاً عن امتصاص أشعة غاما النشيطة نسبياً. (٣) عندما يتم إبطال إشعاع غاما ذو الطاقة العالية بعد تفاعل مع النواة لذرة ثقيلة ينشأ عن ذلك إنتاج أزواج مؤلفة من بوزيترون وإلكترون. يصبح إنتاج الأزواج سائداً عند طاقات إشعاع غاما الأعلى و في الماصات ذات العدد الذري العالي. يُدعى عدد أزواج الأيونات لكل سنتمتر من الانتقال بالتأين الخاص.

(٢١,٣) كواشف الإشعاع
Radiation Detectors

يتم اختيار الكاشف المناسب وتشغيله تحت شروط مُثلى اعتماداً على الإشعاع الصادر من خلال النظير المشع للمستحضر الدوائي المشع. تتوفر عدة طرق لكشف وقياس الإشعاع من النيوكليدات المشعة. يعتمد اختيار الطريقة العملية على طبيعة الإشعاع وطاقة الجزيء المشمولة.

إذا سقط الإشعاع على صفيحة فوتوغرافية فسوف يسبب لها الظلمة عندما يتم إظهارها بعد التعرض. إن الطريقة الفوتوغرافية مفيدة لقياس التعرض الإجمالي للإشعاع للعاملين المزوَّدين بشارات أفلام. تتوفر طرق أفضل لقياس دقيق للنشاط. هذه الطرق هي استخدام: (١) حجرة التأين و(٢) عداد غايغر مولر و(٣) العداد التناسبي و(٤) الكواشف نصف الناقلة و(٥) كواشف الحالة الصلبة. وفيما يلي وصف الأنواع العامة لطرق كشف الإشعاع المُستخدمة في تجهيزات التصوير النووي الحديثة.

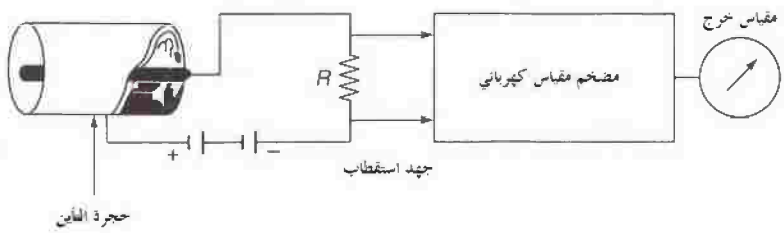
(٢١,٣,١) حجرة التأين Ionization Chamber

إن الحقيقة بأن تفاعل النشاط الإشعاعي مع المادة يؤدي إلى التأين، تجعل من الممكن كشف وقياس الإشعاع. عندما يتم تأيين ذرة ما فأنها تشكل زوجاً من الأيونات. إذا سُحبت الإلكترونات باتجاه إلكترود مشحون إيجابياً والأيونات الموجبة إلى إلكترود مشحون سلبياً فسوف يجري تيار في دارة خارجية ما. وسيكون مقدار التيار متناسباً مع كمية النشاط الإشعاعي الموجود بين الإلكترودات. وهذا هو مبدأ حجرة التأين.

تتألف حجرة التأين من حجرة مملوءة بغاز ومزوَّدة بإلكترودين. تُستخدم مادة ذات مقاومة عزل عالية جداً، مثل بولي ترافلوروإيثيلين، كعازل بين الإلكترودين الداخلي والخارجي لحجرة الأيون. يتم تطبيق فرق جهد من بضعة مئات من الفولت بين الإلكترودين. ويُوضع المنبع المشع داخل الحجرة أو قريب جداً منها. تخضع الجزيئات المشحونة المتحركة خلال الغاز إلى تصادمات غير مرنة لِتُشَكِّل أزواجاً من الأيونات. عندئذ سيكون تيار الحجرة متناسباً مع كمية النشاط الإشعاعي في العينة. يتم تشغيل حجرات التأين إما في نمط العد، الذي تستجيب فيه بشكل منفصل لكل تيار مُؤَيِّن، وإما في نمطٍ تكاملي متضمناً تجميع تيارات التأين خلال مدة طويلة نسبياً.

يبين الشكل رقم (٢١,٣) ترتيباً لقياس التيار المُؤَيِّن. يكون التيار عادة من مرتبة $١٠^{-١٠}$ أمبير أو أقل. ويتم قياسه باستخدام مقياس فولت ذو ممانعة دخل عالية جداً.

يمكن تقدير مطال إشارة الجهد الناتجة من الحقيقة بأن الشحنة المرتبطة بـ ١٠٠٠٠٠ زوج من الأيونات والناتجة عن جزيئة ألفا وحيدة تتحرك ١ سنتمتر تقريباً في الهواء، سوف تكون حوالي ٣×١٠^{-١٤} كولومب. إذا تم تمرير هذه الشحنة المتوسطة خلال مقاومة مقدارها ٣×١٠^{١٠} أوم في ١ ثانية، فسوف ينشأ عنها فرق جهد مقداره ١ ميلي فولت تقريباً على طرفي المقاومة العالية. إن هذا الجهد هو تابع لمعدّل التأين في الحجرة.



الشكل رقم (٢١,٣). رسم تخطيطي لقياس التيار المُؤين باستخدام حجرة مؤينه ذات تيار مستمر (DC).

يتم عد العينات السائلة عادةً بوضعها في وعاء زجاجي صغير (أمبولة) ووضع الأمبولة داخل الحجرة. ويمكن إدخال المنابع المشعة المحتوية على مركبات غازية إلى الحجرة مباشرةً. تُستخدم حجرات التأين المحمولة أيضاً لمراقبة الجرعات الإشعاعية للموظفين.

(٢١,٣,٢) الكاشف الومضاني Scintillation Detector

الوَمَّاض (scintillator) هو مادة بلورية تنتج ومضات لحظية في المجال المرئي أو قرب المجال فوق البنفسجي، عندما تمتص إشعاع مُؤَيِّن. في مثل هذه الحالات يكون عدد الفوتونات المتألقة متناسباً مع طاقة الجزيء المشع. تحدث الومضات بسبب إعادة اتحاد وإزالة إثارة الأيونات والذَرَّات المُسْتَثارَة الناتجة على طول مسار الإشعاع. إن الومضات الضوئية ذات مدة قصيرة جداً ويتم كشفها باستخدام أنبوب مضاعف ضوئي ينتج نبضة لكل جزيئة. إن الوَمَّاض بالإضافة إلى أنبوب المضاعف الضوئي معروفان بعَدَّاد الوَمَضان.

لا يمكن كشف إشعاعات غاما مباشرة بواسطة مادة وَامِضَة، لأن أشعة غاما لا تمتلك شحنة أو كتلة. يجب أن تُحّول طاقة إشعاع غاما إلى طاقة حركية للإلكترونات الموجودة في المادة الوَامِضَة. وهكذا سوف تكون قدرة التحويل للمادة الوامضة متناسبة مع عدد الإلكترونات (كثافة الإلكترونات) المتوفرة من أجل التفاعل مع أشعة غاما. إن المادة الوامضة المُستخدمة عموماً ككاشف لإشعاع غاما هي بلورة من يوديد الصوديوم المُنَشَّط بواسطة حوالي ٠,٥٪ يوديد الثاليوم وذلك بسبب كثافته الإلكترونية العالية وعدده الذري العالي وإنتاجيته الوامضة العالية. تُستخدم بلورات وَمَّاضه من الأَنْثراسين (مادة هيدروكربونية تستخلص من قطران الفحم) من أجل عَدِّ جزيئات بيتا. بما أن البلورة مُسْتَرْطِبة (ماصة للرطوبة و تحتفظ بها) في الحالة الطبيعة فإنها تُرَكَّب عادة في حاوية ألمنيوم مُحكمة الإغلاق بشكل كتيم مُتضمنةً نافذة زجاجية على الجانب تكون على اتصال مع وجه المضاعف الضوئي.

يجب أن يكون الكاشف قادراً على امتصاص نسبة عالية من الإشعاع الوارد و تحويل هذه الطاقة بسرعة إلى إشارات إلكترونية مناسبة. تُستخدم حالياً البلورة الومضانية يوديد الصوديوم المُنَشَّطة بالثاليوم NaI(TI) في جميع الكاميرات التجارية. إن يوديد الصوديوم هو الأكثر تنوعاً في الاستعمال من كل الفوسفورات. وهو يملك كثافة عالية

تسمح بإشعاع كاف ليتم امتصاصه وعدداً ذرياً عالياً يدعم التفاعل الكهربائي الضوئي. وهكذا يتم توليد إشارة تمثل الطاقة الكاملة لإشعاع غاما الوارد.

إن المُنَشِّط أو الشائبة (الثاليوم) ضروري لتأمين مراكز تألق كافية. إن فعالية التحويل، وهذا يعني نسبة الخرج الضوئي إلى طاقة الفوتون الواردة، تساوي نموذجياً ١٠٪ من أجل إشعاع يساوي ١٤٠ كيلو إلكترون فولت (KeV). وهكذا فإن إشعاع غاما بطاقة ١٤٠ كيلو إلكترون فولت ومُمتص بواسطة البلورة ينتج حوالي ٤٢٠٠ فوتون ضوئي (في المنطقة الزرقاء- الخضراء من الطيف حيث يملك كل فوتون طاقة بحوالي ٣ إلكترون فولت). يملك زمن التلاشي لهذه الومضة الضوئية نصف عمر مقداره ٠,٢ ميلي ثانية تقريباً، وهو سريع بشكل كاف من أجل معظم التطبيقات الإكلينيكية.

(٢١,٣,٣) الكواشف نصف الناقلة Semiconductor Detectors

إن القيام بتطوير كواشف الإشعاع نصف الناقلة كان صفقة عظيمة. ويمكن صنع هذه الكواشف صغيرة جداً وقوية. أُستخدمت بلورات السيليكون والجرمانيوم بشكل رئيسي من أجل عَدِّ جزيئات ألفا وبيتا. وهي تعمل بأسلوب مشابه لأسلوب حجرة التأين الغازية. عند امتصاص الإشعاع بواسطة البلورة يتم تشكيل إلكترونات وثقوب موجبة تتحرك باتجاه الإلكترودات المعاكسة تحت تأثير الجهد المطبق. إن التيار الناتج متناسب مع طاقة الإشعاع المُؤَيِّن.

تأتي ميزة الكاشف نصف الناقل من الطاقة المنخفضة (٣ إلى ٣,٥ إلكترون فولت) المطلوبة لإنتاج زوج إلكترون- ثقب بالنسبة إلى الطاقة المطلوبة للغاز (٣٠ إلى ٣٥ إلكترون فولت لإنتاج زوج واحد من الأيونات) أو للكاشف الومضاني (٢٠٠ إلى ٣٠٠ إلكترون فولت لإنتاج إلكترون ضوئي واحد). من ناحية ثانية فإن تفاوت طاقته الصغير يجعل من الضروري تشغيل كواشف الجرمانيوم أو السيليكون المغطى بالليثيوم عند درجة حرارة منخفضة (عند نقطة غليان النتروجين السائل ٧٧ درجة كلفن) بهدف تخفيض تيار التسريب.

(٢١,٣,٤) الكواشف ذات الحالة الصلبة Solid State Detectors

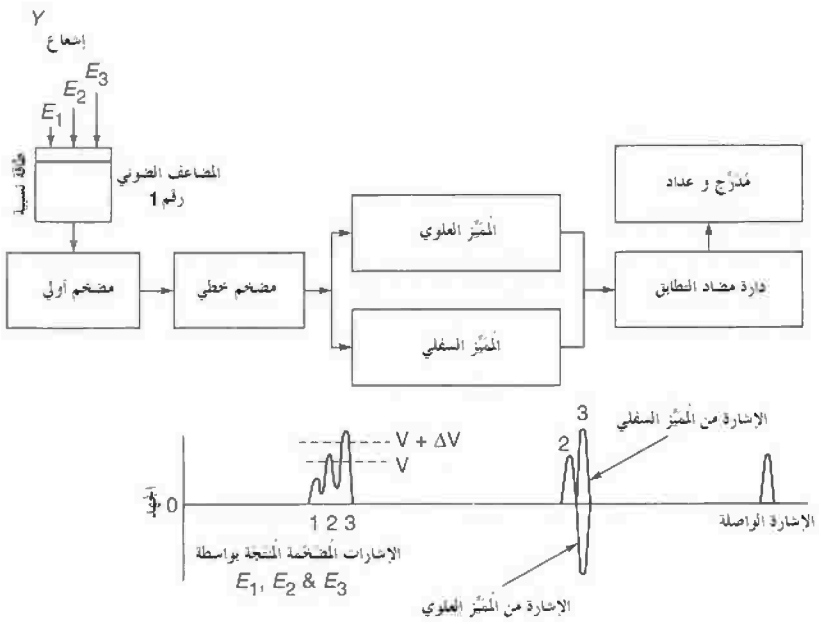
يمكن صنع الكواشف ذات الحالة الصلبة في شكلٍ مُصغّر و يمكن أن تُستخدم كما في مجسات الأحياء من أجل التطبيقات التجريبية والإكلينيكية في الطب.أحد هذه الأمثلة هي كواشف السيليكون وتيلوريد الكادميوم (بقطر ١ ميليمتر) التي يمكن أن تُغَلَّف بكبسولة وتُستخدم كأنابيب قثطرة من أجل دراسة دوران الدم والوظائف الرئوية الموضعية.

هذه الكواشف شديدة الحساسية لأشعة غاما ؛ بسبب العدد الذري العالي للكادميوم (٤٨) والتيلوريد (٥٢). إن السماكة المحدودة للكواشف ذات الحالة الصلبة يجعلها ليست جيدة مثل كواشف الـ NaI(TI) بالنسبة إلى حساسية كشف إشعاع غاما.

