جامعة السودان للعلوم والتكنولوجيا

كلية المختبرات العلمية – قسم الفيزياء

بحث مشروع تخرج لنيل درجة بكالوريوس (الشرف)

ضبط الجودة لجهاز غاما كاميرا

Quality Control for Camera Gamma

إعداد الطالبات:

- **رِحَاب بابكر عبد المجيد**
- **نِهَال عثمان سيد أحمد**

إشراف:

د. أسماء محمد الحسين

أغسطس ٢٠١٦ م

آية

إِنَّمَا يَخْشَى اللَّهَ مِنْ عِبَادِهِ الْعُلَمَاءُ ۗ إِنَّ اللَّهَ عَزِيزٌ غَفُورٌ [٢٨]

(سورة فاطر: الآية ٢٨)

إهداء

أهدي هذا العمل الى أمي العزيزة الغالية وإلى والدي.

شكر وتقدير

أتقدم بالشكر إلى دكتورة أسماء، التي أشرفت على هذه الدراسة وإلى صديقاتي وإلى كل من ساهم بالقليل أو الكثير نحو وصول هذا البحث إلى هذه المرحلة. فلهم مني كل التقدير.

قائمة المحتويات

مسلسل	البند	رقم الصفحة
١.	آية	I
٢.	إهداء	II
٣.	شكر وعرفان	III
٤.	قائمة الجداول	IV
٥.	قائمة الأشكال	V
٦.	قائمة الإختصارات	VI
٧.	قائمة المحتويات	VII-IX
٨.	مستخلص (باللغة العربية)	X
٩.	Abstract (مستخلص باللغة الإنجليزية)	XI
الفصل الأول		
	خطة البحث	
١٠.	مقدمة	١-٣
١١.	طريقة البحث	٣
١٢.	مشكلة الدراسة	٤
١٣.	أهداف الدراسة	٤
١٤.	نظرة عامة على الدراسة	٤
الفصل الثاني		
	خلفية نظرية	
١٥.	المكونات الرئيسية لكاميرا التصوير المقطعي المحوسب	٥
١٦.	مُوَجِّه الإشعة	٥-٦
١٧.	أنواع أجهزة توجيه الأشعة	٦

.١٨	مُوَجِّه أشعة بفتحة واحدة	٦
.١٩	مُوَجِّه أشعة بفتحات متوازية	٦
.٢٠	مُوَجِّه أشعة بعدسة مُقَعَّرة (أشعة متباعدة)	٧
.٢١	مُوَجِّه أشعة بعدسة مُحَدَّبة (أشعة متقاربة)	٧
.٢٢	الفاحص	٩-٨
.٢٣	المضاعف الضوئي	١١-٩
.٢٤	مضاعف أولي	١١
.٢٥	مضاعف خَطِّي	١٢-١١
.٢٦	دائرة تموضع المحور السيني، المحور الصادي	١٢
.٢٧	مُحَلِّل إرتفاع النبض	١٣-١٢
.٢٨	العَرض أو التخزين	١٣
.٢٩	أداء التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) والتحكم بالجودة	١٦-١٥
.٣٠	دِقَّة الحَيِّز	١٧-١٦
.٣١	أنواع دِقَّة الحَيِّز	١٧
.٣٢	الإتساق الداخلي	١٨-١٧
.٣٣	الإتساق التكاملي	١٨
.٣٤	الإتساق التباييني	١٩-١٨
.٣٥	الخطية	١٩
.٣٦	دِقَّة تحديد الطاقة	١٩
.٣٧	الحساسية	٢٠
.٣٨	الحساسية السطحية	٢٠
.٣٩	الحساسية الحجمية	٢٠
.٤٠	معايرة مركز الدوران	٢١-٢٠

٤١.	معدل العَدْ و الوقت الضائع	٢١-٢٢
٤٢.	مصادر الأخطاء في أداء التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT)	٢٢
٤٣.	الجمعية الوطنية لِمُصَنِّعي الأجهزة الكهربائية NEMA	٢٢-٢٣
٤٤.	دراسات سابقة	٢٥-٢٩
الفصل الثالث		
	النتائج والمناقشة	
٤٥.	منهجية البحث	٣٠
٤٦.	النتائج	٣٠
٤٧.	مواصفات جهاز كاميرا غاما في مركز الخرطوم للتشخيص الطبي	٣٠-٣١
٤٨.	اختبار (Photopeak)	٣٢
٤٩.	اختبار دقة الطاقة (Energy Resolution)	٣٢-٣٣
٥٠.	اختبار الإتساق (Uniformity Test)	٣٣
٥١.	اختبار مركز الدوران (Center of Rotation)	٣٣-٣٤
الفصل الرابع		
	الخاتمة	
٥٢.	الخاتمة	٣٦
٥٣.	المراجع	٣٧