(٢١,٤) جهاز تحليل ارتفاع النبضة
Pulse Height Analyzer

يتم في قياسات النشاط الإشعاعي كشف الجزيئات الفردية كنبضات كهربائية وحيدة في الكواشف. يمكن أيضاً إعداد أنواع متعددة من الكواشف لتعمل في المنطقة التي تنتج فيها الجزيئة المستقلة نبضة كهربائية بارتفاع متناسب مع طاقة الجزيء. وهكذا يكون قياس ارتفاع النبضة أداة مفيدة لتحديد الطاقة. يتم استخدام دارات إلكترونية ؛ بهدف فصل النبضات ذات المطالات المختلفة وعدّها. يدعى الجهاز الذي ينجز ذلك "بجهاز تحليل ارتفاع النبضة" وأجهزة التحليل هذه هي إما أجهزة وحيدة القناة وإما متعددة القنوات.

يبين الشكل رقم (٢١,٤) مخططاً صندوقياً لجهاز تحليل ارتفاع النبضة وحيد القناة. تُضخم نبضات خرج المضاعف الضوئي في مضخم أولي ذي ضجيج منخفض وممانعة دخل عالية جداً. يتم تغذية النبضات المُضخَّمة إلى مضخم خطي بربحٍ كافٍ لإنتاج نبضات خرج في المجال المطالي من صفر–١٠٠ فولت. تُعطى هذه النبضات بعدئذ إلى دارتي مميز. إن المميز ما هو إلاّ دارة قادح شميت (Schmitt) التي يمكن ضبطها لرفض أية إشارة أدنى من جهد معين. وهذا ضروري من أجل استبعاد الإشعاع المتبعثر وضجيج المضخم. ترفض دارة المميز العليا كل الإشارات باستثناء الإشارة ٣ وترفض دارة المميز الدنيا الإشارة ١ فقط وتنقل الإشارات ٢ و٣. تنتج دارتي المميز نبضات ثابتة المطال. ويتم عد النبضات ذات المطالات الواقعة بين مستويي القدح. يُدعى هذا الفرق في المستويين بعرض النبضة أو بعرض القناة أو بشق القبول وهو مشابه لموحدات اللّون في قياس الطيف الضوئي.



الشكل رقم (٢١,٤). مخطط صندوقي لجهاز تحيل ارتفاع النبضة.

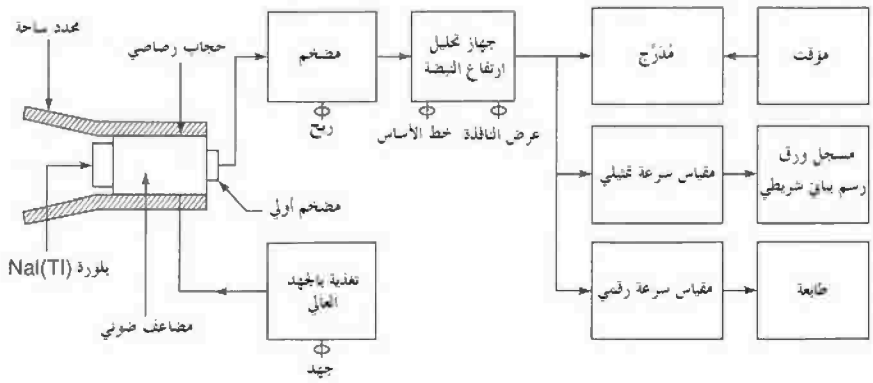
يلي دارات قادح شميت دارة مضاد تطابق. تعطي هذه الدارة نبضة خرج عندما توجد نبضة في قناة واحدة فقط من قنوات الدخل. وتلغي هذه الدارة جميع النبضات التي تقدح كلاً من قادحي شميت معاً. يتم إنجاز ذلك بواسطة ترتيب دارة المميز العلوية بطريقة تكون فيها إشارة خرجة معكوسة القطبية وبذلك تلغي الإشارة ٣ في دارة مضاد التطابق. كنتيجة لذلك فان الإشارة الوحيدة التي تصل إلى العداد هي الوحيدة الموجودة في نافذة جهاز تحليل ارتفاع النبضة. يمكن ضبط النافذة يدوياً أو آلياً لتغطي مجال الجهد الكلي بعرض من ٥-١٠ فولت. يتبع دارة مضاد التطابق عداد ومُدَّرِج. تقوم وحدة التدريج بِعَدِّ النبضات من جهاز التحليل بحيث يتم عرضها رقمياً. يُستخدم نظام عد عشري يُظهر زمن الآحاد والعشرات والمئات المُستغرَق للتسجيل لتحديد عدد مرات العد أو عدد مرات العد التي حدثت ضمن فاصل زمني محدد.

غالباً ما تُستخدم أجهزة تحليل ارتفاع النبضة متعددة القنوات لقياس طيف الطاقات النووية ومن الممكن أن تحتوي على عدة قنوات منفصلة تعمل كل واحدة منها كجهاز وحيد القناة من أجل مجال جهد أو عرض نافذة مختلف. يتم ضبط مميز قادح شميت ليتم قدحه بواسطة نبضات مطال أطول على التوالي. يسمح هذا الترتيب بالعد والتسجيل في وقت واحد لطيف كامل. تُستخدم عادة مصفوفة من المميزات على التوازي، شريطة أن يكون عدد القنوات ١٠ أو أقل. إذا كان عدد القنوات أكثر من عشرة تنشأ مشاكل باستقرار جهود التمييز وعدم خطية تفاضلية كافية.

(٢١,٥) تجهيزات مراقبة الامتصاص
Uptake Monitoring Equipment

يعتمد الاستخدام الإكلينيكي للنظير المشع في الفحوصات الطبية على تحقيق توزيع مناسب للنظير المشع في المريض. يتم تحقيق ذلك من خلال إعطاء مادة كيميائية مناسبة موسومة بنظير مشع يصدر إشعاعات غاما. يمتص النظام البيولوجي تحت الفحص الجرعة المُعطاة بشكل انتقائي لإنجاز وظيفته. بما أن إشعاع غاما ينتقل خلال أنسجة الجسم، فإنه يمكن استخدام نظام مراقبة خارجي لكشفه وتأمين قياسات المادة الكيميائية. إن جزء المادة الكيميائية الموجود في العضو عند أي زمن سوف يشير إلى الحالة الوظيفية أو ما يُدعى بالامتصاص للعضو. إن مجال طاقة غاما الأكثر مناسبة لدراسات مراقبة الامتصاص هو من ١٠٠ KeV إلى ٥٠٠ KeV.

يبين الشكل رقم (٢١,٥) مخططاً صندوقياً وظيفياً لنظام عد غاما نموذجي. يستخدم هذا النظام بشكل أساسي البلورة الومضانية NaI(TI) من أجل كشف أشعة غاما. يتلو هذا مضاعف ضوئي يحول الومضانات إلى إشارة كهربائية. يُعطى خرج المضاعف الضوئي إلى مضخم أولي يتلوه دارة تشكيل نبضة وجهاز تحليل ارتفاع النبضة. إن خرج جهاز التحليل يقود عداداً/مؤقتاً يعرض المعلومات على عداد رقمي ومسجل ورق رسم بياني شريطي.



الشكل رقم (٢١,٥). نظام عد غاما من أجل القياسات في الجسم الحيوي (in vivo).

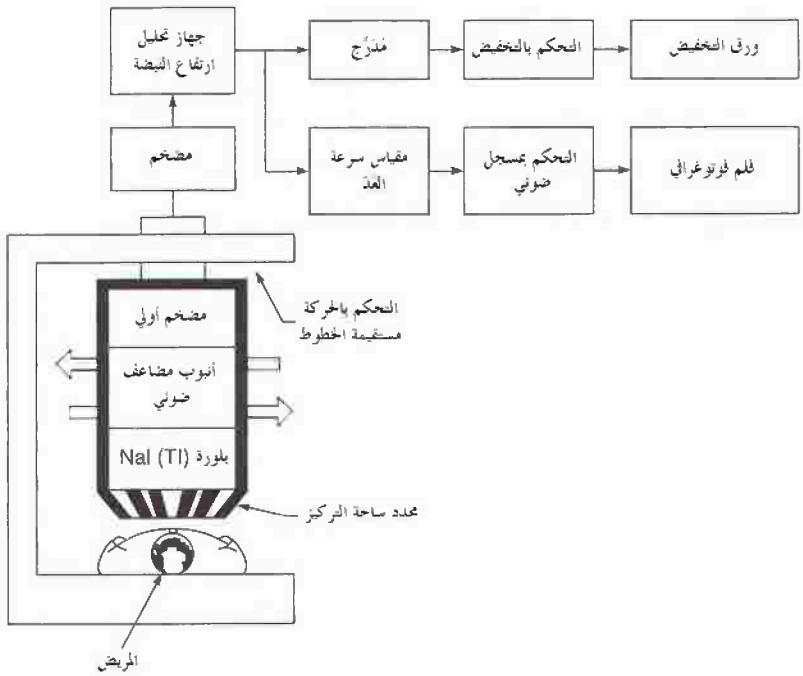
إن المكون الحيوي في النظام هو محدد الساحة الذي تكون وظيفته إبعاد جميع أشعة غاما عن الكاشف ما عدا تلك التي تنتقل في الاتجاه المُفضل. يتألف محدد الساحة البسيط من ثقب ضيق وحيد في كتلة رصاصية أسطوانية الشكل. يجب أن تكون حواف الكتلة الرصاصية سميكة بشكل كاف لتمتص غالبية أشعة غاما المُصطدمة بشكل مائل ويجب أن يكون الكاشف مُحاط بسماكة كافية من الرصاص لتحجيبه بشكل فعّال من جميع إشعاعات غاما ما عدا تلك الداخلة من خلال الفتحة. يُدعى الكاشف المُحجَّب والمُحدّدة ساحته بالمجس. يتم تركيب المجس على دعامة قابلة للضبط تسمح له بالتوضع بشكل مناسب بالنسبة إلى بالمريض. يمكن إجراء القياس باستخدام نظام عد وحيد المجس أو متعدد المجسات.

(٢١,٦) الماسح مستقيم الخطوط ذو النظير المشع

Radio-Isotope Rectilinear Scanner

تتم دراسة توزيع المادة المشعة ضمن العضو أو جزء من الجسم باستخدام ماسحات مستقيمة الخطوط ذات نظير مشع. إن الماسح هو نظام تصوير بكاشف متحرك حسب المخطط الصندوقي المُبين في الشكل رقم (٢١,٦). إن قلب النظام هو مجموعة محدد الساحة – الكاشف. يكون الكاشف عادة بلورة NaI بقطر مقداره ثلاثة أو خمسة أنش متوضعة خلف محدد ساحة مُرَكِّز.

يتم تركيب ذلك بحيث يستطيع الانتقال بنمط مسح منتظم ذهاباً وإياباً عبر منطقة الاهتمام، وبحيث يمكن رسم الإشارات المُكتشفة والمُضخَّمة بيانياً ليعطي صورة أو خريطة خطوط محيطية للنشاط الإشعاعي ضمن العضو. تكون عادة مجموعة محدد الساحة– الكاشف والمضخم الضوئي والمضخم الأولي موضوعة في وحدة وحيدة موصولة إلى جهاز مُقاد بواسطة محرك. يحدد هذا الجهاز الحدود الطولية والجانبية للمسح.



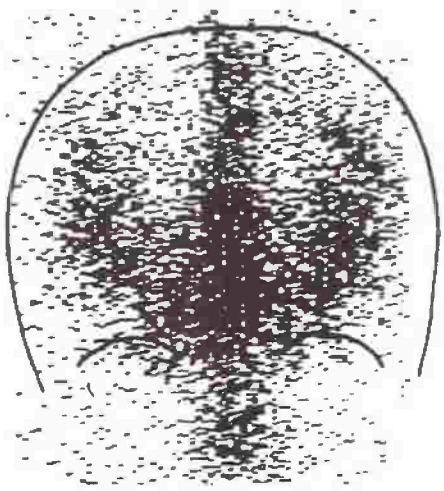
الشكل رقم (٢١,٦). مخطط صندوقي لماسح مستقيم الخطوط نموذجي.

يستخدم الماسح ذو المجس الوحيد كاشفاً وحيداً لمسح المنطقة ذات الاهتمام. توجد ماسحات ذات مجسات مزدوجة تملك كاشفين متعاكسين محورياً ومتحركين بشكل تزامني مع المريض بين الكاشفين. يمكن للمسح أن يكون خطياً أو أحادي البعد. يتم في تطبيقات العد لكامل الجسم تحريك الكاشف بشكل مستمر فوق الجسم ومكاملة مرات العد على كامل المسح.

يمكن القيام بالتسجيل إما بواسطة مسجل فوتوغرافي وإما بواسطة المسجلات النقطية. و يمكن في المسجل الفوتوغرافي تصوير الومضات الضوئية فوتوغرافياً على فيلم من واجهة أنبوب الأشعة المهبطية. إن المسجل النقطي مُستخدم أكثر بشكل عام.

ينتج هذا المسجل خريطة (الشكل رقم ٢١,٧) لتوزيع النشاط ضمن منطقة الاهتمام من خلال تسجيل نقاط أو علامات تشبه شق طولي على الورق. تتألف آلية التسجيل النقطية من قلم رسم مُسخَّن كهربائياً ليحرق بقعة صغيرة على صحيفة لورقة مُوَصِّلة كهربائياً في كل مرة تمر فيها نبضة خلال قلم الرسم. يتم تزويد النبضات إلى قلم الرسم من جهاز تحليل ارتفاع النبضة بعد تخفيض تدريج مرات العد بواسطة عامل تدريج قابل للضبط من ١ إلى ٢٥٦. على سبيل المثال فإن عامل تدريج مقداره ١٦ سوف يعني أنه من أجل كل ١٦ مرة عد تصل إلى مدخل دارة التدريج من جهاز تحليل ارتفاع النبضة تظهر نقطة واحدة على الورقة. إن هذا التخفيض في معدّل العد ضروري ؛

لأن معدّلات العد العالية جداً سوف تقود قلم الرسم بشكل همجي. يُدمج أيضاً مقياس معدّل عد لإظهار أو تسجيل معدّل العد المتوسط.



الشكل رقم (٢١,٧). مسح ومضاني (سنتيغرام) نموذجي باستخدام مسجل نقطي.

تستخدم بعض الماسحات الطباعة الملونة. يتم في هذه التقنية أولاً تأسيس معدّل عد أعظمي من خلال تحريك الكاشف فوق جسم المريض. يتم بعدئذ تقسيم هذا المعدل إلى ستة مجالات، كل واحد منها مقترن بطباعة ملونة مختلفة. وعندما يتم تسجيل كل معدّل عد يكون موزَّعاً على إحدى المجموعات بحيث يتم طباعة اللون المتطابق. يتم في هذه الطريقة بناء خريطة ملونة تبين توزع النظير.

(٢١,٧) كاميرا غاما
The Gamma Camera

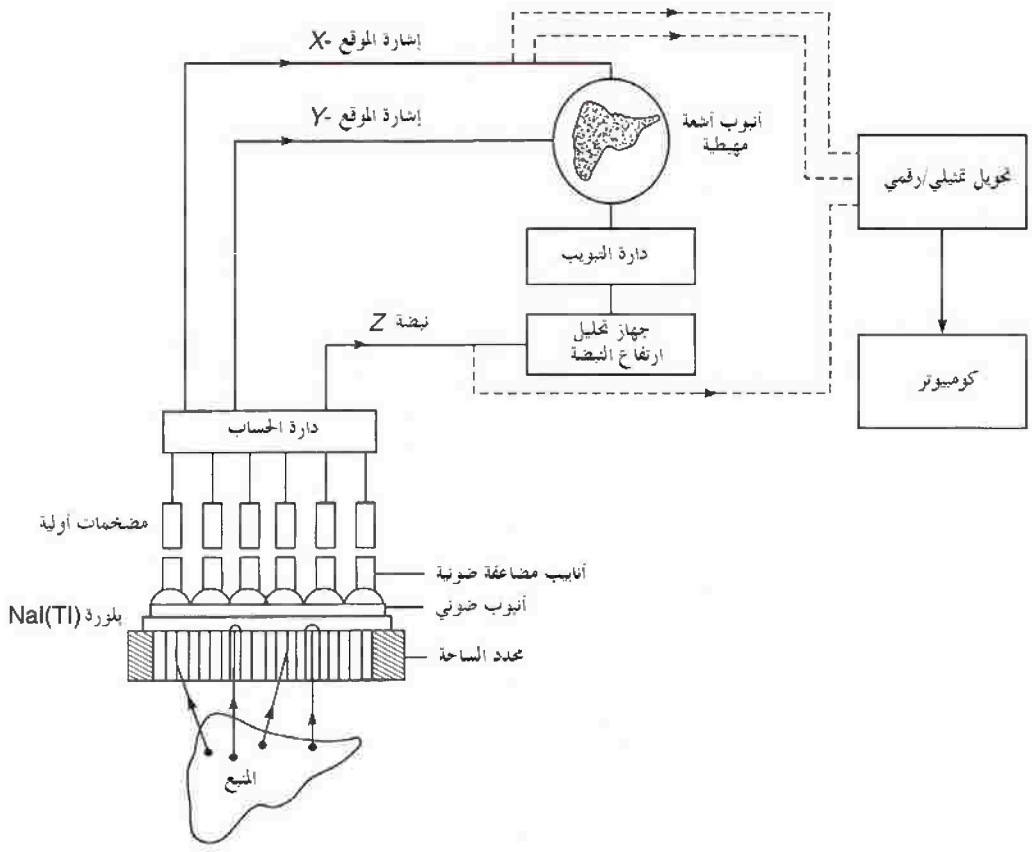
تُستخدم كاميرات غاما لإنتاج صور للإشعاعات المُولَّدة بواسطة المستحضرات الدوائية المشعة ضمن جسم المريض بهدف فحص تشريح العضو ووظيفته ولتصوير تشوهات العظام. إن التنوع الواسع للمستحضرات الدوائية المشعة والإجراءات المُستخدمة يسمح بتقييم كل نظام عضوي تقريباً. بالإضافة إلى إنتاج صورة مسطحة تقليدية (صورة ثنائية الأبعاد من التوزع ثلاثي الأبعاد للمستحضر الدوائي المشع ضمن جسم المريض) يمكن لمعظم أنظمة كاميرا غاما الثابتة أن تنتج أيضاً صوراً لكامل الجسم (رأس وحيد- إلى- بروفيلات الهيكل العظمي لأصابع القدم) وصوراً مقطعية (شرائح مقاطع عرضية للجسم مُلتقطة عند زوايا مختلفة حول المريض ومعروضة كصورة تم إعادة تركيبها بواسطة الكمبيوتر).

تم تطوير كاميرا غاما من قبل أنغر Anger. استخدم أنغر مساحة دائرية كبيرة من بلورة ومضانية رقيقة ومصفوفة أنابيب مضاعفة ضوئية محزومة بشكل متراص لتضخيم و تحديد تفاعلات إشعاع غاما في البلورة ولإظهار الومضانات على أنبوب الأشعة المهبطية فوراً. يمكن للكاميرا بعدئذ أن تُستخدم لدراسة التوزع المتغير بسرعة للنشاط الذي يمكن بعده إنجاز الدراسات الديناميكية.

تُشكِّل كاميرات غاما في الوقت الحاضر تجهيزات إلكترونية معقدة جداً مؤلَّفة من المكونات الوظيفية التالية (الشكل رقم ٢١,٨):

الكاشف: يتألف هذا من محدد ساحة وبلورة وأنابيب مضاعفة ضوئية ونظام دارات كهربائية لتمركز الموضع.

إلكترونيات الكاميرا: يتضمن هذا نظام دارات كهربائية للتصحيح ونظام دارات كهربائية لتحليل الطاقة ودارة عد وجهاز إظهار الصورة وجهاز تسجيل الصورة.



الشكل رقم (٢١,٨). مخطط صندوقي لكاميرا غاما.

باختصار إن وظيفة كاميرا غاما هي كالتالي :

عندما يغادر فوتون الإشعاع جسم المريض، فإنه يمر خلال محدد الساحة ويتفاعل مع البلورة حيث يتم تحويل طاقته إلى ضوء. يتم استقبال الضوء من البلورة بواسطة أنابيب مضاعفة ضوئية وتحويله إلى إشارة كهربائية. تمر الإشارة الكهربائية خلال نظام دارات كهربائية لتمركز الموضع يتألف خرجه من إشارات X وY الموضعية وإشارة Z أو الطاقة. تتم معالجة الإشارات X وY وZ بواسطة دارات تصحيح خاصة تعوض عن الأخطاء في كشف وتمركز الفوتون.

يتم بعدئذ تحليل إشارة Z أو الطاقة في دارة جهاز تحليل ارتفاع النبضة لتحديد فيما إذا كان الفوتون المُكتشف ضمن مجال الطاقة المُحدد من قبل المستخدم وفيما إذا تم تسجيله في العداد. يتم بعدئذ إرسال الإشارتين X وY إلى جهاز تسجيل صورة حيث تكون مُستخدمة لتضع الحزمة لأنبوب الأشعة المهبطية. تُشغَّل بعدئذ النبضة Z الحزمة مسببة نقطة ساطعة على الورق عند موضع ما على واجهة أنبوب الأشعة المهبطية (CRT) المتطابق مع موضع البلورة حيث وضع الفوتون طاقته. تعرض هذه النقطة الساطعة بدورها فيلم في جهاز تسجيل الصورة.

تغادر مئات الألوف من الفوتونات جسم المريض وترتطم بالبلورة، مسبباً كل واحد منها بقعة سوداء ليتم تشكيلها على الفلم. أخيراً يتم إنشاء صورة لتوزُّع النظير المشع ضمن الجسم على الفلم مُركَّبةً بشكل كامل من النقاط.

بما أنه لا يمكن إمالة فوتونات غاما بواسطة استخدام العدسات وضوء غير متشابه فإنه يتم استخدام محدد ساحة لامتصاص الإشعاعات غير المطلوبة بشكل انتقائي : يتم السماح فقط للفوتونات المنتقلة على طول المسار المرغوب بالمرور خلال الكاشف. يكون محدد الساحة عادة مُركَّب من ماص معدني ثقيل مثل الرصاص، مع بعض الأجزاء من التنغستين أو البلاتينيوم. إن الأنواع الأساسية لمحددات الساحة المُستخدمة في تصوير كاميرا غاما هي الثقب الصغير والثقب المتوازي ومحددات الساحة المُباعِدة و المُقارِبة.

تستخدم كاميرا غاما الحديثة بلورة بقطر يصل حتى ٥٠٠ ميليمتر وبسماكة نموذجية ٦,٤ ميليمتر أو ٩,٦ ميليمتر مع مصفوفة مؤلفة من ٦١ أو ٧٥ أو ٩٣ أنبوب مضاعفة ضوئية. لقد أصبح الجهاز في مقدمة التجهيزات ذات الأغراض العامة من أجل التصوير بالنظير المشع في الطب النووي الروتيني.

يتألف محدد الساحة عموماً من قطعة كبيرة جداً من الرصاص ذات ثقوب نافذة (من جانب إلى آخر) متوازية صغيرة عديدة متساوية المقطع العرضي. إن عدد أشعة غاما المُستقبلة بواسطة أية منطقة من البلورة متناسب مباشرة مع كمية النيوكليد المتوضعة مباشرة تحت هذه المنطقة. بما أن أشعة غاما تنتقل في كل الاتجاهات فإنه يتم كشف حوالي ١٠٪ فقط من الأشعة الصادرة من خلال العضو الموسوم واستخدامها من أجل معلومات الصورة.

يتم تركيب كاميرا مستقطبة للضوء على راسم الإشارة من أجل تصوير تركيب الصورة من حوالي ٥٠٠٠٠ نقطة على الشاشة فوتوغرافياً. يمكن بهذه الطريقة استخدام خريطة ما لدراسة توزع النشاط.

(٢١,٨) كاميرات غاما متعددة البلورات
Multi-Crystal Gamma Cameras

إن التحديد الرئيسي في استخدام الكاميرا الومضانية للدراسات الديناميكية السريعة هو ضياعات العد التي تحدث عند معدّلات العد العالية. إن معدّل العد الفعلي هو دائماً أكبر من معدّل العد المُسجَّل الذي يعبر نافذة جهاز التحليل. من أجل كل ومضان يتم جمع الخرج لجميع المضاعفات الضوئية لتعطي الإشارة Z المتناسبة مع الكمية الكلية للضوء الصادر أثناء الومضان. يقبل جهاز تحليل النبضة-Z فقط تلك الأحداث التي تقع ضمن النافذة المُختارة. يتم تجميع النبضتين اللتين تحدثان ضمن مدة قصيرة لكل منهما ورفض نبضة الجمع الناتجة ؛ لأن مطالها يتجاوز مستوى النافذة العلوي. ينتج عن هذا فقدان نبضتين صحيحتين ، مع فقدان كامل العد لاحقاً.

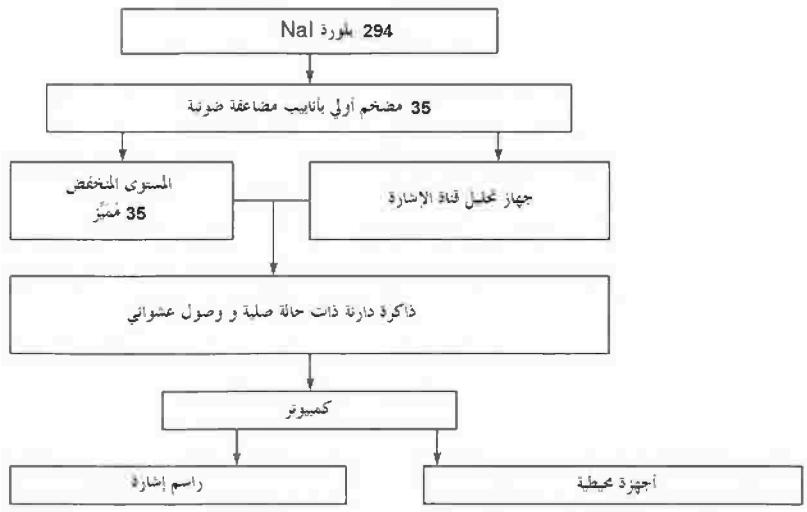
يختلف مبدأ التشغيل بشكل طفيف بالنسبة إلى الكاميرات متعددة البلورات التي تملك مصفوفة مستطيلة من كواشف بلورية صغيرة متعددة ، مُحاط كل منها بمادة عاكسة أو مُحجِّبة لتقليل التبعثر إلى أدنى حد. يُستخدم محدد ساحة ذو ثقوب متوازية مُعَدَّل ، مع حاجز رصاصي منصِّف ضمن الثقب لكل كاشف ، لزيادة الحساسية بينما يتم المحافظة على دقة التمييز الحيزية الإجمالية. يتم وصل الكواشف إلى أثنين من أنابيب المضاعفة الضوئية (PMTs) ، وهكذا يُفعَّل كل ومضان فقط هذين الأنبوبين من أنابيب المضاعفة الضوئية (PMTs) ويكون موضع الومضان معروفاً فوراً. ويُسهِّل هذا النوع من توضع الحدث عملية جمع بيانات. تُستخدم مصفوفة أنابيب ضوئية من نوع لوسيت (Lucite) لربط الكواشف وأنابيب المضاعفة الضوئية (PMTs) التي تنتج إشارة يتم فك ترميزها إلى إشارات تحديد الموقع من أجل الإظهار على أنبوب الأشعة المهبطية (CRT).

يتم بواسطة مصفوفة تراكم البيانات المتعددة البلورات كشف كل حدث يأتي من المريض ويتفاعل في أية بلورة كحدث منفصل في موقع وحيد. إذا تفاعل حدثين أو أكثر بنفس الوقت في بلورات مختلفة ، فإنه يتم نبذ الأحداث معاً. إن هذا غير ممكن بواسطة نظام البلورة الأحادية الذي تظهر فيه الأحداث التي تنشأ خلال زمن تلاشي الومضان على أنابيب التوضع الضوئية كحدث ومضان وحيد وتكون بناءً على ذلك متوضعة بشكل خاطئ.

يمكن أن يُراكم نظام كاميرا غاما متعدد البلورات مُحوسَب معدّلات عد عالية (٢٠٠٠٠٠ هرتز) عند فواصل زمنية سريعة (٢٠ ثانية) مما يجعل التطبيقات البحثية والإكلينيكية ممكنة معاً. يبين الشكل رقم (٢١,٩) مخططاً صندوقياً لنظام نموذجي من شركة M/s Baird Atomic, USA.

يتألف نظام الكاشف لهذه الكاميرا من ٢٩٤ بلورة منفصلة مرتبة في ١٤ صفاً و٢١ عموداً. يترابط كل عمود وصف ضوئياً بأنبوب مضاعف ضوئي من خلال دليل ضوئي من نوع لوسيت. وبذلك يوجد ٣٥ أنبوب مضاعف ضوئي. يتم تحقيق تحديد الساحة من خلال تحديد حقل الرؤية لكل بلورة بواسطة غمد ذو ثقب ضيق وحيداً في محددات الساحة الرصاصية. تمر النبضات من ٣٥ مضخماً أولياً ومضخمات تخدم أنابيب المضاعفة الضوئية إلى ٣٥ مميز منخفض تزيل الأحداث التي يتم اكتشافها في وقت واحد بجوار البلورات. يتم تحديد النبضات المُتولدة في وقت

واحد في أي أنبوب مضاعف ضوئي لصف ولعمود بشكل مفرد بالنسبة إلى الموقع الذي يحدث فيه التفاعل. يرفض منطق مضاد التطابق جميع النبضات التي تنشأ في وقت واحد في أكثر من بلورة واحدة.



الشكل رقم (٢١,٩). مخطط صندوقي لكاميرا غاما متعددة البلورات. عن (Courtesy: M/S Atomic Barid)

نظراً لأن معظم الومضانات تحدث في الجزء الأمامي من الكاشف، فإن البلورات الرقيقة تؤمن دقة تمييز أفضل من خلال تقديم ومضات الضوء بشكل أقرب إلى أنابيب المضاعفة الضوئية (PMTs). من ناحية ثانية تسمح البلورات لعدد أكبر من الفوتونات بالمرور من خلالها بدون أن يتم امتصاصها: لذلك يتم تخفيض عدد الومضانات. تبلغ سماكة البلورات لمثل هذه الوحدات ٩,٥ ميليمتر و قطرها من ٢٨ إلى ٦١ سنتمتر. تملك البلورات المستطيلة سماكة مشابه ومساحة ممتدة من ٢٠×٢٠ سنتمتر إلى ٤٦×٦٦ سنتمتر.

ونظراً لأن يوديد الصوديوم يمتص الماء، فإن غلافاً من الألمنيوم مسدود وكتيم للهواء يغطي جوانب ومقدمة البلورة. إن الخلف مسدود بواسطة أنبوبة ضوء من نوع لوسيت أو يكون مترابطاً ضوئياً مع واجهة أنابيب المضاعفة الضوئية (PMTs).

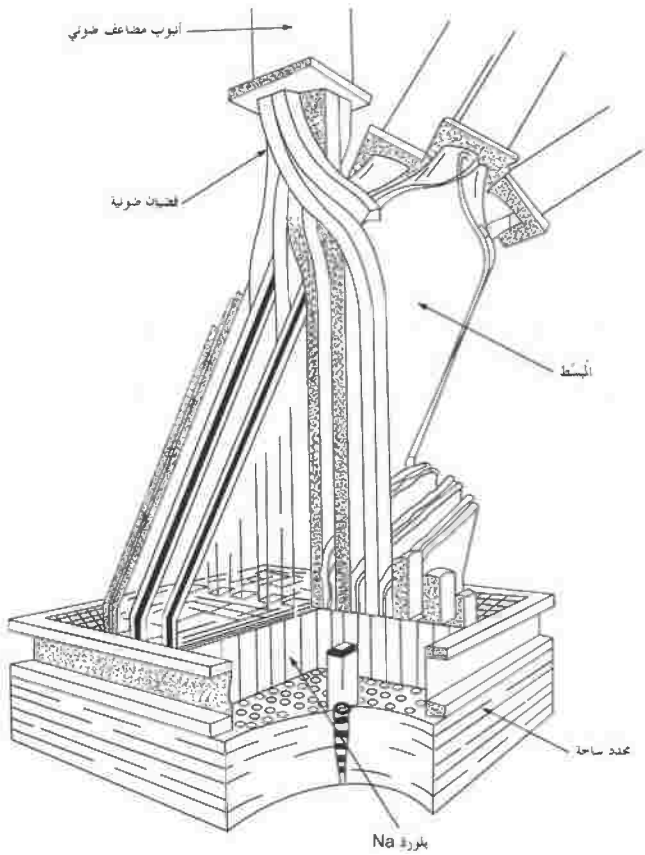
يتم تخزين الأحداث الصحيحة في ذاكرة دارئة من نوع الحالة الصلبة وذات وصول عشوائي. تمر المعلومات الممثلة للبيانات من كامل مجموعة الكاشف إلى ذاكرة الكمبيوتر. تساعد البرامج البرمجية من أجل تجميع البيانات والتصحيح والتلاعب والعرض بتحقيق أداء آلي وأمثل للنظام.

يُستخدم السرير القابل للحركة الذي يؤدي حركة المسح لتحسين دقة التمييز الحيزية في قياسات التصوير الساكنة. تسمح حركة السرير بأن تمسح كل بلورة كاشف منطقة مربعة ضمن حدود أضلاع تساوي ١,١١ سنتمتر في ١٦ حركة

مبرمجة كل منها ٢,٧٨ ميليمتر. يتم ترتيب البيانات التي يتم ملاحظتها بواسطة كل كاشف من الـ ٢٩٤ كاشف عند كل موقع من الـ ١٦ موقع في ذاكرة كنقاط بيانات مستقلة تُستخدم من أجل بناء الصورة. لا يمكن استخدام حركة السرير أثناء الدراسة الديناميكية ومن المحتمل أن تكون دقة التمييز الحيزية في هذه الدراسات أقل إلى حد ما.

يتم تعليب كل بلورة من الكاشف بشكل منفرد، لها مقطع عرضي مربع بـ ١٦/٥ أنش للضلع و يكون طولها ١,٥ أنش. إن الفراغ من المركز- إلى- المركز بين البلورات في المصفوفة هو ١٦/٧ أنش. وإن الأبعاد الكلية للمصفوفة هي ٦×٩ أنش.

إن مصفوفة الأنابيب الضوئية المطلوبة لتحديد موقع كل حدث يجب أن تنقل ما أمكن من الضوء؛ بهدف تحقيق دقة تمييز الطاقة للنظام بشكل أمثل. يبين الشكل رقم (٢١,١٠) رسماً تخطيطياً لمصفوفة أنبوب ضوئي. يتم الحصول على عنوان كل بلورة من خلال وضع أنبوبين ضوئيين على كل بلورة بطريقة يتم فيها توجيه أحد نصفي الضوء من كل حدث ومضاني إلى أسفل كل أنبوب.

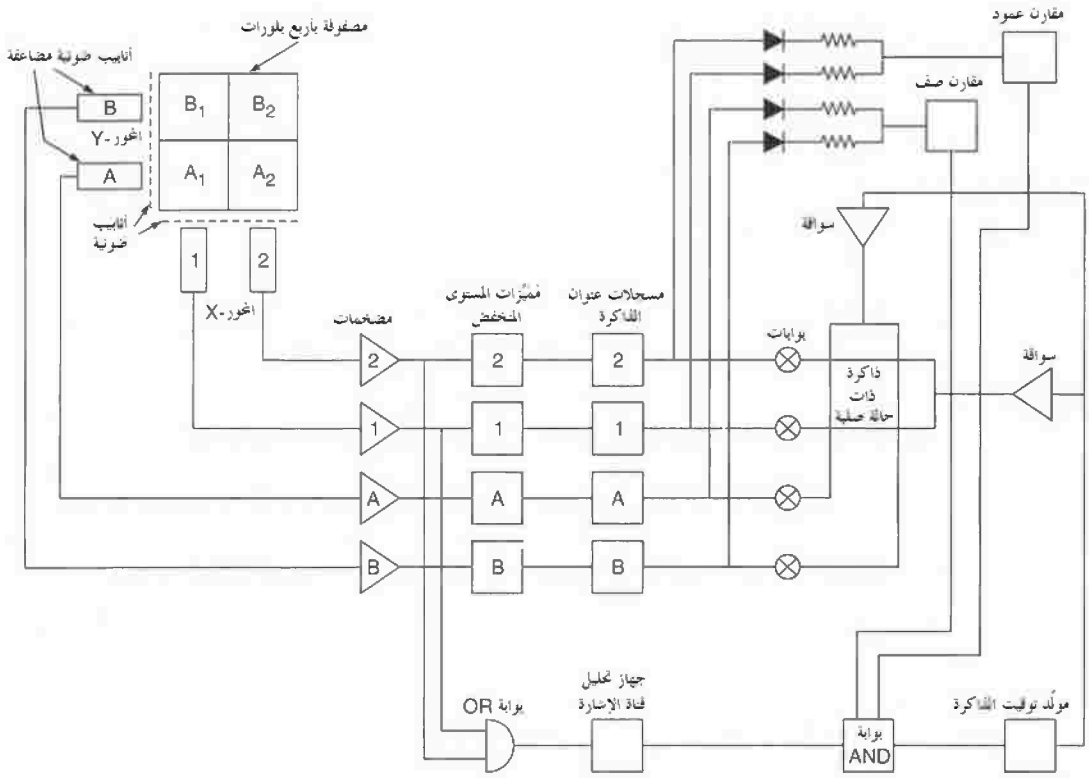


الشكل رقم (٢١,١٠). رسم منظوري لمحدد ساحة ذو ثقوب متوازية ومصفوفة متعددة البلورات ومصفوفة أنبوب ضوئي وومضاءات مضاعف أنبوب ضوئي لكاميرا متعددة البلورات. عن (Courtesy: M/S Atomic Barid).

يتم الحصول على الإحداثيات Y من خلال جمع القضبان الـ ١١ إلى أنبوب ضوئي مضاعف بقطر ٢ أنش. تحتاج الإحداثيات Y لأجل كامل المصفوفة إلى ١٤ مجموعة من القضبان مُجمّعة بهذه الطريقة. يتم اشتقاق الإحداثيات X من ٢١ قطعة مُبَسَّطَة مُشَّكلة ومحنية لتلاؤم نهاية الأنابيب الضوئية ذات القطر ٢ أنش.

إن الميزة الرئيسية للرسم البياني للعنونة هي جعل الكشف والتوضع مستقلين. إن السيئة الرئيسة للرسم البياني لأنبوب الضوء هي أنه يتم تضعيف الضوء في موجِّهات الضوء، مما يؤدي إلى انخفاض دقة تمييز الطاقة لإشعاع غاما.

يوضح الشكل رقم (٢١,١١) مبدأ العمل لكاميرا متعددة البلورات من خلال مصفوفة بلورات مبسطة ٢×٢. إن الكواشف مرتبة في مصفوفة لتشكل الصفوف المتعامدة A و B والأعمدة 1 و2. تربط مصفوفة أنبوب الضوء مصفوفة الكاشف بصف وعمود من الأنابيب الضوئية التي تُحدد بشكل مفرد إحداثيات الكاشف. إذا ظهر حدث في الكاشف B1، يتم توجيه نبضة الضوء من الومضان إلى الأنابيب الضوئية B و1 حصرياً، ويتم معالجة خرج هذين الأنبوبين في المضخمات B و1 على التوالي.



الشكل رقم (٢١,١١). مخطط صندوقي مبسط يبين مبدأ تجميع البيانات لكاميرا متعددة البلورات موضحة من خلال مصفوفة ٢×٢.

يتم جمع خرج هذين المضخمين وتحليله في جهاز تحليل ارتفاع النبضة أحادي القناة، وتقدح أيضاً مميزات المستوى المنخفض المتطابقة. يُقاد خرج المميزات إلى مسجلات عنوان الذاكرة للصف والعمود وهذه تضبط القلابات المتطابقة التي تؤمن بدورها خرجاً إذا تمت فقط عنونة صف واحد وعمود واحد في وقت واحد. تبدأ بعدئذ بوابة AND دورة ذاكرة القراءة/الكتابة، إذا تم الحصول على خرج من جهاز تحليل ارتفاع النبضة.

يضمن النظام أنه سيتم فقط تخزين الأحداث التي تحدث في كاشف واحد و فقط كاشف واحد عند مجال الطاقة الصحيح في الذاكرة، في حين تتطابق الأعداد المخزنة في كل موقع ذاكرة مع عدد الأحداث المُكتشف في موقع الكاشف المتطابق.

يمكن اعتبار أن المصفوفة المحتوية على ٢٩٤ بلورة كمجموعة مؤلفة من ٢٩٤ ماسح مستقيم الخطوط، مُثبتة في الفراغ بالنسبة إلى بعضها البعض. فكلما تم تحريك أي من هذه الماسحات، فإن الـ ٢٩٣ الأخرى تتبع نفس الحركة تماماً. بما أن الكواشف متباعدة ١١ ميليمتر عن بعضها البعض فمن الضروري لكل كاشف أن يمسح منطقة تساوي ١١ ميليمتر × ١١ ميليمتر فقط لتغطي كامل حقل الرؤية، مثلما تمسح جميع الكواشف الأخرى المنطقة المتطابقة في وقت واحد.

سيتم إجراء المسح من خلال حركة مستمرة فوق المنطقة ١١×١١ ميليمتر، تماماً كما في حالة الماسح مستقيم الخطوط. من ناحية ثانية يتم في الواقع إزاحة المصفوفة بـ ١٦ خطوة منفصلة بمقدار ٢,٧٨ ميليمتر في الاتجاهين X وY معاً. إن العدد الكلي لعناصر الصورة المستقلة المتولدة أثناء الدراسة الساكنة بـ ١٦ موضع هي ٢٩٤×١٦ أو ٤٧٠٤ من مساحة تساوي ٣٧٨ سنتمتر مربع.

تستخدم كاميرا غاما الحديثة بلورة بقطر يصل حتى ٥٠٠ ميليمتر وبسماكة نموذجية ٦,٤ ميليمتر أو ٩,٦ ميليمتر مع مصفوفة مؤلفة من ٦١ أو ٧٥ أو ٩٣ أنبوب مضاعفة ضوئية. لقد أصبح الجهاز في مقدمة التجهيزات ذات الأغراض العامة من أجل التصوير بالنظير المشع في الطب النووي الروتيني.

يُسوِّق عدة مزودين حالياً كاميرات غاما رقمية تنجز تحويلات تمثيلية- إلى رقمية. إما ضمن كل أنبوب مضاعف ضوئي منفرد (PMT) وإما مباشرة بعد مغادرة الإشارة للأنبوب المضاعف الضوئي. يمكن من خلال جعل الإشارة رقمية عند هذه النقطة التحكم بواسطة الكمبيوتر بتوسيط الإشارة الذي يؤثر على دقة تمييز التصوير. ونظراً لأن الكشف الرقمي يوفر معلومات موضع حدث أكثر دقة، فإنه يتم تحسين خصائص الأداء للكاشف مثل معدّل العد الأعظمي ودقة التمييز الحيزية الفعلية ودقة تمييز الطاقة الفعلية والانتظام الفعلي وحساسية النظام. تُحسِّن عملية التحكم البرمجي للكاميرات الرقمية وثوقية النظام أيضاً وتسمح بتشخيصات عن بعد من أجل الخدمة. إن كواشفاً ذات حالة صلبة جديدة مُركَّبة من تيلوريد توتياء الكادميوم (CZT) هي قيد التطوير لتحل محل التركيب بلورة/PMT المُستخدم حالياً. يمكن أن تُستخدم الكواشف ذات الحالة الصلبة هذه (CZT) لتحويل أشعة غاما مباشرةً إلى نبضات كهربائية. بالإضافة إلى ذلك تم تطوير صفيحة كاشف ومضاني NaI منحنية لتحل محل ٢ أو ٣ كواشف

NaI مستوية في الكاميرات وحيدة الرأس. وبما أنه يمكن وضع الصفيحة المنحنية بشكل أقرب إلى الجسم، فإنه يتم تحسين جودة الصورة ودقة التمييز الحيزية.

إن متطلبات نظام الكمبيوتر المُستخدم مع كاميرا غاما هي السرعة و الاستقرار في اقتباس البيانات. إن مجموعة شاملة من البرمجيات الإكلينيكية التي يمكن للمستخدم أن يولِّد فيها برامجه الخاصة ودمجها بواسطة بَرْمَجَة واجهة الربط هي شيء مطلوب. إن مواصفات البيئة الصلبة النموذجية لكمبيوترات الكاميرات الحديثة هي ذاكرة رام (RAM) ٦٤ ميجا بايت على الأقل ومونيتور ٢٠ أنش بدقة تمييز تساوي ١٠٢٤×٧٨٦ من أجل ٢٥٦ لون على الأقل وقرص صلب سعته ٢ جيجا بايت على الأقل والربط مع الشبكة (Labmann et al, 1998).

يُستخدم من أجل خرج الصورة إما طابعات ليزرية بالأبيض و الأسود ذات دقة تمييز مقدارها ١٢٠٠ dpi (نقطة لكل أنش) على الأقل أو طابعات ملونة (نقل حراري) أو طابعات أفلام أشعة سينية. من ناحية ثانية يُفضل استخدام صور ليزرية جافة في الطب النووي في الكاميرات الحديثة بسبب إنتاجية الفلم المنخفضة عندما تُقارن مع التشخيصات الشعاعية.

يتم تشغيل القنطرة و الطاولة بواسطة محركات مُتحكم بها من خلال معالج صغري. يسمح تصميم القنطرة المفتوحة بفحص المرضى الواقفين أو مرضى على كراسي المقعدين أو على سرير المستشفى. وبشكل مشابه فإن محددات الساحة الآلية بالكامل أو نصف الآلية تكون مُفضلة في الأنظمة التي يُستخدم فيها بشكل متكرر نظائر مشعة مختلفة.

غالباً ما تكون المُزامنات المتعلقة بتخطيط كهربية القلب (ECG) مُفضلة كتجهيزات اختيارية لكاميرات غاما. وتُستخدم هذه المُزامنات في دراسات الاقتباس ذات البوابة من أجل مزامنة تجميع الصورة من خلال الدورة القلبية المُحددة بواسطة موجة R. تقدح بداية الموجة R المزامن ECG لتعطي إشارة البداية لجمع البيانات. يُقسِّم الكمبيوتر الفاصل بين الموجات R إلى أقسام جزئية متساوية تكون عادة بين ١٦ و٣٢ قسماً. ويتم أثناء كل دورة قلبية تخزين البيانات في القسم الجزئي المتطابق بحيث يمكن إنشاء صورة مركبة للدورة: بعدئذ من الممكن القيام بعدد من التقديرات الكمية والنوعية.

(٢١,٩) التصوير المقطعي المحوسب بالإصدار (ECT)
Emission Computed Tomography (ECT)

يشير التصوير المقطعي المحوسب بالنظير المشع إلى إظهار توزع النشاط الإشعاعي في مستوى واحد أو شريحة واحدة خلال المريض، تماماً كما يحاول التصوير المقطعي المحوسب بالأشعة السينية إظهار توزع الكثافة في شريحة مماثلة. يتم في هذه التقنية تقدير التوزيع ثلاثي الأبعاد لتراكيز النظير المشع في العضو باستخدام صور إسقاطيَّة ثنائية الأبعاد مُقتَبَسَة عند عدة زوايا مختلفة حول المريض. بعد إدخال التصوير المقطعي المحوسب بالأشعة السينية وتقنيات

معالجة الإشارة رقمياً أصبحت اللوغاريتمات متوفرة مما سمح بإعادة بناء دقيقة لصور المستحضرات الدوائية المشعة ، مؤدياً إلى تطوير العديد من أنظمة التصوير المقطعي المحوسب بالإصدار (ECT).

يعتمد الـ ECT في عمله على قياس عملية كيميائية حيوية في الأحياء (in vivo) ، هذا يعني تجميع المستحضر الدوائي المشع ضمن الجسم في حين يحاول التصوير المقطعي المحوسب بالإرسال قياس البارامتر الفيزيائي ، هذا يعني معامل التضعيف للأشعة السينية. تؤدي إشعاعات غاما في الـ ECT ، التي تم امتصاصها ضمن الجسم قبل أن تصل إلى الكاشف ، أو تبعثرت ضمن العضو وبعدئذ تم اكتشافها ، إلى أخطاء قياس تتطلب بشكل عام تعويضاً أثناء إعادة البناء.

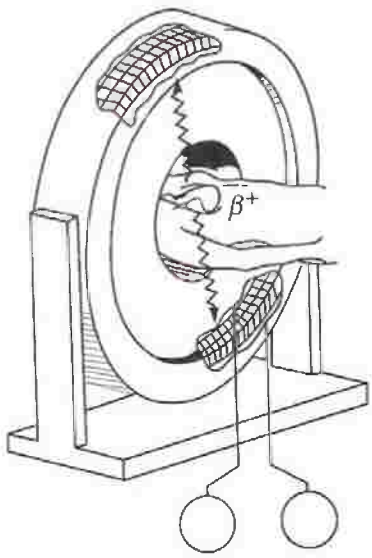
يزود التصوير المقطعي المحوسب بالإصدار في الأحياء خرائط ثلاثية الأبعاد للمستحضرات الدوائية الموسومة بنظير مشع باعث لأشعة غاما. يتم تقدير التوزيع ثلاثي الأبعاد لتراكيز النظير المشع من مجموعة من الصور الإسقاطيَّة ثنائية الأبعاد المُقتبَسَة عند عدة زوايا مختلفة حول المريض. إن العديد من لوغاريتمات إعادة التركيب مُشتقة من الطرائق الرياضية المُستخدمة من أجل التصوير المقطعي المحوسب بالإرسال. من ناحية ثانية يجب إجراء تعديلات مناسبة لتعطي تسجيلاً عن التضعيف و تبعثر الفوتون ضمن المريض.

لقد تم تطوير التصوير المقطعي المحوسب بالإصدار باتجاهين متممين معتمدين على نوع الإشعاع المُكتشف. تتألف إحدى الطرق ، التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني (PET) ، من الكشف عن إشعاع تطابق الإنْدِثَار من مُصدر بوزيتروني مثل O-15 وN-13 وC-11 وF-18. عندما يتم إصدار بوزيترون (هذا يعني إلكترون مشحون إيجابياً) ضمن النسيج ، فإنه يفقد بسرعة طاقته الحركية بنفس الطريقة التي تفقد فيها أشعة بيتا (إلكترونات) طاقتها.

تعتمد المسافة التي ينتقلها البوزيترون من مكان الإصدار على طاقته الابتدائية ، و بشكل نموذجي تملك مجالاً بين ١ و٣ ميليمتر. بعد التباطؤ يتفاعل البوزيترون مع الإلكترون ويتم اندثارهما معاً ، مؤدياً ذلك إلى إصدار فوتونين بطاقة ٥١١ KeV. وللمحافظة على العزم يتم إصدار فوتوني الاندثار في اتجاهين متعاكسين قريبين جداً (١٨٠ درجة). وبشكل نموذجي يتم استخدام حلقة واحدة أو أكثر من الوَمَّاضات المنفصلة لكشف الفوتونين (الشكل رقم ٢١,١٢). إن دارات توقيت التطابق السريعة تقلل إلى أبعد حد من كشف الأحداث الوحيدة التي تحدث عشوائياً. علاوة على ذلك فإن تحديد الساحة ضمن المُسْتَوَي غير مطلوب لأن نقطة الإصدار تقع بشكل أساسي على الخط المُحدد بواسطة البلورتين اللتين اكتشفتا فوتوني المطابقة. من ناحية ثانية فإن تحديد الساحة مطلوب عادةً بشكل عمودي على المستوي العرضي.

تتضمن الطريقة الثانية للتصوير المقطعي المحوسب بالإصدار الكشف عن إشعاعات غاما الصادرة بشكل منفرد من خلال راسم ذو نظير مشع. تشير هذه الطريقة إلى أن التصوير المقطعي المحوسب بإصدار فوتون وحيد (SPECT) يتطلب تحديد ساحة ضمن المستوي العرضي بالإضافة إلى الاتجاه المتعامد. يستخدم الـ SPECT نظائر مشعة

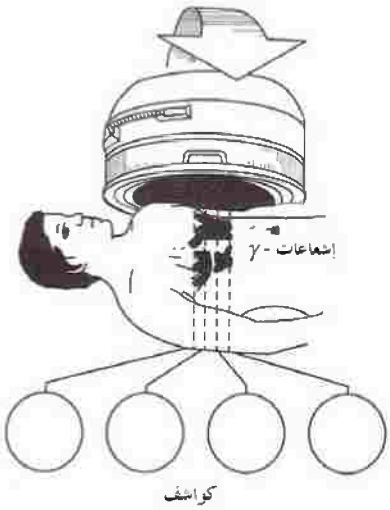
تقليدية مثل Tc-99m (فوتون غاما بطاقة ١٤٠ KeV) و TI-201 الذين يُستخدمان بشكل روتيني في جميع أقسام الطب النووي.



الشكل رقم (٢١,١٢). مبدأ الماسح PET.

تتألف كواشف الـ SPECT نموذجياً من الوَمَّاضات Na(TI) المُركَّبة في قنطرة مُصممة خصيصاً. يستخدم النظام الموضح بالشكل رقم (٢١,١٣) ومضاناً تقليدياً أو كاميرا غاما تدور حول المريض للحصول على مجموعة صور إسقاطيَّة على مدار ٣٦٠ درجة. تُستخدم هذه الصور بعدئذ لإعادة تركيب تراكيز المستحضرات الدوائية الموضعية ضمن الجسم. بما أن كاميرا غاما تحصل على صور ثنائية الأبعاد، فإنه يمكن تصوير العضو ذو الاهتمام كاملاً من خلال دورة وحيدة للكاميرا حول المريض. بالرغم من أن معظم أنظمة الـ SPECT الحالية مُعتمدة على طريقة كاميرا أنغر، فقد تم أيضاً تطوير أجهزة كشف مستقلة.

توجد عدة تقنيات تصف لوغاريتمات إعادة التركيب. تتألف الطريقتين الرئيسيتين لإعادة بناء الصورة من: ١) تقنيات تكرارية حيث يتم تعديل حل تجريبي ابتدائي على التوالي و٢) طرائق تحليلية مباشرة باستخدام معادلة تربط الإسقاطات المُقاسة وتوزع المنبع. يوجد اهتمام بتطوير اللوغاريتمات التكرارية المبنية على أساس استخدام المعلومات السابقة والطبيعة الإحصائية لعملية القياس (Levitan and Herman, 1987). من ناحية ثانية تستخدم معظم أنظمة الـ ECT التجارية الحالية التقنية التحليلية للإسقاط الراجع للإسقاطات المُرشحة. لقد تم توضيح هذه التقنية في الفصل العشرين بواسطة التصوير المقطعي المحوسب.



الشكل رقم (٢١,١٣). مبدأ كاميرا مبنية على أساس SPECT.

بالرغم من وجود بعض التطبيقات الإكلينيكية حيث يؤمن الـ SPECT والـ PET معلومات متشابهه للتشخيص، تميل التطبيقات بشكل عام لأن تكون مختلفة. تنشأ هذه الاختلافات بشكل أساسي من خصائص النظائر المشعة التي يتم استخدامها.

(٢١,١٠) التصوير المقطعي المحوسب بالإصدار أحادي الفوتون (SPECT)
Single-Photon-Emission Computed Tomography (SPECT)

بمعزل عن بعض الموديلات الأساسية وتلك المُعدَّةِ فقط لدراسات كامل الجسم، يمكن لمعظم كاميرات غاما الثابتة وبعض المتنقلة منها إنجاز SPECT، وهي تقنية طب نووي مُستخدمة لإنشاء تمثيل ثلاثي الأبعاد لتوزيع المستحضر الدوائي المشع المُعطى. تكشف كاميرات SPECT فقط النظائر المشعة التي تنتج إصدار متساقط لفوتونات وحيدة.

لا تحتاج النظائر المشعة لـ SPECT إلى سيكلوترون في الموقع. من ناحية ثانية لا توجد النظائر المشعة الأنديوم (In) والتيتانيوم (TI) والتيكنيشيوم (Tc) والزينون (Xe) بشكل عادي في الجسم. على سبيل المثال، فإنه من الصعب جداً وسم مستحضر دوائي نشيط بيولوجياً بـ Tc-99m بدون تغيير سلوكه الكيميائي الحيوي. يُستخدم SPECT الآن بشكل رئيسي في كشف الأورام وآفات أخرى بالإضافة إلى استخدامه في تقييم وظيفة العضلة القلبية باستخدام TI-201. من ناحية ثانية يتم وسم مستحضرات دوائية معينة بواسطة اليود والتَّكنيشيوم وتأمين معلومات عن تروية الدم ضمن الدماغ والقلب. يبين الجدول رقم (٢١,١) أمثلة نموذجية عن النظائر المشعة لـ SPECT.

الجدول رقم (٢١,١). أمثلة عن النيوكليدات المشعة للـ SPECT.

النيوكليد المشع	نصف العمر	طاقة الإصدار الرئيسي keV
التيكنيشيوم-٩٩م (TC-99m)	٦,٠٢	١٤٠
التيتانيوم-٢٠١ (TI-201)	٧٣ ساعة	٦٩ ، ٧١ ، ٨٠
اليود-١٢٣ (I-123)	١٣ ساعة	١٥٩
الانديوم-١١١ (In-111)	٢,٨٣ يوم	١ ، ٧١ ، ٢٤٥
الزينون-١٣٣ (Xe-133)	٥,٢٥ يوم	٨١

يستخدم الصنف الأوسع لأنظمة الـ SPECT كاميرا غاما وحيدة مُركَّبة على قنطرة ميكانيكية مخصصة تقوم بتدوير الكاميرا بشكل آلي ٣٦٠ درجة حول المريض. تقتبس أنظمة الـ SPECT البيانات على التسلسل لإسقاطات متعددة عند تزايدات تساوي درجتين أو أكثر. يتم في الأنظمة ذات الزوايا المُحددة تحريك الكاميرا عدداً محدوداً من المرات، ست مرات عادةً.

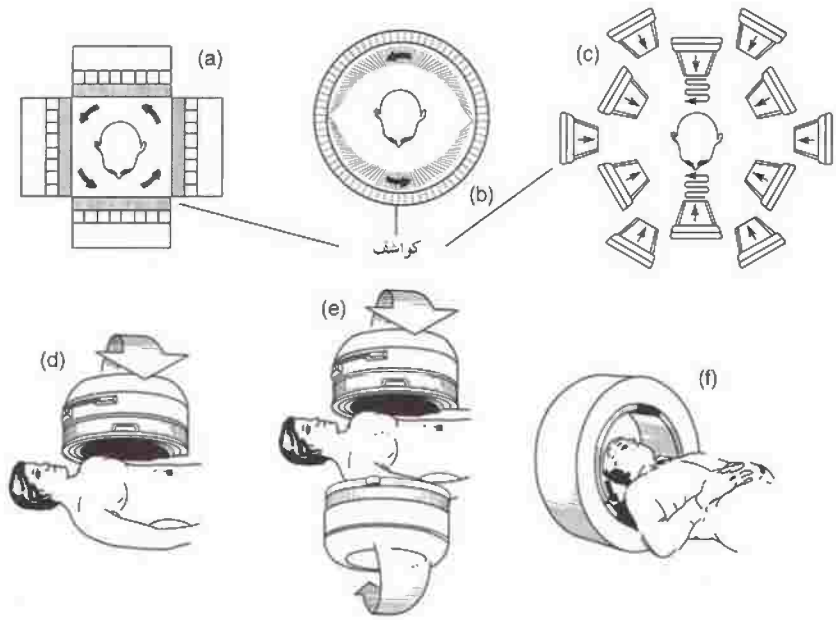
يتم إعادة بناء الصورة من تعاقب الإسقاطات بواسطة لوغاريتم يُدعى الإسقاط الراجع المُرشَّح. بعد أن يتم ترشيح البيانات غير المُستهدفة رياضياً من أجل كل مشهد يتم اشتقاق الصورة ثلاثية الأبعاد التي أعيد بناؤها من الإسقاط الراجع الذي يُشكل المشاهد ثنائية الأبعاد متعددة الزوايا ويسقطها على مونيتور الكمبيوتر. يتم توحيد بيانات الإسقاط من أجل إنتاج الشرائح العرضية (تدعى أيضاً المحورية أو العمودية على المحور). يمكن أيضاً إنتاج شرائح جبهية وسهمية من خلال التلاعب الرياضي في البيانات.

تتوفر أيضاً أنظمة SPECT برؤوس كاميرا متعددة (الشكل رقم ٢١,١٤). يتم في النظام ثنائي الرأس استخدام رأسين للكاميرا متقابلين بـ ١٨٠ درجة وتخفيض زمن الاقتباس إلى النصف بدون ضياع في الحساسية. يُحسن نظام الـ SPECT ثلاثي الرؤوس الحساسية أيضاً.

يُقدم بعض المزودين أيضاً أنظمة ثنائية الرأس بزوايا متغيرة من أجل توضع مُحسَّن أثناء التصوير القلبي والدماغي وتصوير كامل الجسم. يمكن تخفيض أزمنة التصوير من خلال استخدام ترتيب آخر للـ SPECT- حلقة من الكواشف تحيط تماماً بالمريض. بالرغم من أن رؤوس الكاميرا المتعددة تخفض زمن الاقتباس، إلاَّ أنها لا تخفض زمن الفحص/العملية بشكل ملحوظ؛ بسبب عوامل مثل تحضير المريض ومعالجة البيانات.

يتم التحقق من عدة طرق لتحسين حساسية ودقة تمييز الـ SPECT. ويتم تقييم هندسات اقتباس جديدة من أجل كلٍ من الكاشف المنفصل وأنظمة الـ SPECT المبنية أساساً على الكاميرا (الشكل رقم ٢١,١٥). تُحدد حساسية نظام الـ SPECT بشكل رئيسي من خلال المساحة الكلية لسطح الكاشف التي تشاهد العضو ذي الاهتمام. بالطبع توجد مقايضة بحيث تتحقق الحساسية المطلوبة مقابل دقة التمييز الحيزية المطلوبة.

الشكل رقم (٢١,١٤). نظام SPECT ذو رؤوس كاميرا متعددة.



الشكل رقم (٢١,١٥). أمثلة لعدة كواشف منفصلة وأساليب مبنية على أساس الكاميرا من أجل الـ SPECT. عن (Jaszczak, 1988)

أدرك Kuhl, 1976 بأن استعمال صفوف من الكواشف المنفصلة (الشكل رقم ٢١,١٥ (أ)) يمكن أن يُستخدم لتحسين أداء الـ SPECT. يتألف النظام (الشكل رقم ٢١,١٥ (ب)) والمُطوَّر من قِبَل Hirose et al, (1982) من حلقة

ثابتة من الكواشف. يستخدم هذا النظام محدد ساحة ذو حزمة مروحية وحيدة يدور أمام كواشف ثابتة. توجد طريقة أخرى باستعمال نظام الدماغ متعدد الكواشف (الشكل رقم ٢١,١٥ (ج)) تستخدم مجموعة مؤلفة من ١٢ كاشفاً ومضانياً مترابطاً مع حركة مسح معقدة لإنتاج صور مقطعية (Moore et al, 1984).

إن ميزة أنظمة الـ SPECT ذات الكواشف المنفصلة هي أنها تملك وبشكل نموذجي حساسية عالية لشريحة واحدة من المنبع. من ناحية ثانية فإن السيئة هي أنها وبشكل نموذجي يمكن أن تُصَوِّر فقط مقطعاً واحداً أو على الأكثر بضعة مقاطع غير متجاورة في كل مرة. بقصد التغلب على هذا العجز، وصف روجيرس ورفاقه، (١٩٨٤م) Rogers et al, (1984) نظاماً لحلقة قادراً على تصوير عدة شرائح متجاورة في وقت واحد.

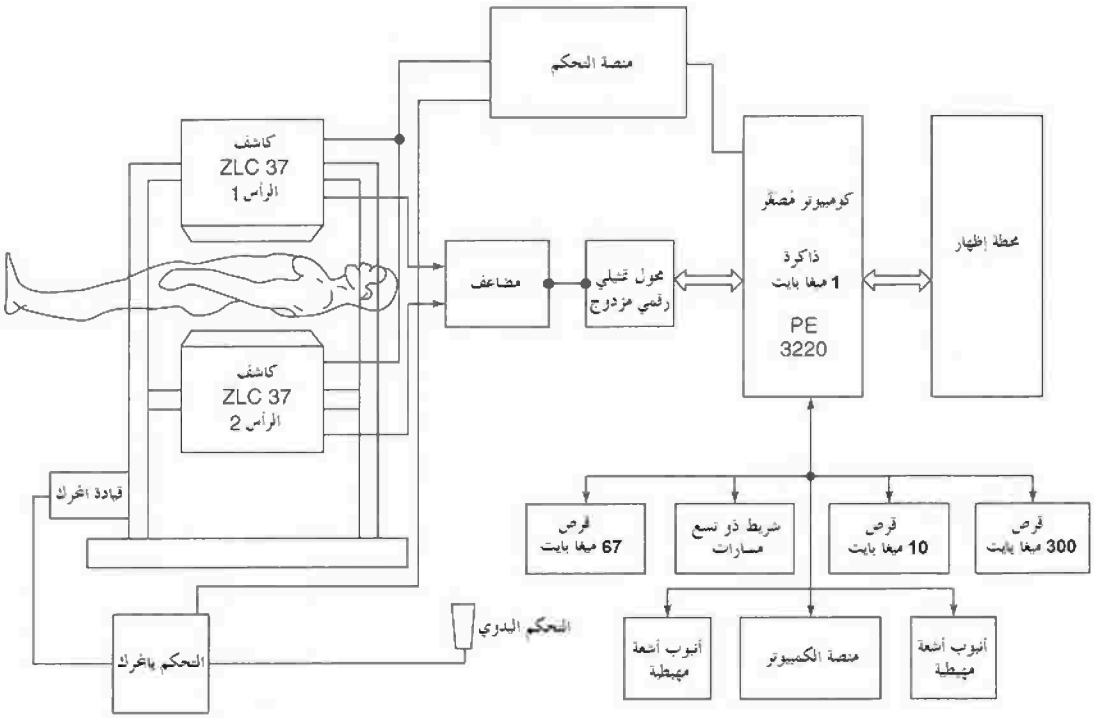
تملك الطريقة المعتمدة على الكاميرا من أجل الـ SPECT (الشكل رقم ٢١,١٥ (د)) ميزة توليد صور ثلاثية الأبعاد لكامل العضو ذي الاهتمام. إن الطريقة الواضحة لتحسين حساسية هذه الأنظمة هي استخدام أكثر من كاميرا وحيدة (الشكل رقم ٢١,١٥ (ت)). طَوَّر Lim et al, 1985 ترتيباً مثلثياً باستخدام ثلاث كاميرات ومضانية. يُبين الشكل رقم ٢١,١٥ (ر)) نظام ذو حساسية عالية يتألف من بلورة حلقية متحدة مع محدد ساحة دوراني. من ناحية ثانية فإن هذا الجهاز محدود لتصوير الدماغ في حين أن النظام المثلثي مناسب لتصوير الدماغ والجسم معاً.

يُوضح الشكل رقم (٢١,١٦) SPECT مبني على أساس كاميرا (Jaszczak et al, 1979). تدعم القاعدة، المُصمَّمَة للتقليل من تضعيف أشعة غاما إلى حد كبير، المريض بين الكاميرتين الومضانيتين. إن فجوة الكاميرا قابلة للضبط قطرياً من ٢٢ إلى ٦٦ سنتمتر من السطح- إلى- السطح للكاشف.

يسمح مجال الضبط هذا بأن تكون محددات الساحة قريبة من المريض من أجل مسح الدماغ والجسم معاً. يتم جمع البيانات من خلال حركة القنطرة المستمرة أثناء دورة ٣٦٠ درجة. من الممكن أن تتغير أزمنة الاقتباس من ٢ إلى ٢٦ دقيقة. تُخزَّن عينات الزاوية في إطارات بزاوية ٢ درجة.

إن سماكة البلورتين NaI(TI) هي ٩,٥ ميليمتر وتملك كل منها مجال رؤية مفيد يساوي ٤٠,٦ سنتيمتر. يتم ربط كل بلورة كاشف ضوئياً إلى مصفوفة مؤلفة من ٣٧ أنبوب مضاعف ضوئي. تحتوي إلكترونيات الكاشف على نظام دارات كهربائية لتعويض عدم خطية التوضع وتغيرات الحساسية الموضعية.

يتم أثناء الاقتباس تحويل كل زوج x-y من إحداثيات الحدث لأشعة غاما إلى شكل رقمي في مصفوفة تخزين أبعادها ١٢٨ (عمودية على محور الدوران (x)) بـ ٦٤ (موازية لمحور الدوران (y)) في ذاكرة دارئة، بالإضافة إلى بت (bit) تحديد الكاشف وبت تحديد نافذة الطاقة. إضافة إلى نافذة قمة الصورة الأولية، تُستخدم في وقت واحد نافذة طاقة ثانوية لتسجيل الأحداث التي خضعت لتبعثر كومبتون ضمن المريض. يتم استخدام البيانات الأخيرة لحساب خط محيط الجسم المطلوب من خلال لوغاريتم تعويض التضعيف.



الشكل رقم (٢١,١٦). مخطط مبسط لنظام SPECT مؤلف من كاميرات ومضانية مزدوجة ذات حقل رؤية كبير مركبة على قنطرة قابلة للدوران.

يتم القيام بتحويل مجموعة الإسقاط متعدد الشرائح والتأطير الزاوي بالزمن الحقيقي بواسطة الكمبيوتر المُصغَّر. من الممكن بعدئذ تخزين الإسقاطات الناتجة على قرص أو شريط مغناطيسي من أجل إعادة بناء الصورة لاحقاً. إن طريقة التقييم العامة والسريعة من أجل إعادة بناء الصور في الـ SPECT هي بواسطة الإسقاط الراجع المُرشَّح. من ناحية ثانية يؤدي هذا إلى تشويشات صنعية بسبب خصائصه المتأصلة، كنتيجة لذلك يمكن فقدان نتائج الأبحاث الباثولوجية بسبب التنعيم أو الترشيح الزائد. تساعد إعادة البناء التكراري في تجنب هذه المشاكل وتؤدي إلى تقييم مُحسَّن لدراسات الـ SPECT. من ناحية ثانية يجب تنفيذ عدد أمثل من التكرارات ويجب أن يبقى زمن حساب التكرار منخفضاً قدر الإمكان بحيث تكون النتائج متوفرة خلال زمن مقبول من أجل الروتين الإكلينيكي (Lassmann et al, 1998).

يُستخدم تحديد ساحة متوازي الثقوب من أجل تصوير أعضاء مثل الكبد والرئتين والقلب. وتُستخدم من أجل الدماغ محددات ساحة بحزمة مروحية خاصة لزيادة حساسية النظام. إن حساسية النظام لمنبع Tc-99m مُوزَّع في اسطوانة مملوءة بالماء قطرها ٢١,٦ سنتمتر، هي ٥٤٠٠٠ (cps)/(micro-curie/m) باستخدام جميع الشرائح المحورية، وذلك باستعمال تحديد ساحة متوازي الثقوب ذو دقة تمييز عالية. بهدف تحديد الحساسية الحجمية لكل شريحة سيتم تقسيم هذه الكمية على عدد الشرائح التي تم إعادة تركيبها من دورة وحيدة حول المريض.

يتم تنفيذ إظهار الصورة في نظام موصول من خلال واجهة ربط إلى الكمبيوتر. يتوفر شكل للصورة أبعاده ٢٥٦×٢٥٦ بـ ٢٥٦ خيالاً رمادياً مع تشكيل نافذة وطرح خلفية. ويتم أيضاً تأمين مونيتور ملون. إن محطة إظهار الصورة موصولة مباشرة من خلال واجهة ربط إلى مُسجل فيلم. ومن الممكن إنتاج إما شفافيات أو طباعات بعملية سريعة.

يتم وصل بوابة ECG من خلال واجهة ربط إلى النظام. وبالتالي يكون من الممكن اقتباس صور SPECT بنهاية الانبساط ونهاية الانقباض متعدد البوابات للقلب. يتم توليد الصور المقطعية الجبهية والسهمية من مجموعة الشرائح العرضية المتجاورة باستخدام لوغاريتم إعادة تنظيم البيانات.

تسمح برمجيات النظام بتنوع بروتوكولات معالجة الصورة التي يكون العديد منها مُحدد من قبل المُستخدم. إن بعض التطبيقات البرمجية السائدة الأكثر عمومية والمُزوَّدة من قِبَل المصنعين هي تنعيم الصورة والتسوية والاستيفاء وجمع الصورة وطرحها وطرح الخلفية وتحسين التباين وإظهار دوري للصور المتتالية (سينمائي) وتركيب المنطقة ذات الاهتمام والإظهار وتركيب منحني أو هستوغرام والإظهار وإنشاء أغطية تحتوي على الأرقام والأحرف.

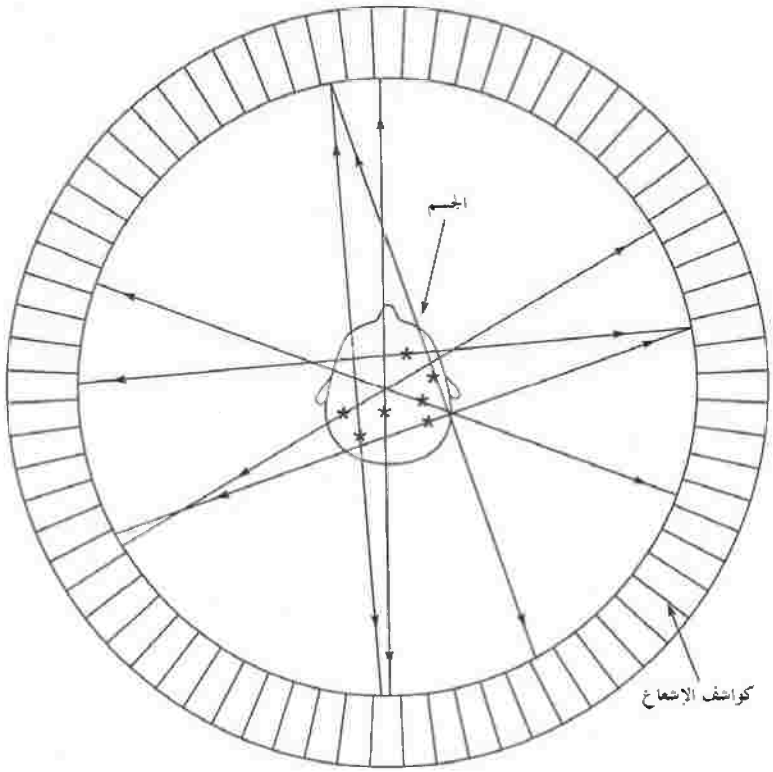
تتضمن التطبيقات القلبية اقتباس تمرير أولي ؛ اقتباس متعدد البوابات ؛ وكشف حافة آلي ؛ وتحديد حجوم نهاية الانقباض ونهاية الانبساط وحجم ضربة القلب والنتاج القلبي وجزء الحقن الشامل وجزء الحقن الموضعي.

(٢١,١١) التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني (ماسح PET)

Positron Emission Tomography (PET Scanner)

إن التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني هي وسيلة للحصول على صور للمقطع العرضي في الأحياء من نظائر باعثة للبوزيترون تعرض وظيفة بيولوجية أو فيزيولوجية أو باثولوجية. يتم في هذه التقنية وسم مركب كيميائي ذو نشاط بيولوجي مطلوب بواسطة نظير مشع يتلاشى من خلال إصدار بوزيترون أو إلكترونات موجبة. يتحد البوزيترون المنبعث مباشرةً تقريباً مع إلكترون ويتم اندثار الاثنين بشكل متبادل من خلال إصدار إشعاعين من أشعة غاما. ينتقل فوتونيّ أشعة غاما في اتجاهين متعاكسين تقريباً ويخترقان النسيج المحيط ويتم تسجيلهما خارج المقطع بواسطة مصفوفة دائرية من الكواشف (الشكل رقم ٢١,١٧).

يُعيد اللوغاريتم الرياضي المُطبق من خلال الكمبيوتر بشكل سريع بناء التوزيع الحيزي للنشاط الإشعاعي ضمن المقطع من أجل مستوي مُختار ويعرض الصورة الناتجة على المونيتور. وهكذا يؤمن الـ PET تقديراً موضعياً غير جراحي لعدة عمليات كيميائية حيوية أساسية لعمل العضو الذي يتم تصويره.



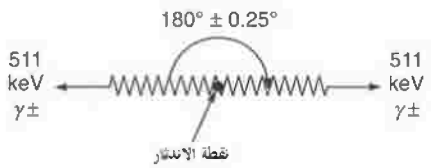
الشكل رقم (٢١,١٧). مبدأ التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني (ماسح PET).

يتم إصدار البوزيترون (β^+) من نواة غنية بالبروتونات ذات كمية متغيرة للطاقة الحركية، كما إن الكمية الأعظمية الموجودة هي طاقة نقطة النهاية ($E\beta^+$) وهي معطاة من أجل نظائر مختلفة في الجدول رقم (٢١,٢).

الجدول رقم (٢١,٢). باعثات البوزيترون المُستخدمة عموماً في الـ PET.

النظير	$E\beta^+$ (MeV) (ميجا إلكترون فولت)	$T^{1/2}$ (min) (دقيقة)
الأوكسجين ١٥ (^{15}O)	١,٧٤	٢,٠٧ د
الكربون ١١ (^{11}C)	٠,٩٦	٢٠,٣٩ د
النتروجين ١٣ (^{13}N)	١,١٩	٩,٩٦ د
الفلورين ١٨ (^{18}F)	٠,٦٥	١٠٩,٧٧ د
البوتاسيوم ٣٨ (^{38}K)	٢,٦٨	٧,٦٤ د
الغاليوم ٦٨ (^{68}Ge)	١,٩٠	٦٨,١ د
الروبيديوم ٨٢ (^{82}Rb)	٣,٣٥	١,٢٧ د
الزنك ٦٣ (^{63}Zn)	٢,٣٢	٣٨,١ د

يتم تبديد هذه الطاقة في المريض على مجال بالنسيج من مرتبة ميلمترات قليلة. يتحد البوزيترون (β^+) مع إلكترون حر (β^-) ويتم تحويل الكتلة إلى أثنين من إشعاعات غاما (γ) بـ ٥١١ KeV يتم إصدارها عند ١٨٠ درجة $\pm$ ٠,٢٥ درجة الواحد بالنسبة إلى الآخر لتحقق المحافظة على العزم كما في الشكل رقم (٢١,١٨). إن المجال النهائي المتغير للبوزيترون (β^+) بالإضافة إلى التغُّير الزاوي بحدود ١٨٠ درجة هي مُحددات أساسية لدقة التمييز التي يمكن تحقيقها بواسطة الـ PET.



الشكل رقم (٢١,١٨). عملية التلاشي الأساسية لباعث بوزيترون.

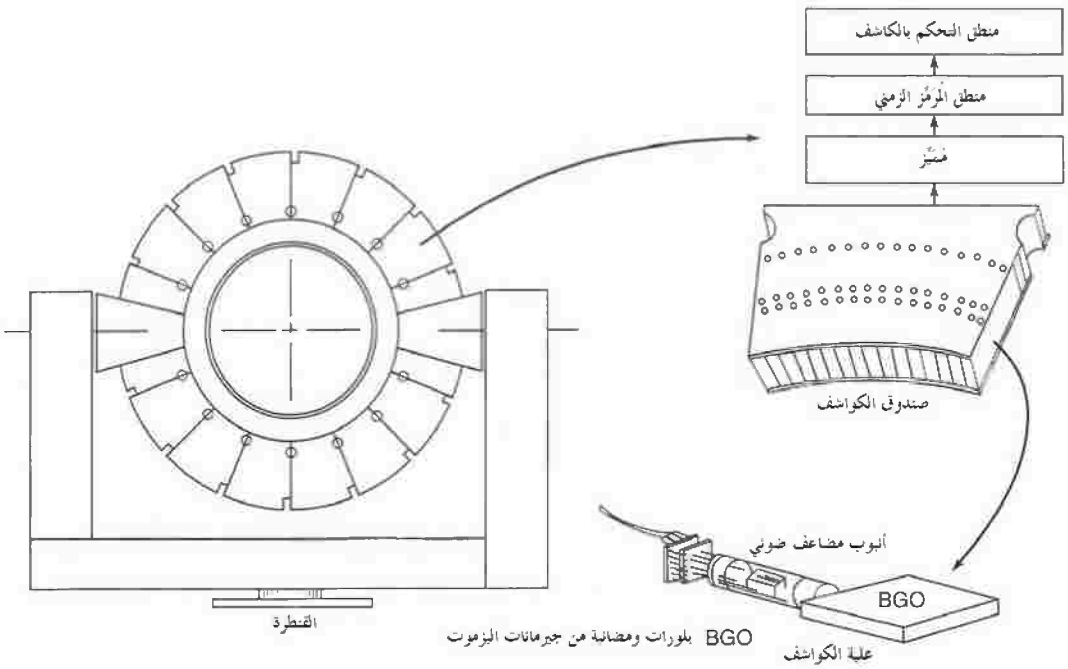
يتم وَسْمُ المركبات المُستخدمة والمُقدَّرة كمياً بباعثات بوزيترون (β^+) غنية بالبوزيترونات ويتم إنتاجها عادة بواسطة السيكلوترون. إن النظائر الأساسية هي الكربون[١١] (^{11}C) والنتروجين[١٣] (^{13}N) والأوكسجين[١٥] (^{15}O) والفلورين[١٨] (^{18}F). إذا تم وسم المركب ذو الاهتمام في موقع معروف وهو يحفظ هذا البوزيترون، فإن مسح PET يسمح بقياس تركيز البوزيترون (مايكرو كيوري/ميليمتر) ($\mu Ci/mL$) في عنصر حجمي صغير ضمن العضو أو المنطقة ذات الاهتمام. إن هذا الحجم الاستقلابي يساوي ١ سنتمتر مكعب بشكل نموذجي.

إن تغيراً بمقدار ٠,٢٥ درجة في التوزُّع الزاوي لأشعة غاما (γ) ذات الطاقة ٥١١ KeV ظهر- إلى- ظهر سوف يسبب انخفاضاً مقداره ١,٧٥ ميليمتر عند المركز لجهاز تصوير مقطعي لكامل الجسم بـ ٨٥ سنتيمتر. سوف لن يُسبب أي من المحددات الأساسية ضياعاً مهماً في دقة التمييز في تصاميم الـ PET الحالية. حيث أن هذه المحددات، ببساطة، أساسية للطريقة ولا يمكن إلغائها.

تم تقديم نوعين من تصاميم أجهزة التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني، أحدهما يستخدم كواشف بمساحة كبيرة متعاكسة تحتاج إلى تدوير حول المريض لتأمين الدرجة الضرورية لأخذ العينات الزاوية، والآخر يستخدم كواشف بلورية فردية متعددة تحيط بالمريض في مصفوفة دائرية أو مسدسة الشكل. إن محددات الساحة الامتصاصية الرصاصية التقليدية غير مطلوبة لأن الكشف المتطابق للفوتونين ٥١١ KeV يدل على خط المنشأ الذي يتم على طوله إصدار الفوتونات. من ناحية ثانية وبهدف تخفيض معدّل عد التطابق العشوائي يتم عادة استخدام تحديد ساحة إلى درجةٍ ما. ومن الضروري أن تكون معالجة النبضة أسرع بكثير من تلك التي تكون في أنظمة الفوتون

الوحيد؛ وذلك للمحافظة على عشوائية التطابقات للتناسبات القابلة للتدبير. ربما يكون استخدام الفرق في زمن وصول فوتونات الإندثار إلى كواشف متعاكسة لتحديد موقع تلاشي البوزيترون وتحسين دقة التمييز الحيزية ممكناً بواسطة كواشف ذات استجابة سريعة وإلكترونيات سريعة بشكل مناسب.

يُوضح الشكل رقم (٢١,١٩) المكونات لكاشف ولقنطرة مستخدمين من قِبَل Hoffman et al, (1985) في نظام PET. تملك القنطرة فتحة كبيرة (قطر=٦٥ سنتيمتر) وتستطيع تصوير الدماغ والجذع معاً لمريض بالغ. يمكن إمالة مجموعة الكاشف كاملة للحصول على مقاطع مائلة. تُستخدم البلورات الومضانية جيرمانات البزموت (BGO)، ذات العرض ٥,٦ ميليمتر والارتفاع ٣٠ ميليمتر والعمق ٣٠ ميليمتر لكشف إشعاع الاندثار ذو الطاقة ٥١١ KeV. إن الكواشف مُرتبة في هندسة حلقية دائرية تحتوي على ٥١٢ كاشفاً لكل حلقة.



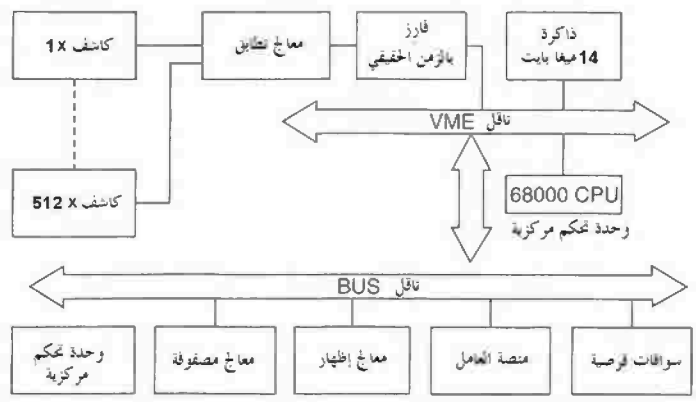
الشكل رقم (٢١,١٩). موديولات القنطرة والكاشف المُستخدمة في ماسح PET (after Hoffman et al, 1985).

يتضمن النظام حلقتين ويُنتج ثلاث مستويات مسح (أثنين من المستويات مستقيمة ومستوي عرضي واحد). وبهدف تسهيل التبديل يتم ترتيب الكواشف في موديولات أو مجموعات تحتوي على ١٦ حزمة كواشف. تحتوي كل حزمة على بلورتين وأثنين من الأنابيب المضاعفة الضوئية (PMTs). إن الفراغ بين البلورات من المركز- إلى- المركز هو ٦,١ ميليمتر. إن الحلقتين مفصولتين محورياً بمقدار ٣٦ ميليمتر. بالإضافة إلى احتوائها بلورتين (BGO) وأثنين من

الأنابيب المضاعفة الضوئية (PMTs) تتضمن المجموعة أيضاً مضخمات/مميزات وإلكترونيات معالجة أخرى من البداية إلى النهاية. وبهدف زيادة أخذ العينات خطياً يمكن لمجموعة الكاشف كاملةً أن تتذبذب في مدار دائري صغير. تُستخدم عملية التذبذب هذه لتحقيق دقة تمييز حيزية مثالية (Jaszczak, 1988).

تم بناء ماسحات الـ PET الأصلية باستخدام كاشف يوديد الصوديوم المُعالج بالثَّاليوم [NaI(TI)]. إن فعاليته العالية وسهولة التصنيع والكلفة المنخفضة جعلته خياراً واضحاً في عدد من التصاميم الابتدائية المُستخدمة بلورات فردية. إن سيئته الأساسية في عمل الـ PET كانت انخفاض فعالية الكشف الناتجة عن الميل باتجاه البلورات الصغيرة المطلوبة من أجل دقة تمييز عالية مع المحافظة على فعالية النظام الإجمالية عالية بشكل معقول. يضع هذا التحديد حداً عملياً أدنى على دقة التمييز الممكن تحقيقها بواسطة أنظمة الكشف المبنية على أساس الـ NaI(TI). مع تطوير المادة الومضانية الجديدة، جيرمانات البزموت (BGO) (X=79, p=7,13 g/mL)، بثلاثة أضعاف قدرة إيقاف الـ NaI(TI)، أصبح الجيل الجديد من ماسحات الـ PET بدقة تمييز وفعالية عاليتين ممكناً.

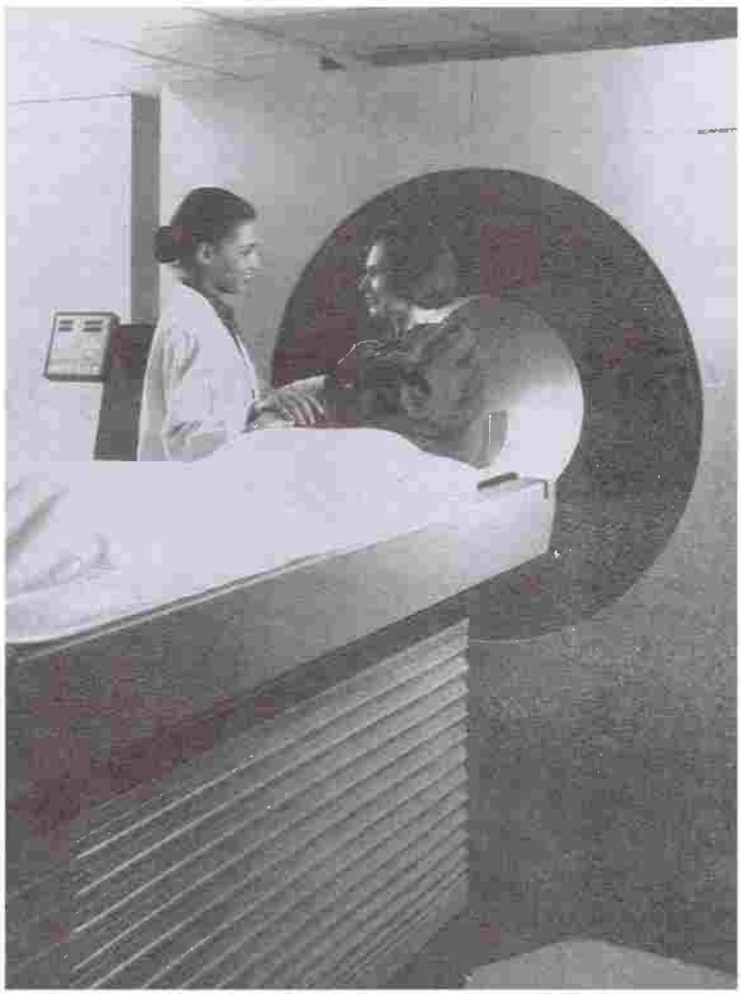
يبين الشكل رقم (٢١,٢٠) مخططاً صندوقياً مُبسطاً لنظام اقتباس البيانات. تُستخدم المعالجات الموزعة في كل مكان من النظام لزيادة السرعة إلى أقصى حد من أجل جمع البيانات في وقت واحد. يتم تضخيم الإشارات الفردية وإشارات الكاشف التمثيلية وبعدئذ تحديد زمن التفاعل باستخدام مميز جزئي ثابت. يحول مُرَمِّز الزمن الحدث إلى كلمة من ١٤ بت تتضمن رقم الكاشف وزمن الحدث خلال ٨ نانو ثانية. تُمرر هذه الكلمة إلى مُعالج تطابق كل ٢٢٤ نانو ثانية. يتم التحكم في نافذة الطاقة آلياً بواسطة المعالج الصغري المتوضع في كل مجموعة كاشف. تُستخدم عتبة من ٢٠٠ KeV بشكل نموذجي لتسمح بكشف أشعة غاما التي تبعثرت ضمن الكاشف وهربت. يتألف النظام من هندسة للحزمة المروحية مع أخذ عينات زاوي يساوي ٠,٧ درجة. إن أخذ العينات الخطي هو ٢,٩ ميليمتر.



الشكل رقم (٢١,٢٠). نظام التقاط بيانات للماسح PET. عن (after Hoffman et al, 1985).

يفيد المعالج الرئيسي في المراقبة والتحكم بأعمال المعالجة المتنوعة. تُستخدم مصفوفة من المعالجات لإنجاز إعادة البناء الأولية. يتم ربط أجهزة محيطية متعددة، مُتضمنةً معالج إظهار، إلى كمبيوتر النظام.

إن نظام كاميرا التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني GE 4096 (الشكل رقم ٢١,٢١) هو ماسح PET لكامل الجسم بدقة عالية. يستخدم هذا الماسح حلقة كاشف بقطر ١٠١ سنتمتر. يتم ترتيب البلورات الفردية للماسح والبالغة ٤٠٩٦ بلورة في ثمان حلقات في كل منها ٥١٢ بلورة. يتم ربط أنبوبيّ مضاعفة ضوئية مزدوجين إلى كل مجموعة مؤلفة من ١٦ بلورة يوفران أخذ عينات موضعية متزايد. تُصنع كل بلورة من جيرمانات البزموت ($Bi_4Ge_3O_{12}$) وهي من حيث الحجم ٦ ميليمتر عمودية على المحور ومحورها ١٢ ميليمتر ونصف قطرها ٣٠ ميليمتر. تسمح الكاسيتات ذات الـ ٦٤ كاشفاً منفرداً بخدمة سريعة وسهلة.



الشكل رقم (٢١,٢١). ماسح PET من M/s GE Electrical.

يؤمن النظام تصويراً بينياً لـ ٣٠ شريحة في فاصل اقتباس وحيد إما في نمط الذبذبة أو السكون. إن منفذ المريض يساوي ٥٧ سنتيمتر مما يسمح بمسح مريض كبير. يتم تحقيق توضع المريض من خلال تحكمات مُشَغِّل ملائمة على كل جانب من جوانب القنطرة. يتم تأمين توضع المريض بشكل مُحسَّن بواسطة مرتكز القنطرة والإمالة +٢٠ درجة. يتم تحقيق التوضع الدقيق للمريض والقابل للإعادة بواسطة نظام توضع ليزري ثلاثي. تقلل طاولة التصوير المُحاطة بألياف الكربون التضعيف إلى الحد الأدنى وتسمح الحشوة الإضافية براحة أعظمية للمريض.

يمكن التحكم بتوضع الطاولة الأفقي أو المحوري يدوياً من تحكمات القنطرة أو بواسطة الكمبيوتر من منصة المُشَغِّل. إن المجال المحوري للطاولة هو ١٧٠ سنتيمتر والارتفاع قابل للضبط من ٦٠ إلى ١٢٠ سنتيمتر والوزن الأعظمي الذي تتحمله الطاوله هو ٣٠٠ ليبرة. يتم التزوُّد بمنبعين ^{68}Ge بقطر ٦ ميليمتر على شكل دبوس (٢ ميلي كيوري و١٠ ميلي كيوري) يمتدان على كامل حقل الرؤية المحوري من أجل قياسات الإرسال وضبط الربح وتوقيت المطابقة وتسوية فعاليات الكاشف.

يتم أخذ عينات المنبع الدبوسي باستمرار مزوِّداً قياساً دقيقاً للأحداث العشوائية والمتبعثرة. إن المنبعين الدبوسيين قابلين للنزع ويتم تخزينها في حاوية رصاصية بعيداً عن القنطرة عندما لا تكون قيد الاستعمال.

يحتوي الـ DAP (معالج اقتباس البيانات) على المعالج ٦٨٠٣٠ ومعالجات Intel i960 RISC مزدوجة. يتحكم الـ DAP بالاقتباس بالزمن الحقيقي للبيانات من أجل النظام.

إن صور النظائر المشعة ذات ضجيج عالٍ بشكل متأصل وبالمقارنة مع معظم الأنواع الأخرى من الصور، فإنها ذات جودة ضعيفة جداً. إن الإشعاع الصادر من خلال الهدف هو إشعاع سيني أو إشعاع غاما ينشأ إما بشكل مباشر من تحولات نووية وإما بشكل غير مباشر بواسطة إصدار بوزيترون أو التقاط إلكترون.

يتم في الواقع وبشكل مدهش استخدام القليل من الإشعاع في تشكيل الصورة، وتكون كثافة الفوتون بشكل نموذجي من المرتبة $١٠^{٣}$ لكل سنتيمتر مربع عندما تُقارن مع حوالي $١٠^{٧}$ لكل سنتيمتر مربع في التصوير الشعاعي و$١٠^{١٢}$ لكل سنتيمتر مربع في التصوير الفوتوغرافي التقليدي. إن التموجات الإحصائية في كثافة الفوتون، المتأصلة في عملية التلاشي المشع، تكون عادة ظاهرة كما أن دقة التمييز الحيزية بأفضل الموجود هي تماماً تحت ١ سنتيمتر في معظم التطبيقات الإكلينيكية.