مستخلص

يهدُف هذا البحث الى دراسة ضبط الجودة لجهاز كاميرا غاما المقطعي بقسم الطب النووي بمركز النيلين التشخيصي في الخرطوم. وتمت مقارنة النتائج مع المعايير الدولية الموضوعة لجهاز كاميرا غاما. تتضمن الإختبارات التي تم إجرائها خلال هذا البحث المتغيرات الآتية: إختبارات القمة الضوئية، واختبار دقة الطاقة، واختبار الاتساق واختبار مركز الدوران. كل النتائج المتحصل عليها من الدراسة تمت مقارنتها مع معايير حدود الأمن والسلامة الموضوعة من قبل الوكالة الدولية للطاقة الذرية و الجمعية الوطنية لِمُصَنِّعي الأجهزة الكهربائية. أوضحت النتائج أن دقة الطاقة أظهرت قمة مركزية للطاقة عند ١٤٠ كيلو فولت وقيمة دقة الطاقة كانت ٨,١٤%، وأن معدل الإتساق التكاملي كان ٣,٤٦% والإتساق التباييني كان ٢,٢٧%، وفي اختبار مركز الدوران وجد أن عدد الصور كان ٦٤ و نقطة البداية -٤٥ وأن إتجاه الدوران كان مع إتجاه عقارب الساعة والمتوسط كان -١,٢ والقيمة القصوى كانت ٢,١. خلص البحث إلى أن قِيَم النتائج التي تم الحصول عليها من مركز النيلين التشخيصي لجهاز كاميرا غاما كانت قريبة الى المعايير الموضوعة من قبل الوكالة الدولية للطاقة الذرية و الجمعية الوطنية لِمُصَنِّعي الأجهزة الكهربائية.

Abstract

This research aims to study the quality control of the Gamma Camera (SPECT) of the nuclear medicine at the Nilein Medical Diagnostic Center (NMDC) in Khartoum. The results were compared with the international standards set for a Gamma Camera. The results conducted during this research comprised the following variables: the Photopeak Test, the Resolution Test, the Uniformity Test, and the Center of Rotation Test. All the results obtained through the study were compared with the safety and security limits set by the International Atomic Energy Agency (IAEA) and the National Electrical Manufacturers Association (NEMA). The results showed that the Energy Resolution showed a central peak of the energy at 140 kvp and the value of the energy resolution was 8.14%. Also the results showed that the average of the integral uniformity was 3.46%, and the differential uniformity was 2.27%. Also, regarding the results of the center of rotation, it was found that the number of images was 64, start position was -45, direction of rotation was clockwise, the mean was -1.2 mm, and the max was 2.1 mm.

The research concluded that the values of the results of the Gamma Camera that were obtained from the Nilein Medical Diagnostic Center (NMDC) were close to the standards set by the Internationa Atomic Energy Agency (IAEA) and the National Electricals Manufacturing Association (NEMA).

قائمة الجداول

رقم الجدول	البيان	رقم الصفحة
٢-١	العوامل التي تؤثر على أداء مُوَجِّه الأشعة ذو الفتحات المتوازية	٦
٢-٢	إجراءات التحكم في الجودة وفقاً للوكالة الدولية للطاقة الذرية (IAEA) ١٩٩١	٢٤
٣-١	نتائج إختبار مركز الدوران	٣٤
٣-٢	نتائج إختبارات التحكم في الجودة لمركز النيلين التشخيصي بالمقارنة مع معايير الوكالة الدولية للطاقة الذرية (IAEA) والجمعية الوطنية لِمُصَنِّعي الأجهزة الكهربائية (NEMA)	٣٥

قائمة الأشكال

رقم الشكل	البيان	رقم الصفحة
٢-١	أنواع موجهات الأشعة	٧-٨
٢-٢	المبادئ الأساسية والمكونات لكاميرا غاما	١٤
٣-١	كاميرا غاما بمركز النيلين للتشخيص الطبي	٣١

قائمة الإختصارات

NM	Nuclear Medicine	طب نووي
QC	Quality Control	التحكم في الجودة
QA	Quality Assurance	تأكيد الجودة
PMT	Photomultiplier Tube	انبوب مضاعفة الضوء
NaI (TI)	a thallium-activated sodium iodine crystal	بلورات يوديد الصوديوم NaI والثاليوم (TI)
PHA	Puls Height Analyzer	محلل إرتفاع النبض
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography	التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات
UFOV	Useful Field of View	مجال الرؤية العملي
CFOV	Central Field of View	مجال الرؤية المركزي
FWHM	Full Width, Half Maximum	عُرض كامل، في منتصف القيمة القصوى
COR	Center of Rotation	مركز الدوران
AOR	Axis of Rotation	محور الدوران
NEMA	National Electrical Manufacturers Association	الجمعية الوطنية لِمُصَنِّعي الأجهزة الكهربائية
RS	Relative Sensitivity	الحساسية النسبية
NMDC	National Medical Diagnostic Center	مركز النيلين التشخيصي
IAEA	International Atomic Energy Association	الوكالة الدولية للطاقة الذرية
Kev	Kilo electron volt	كيلو إلكترون فولت
SCA	Single Channel Analyzer	مُحَلِّل أُحادي القناة
MCA	Multi Channel Analyzer	مُحَلِّل مُتَعَدِّد القنوات

الفصل الاول

خطة البحث

١-١ مقدمة:

يعتمد التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) على تحديد الفوتون (وحدة الكم الضوئي) والتموضع والتقاط صور متعددة الطبقات وإعادة معالجتها. مَهَّد الدكتور هارولد أنجر الطريق لإكتشاف التصوير المقطعي المحوسب عن طريق تقديم التصوير الوميضي أو كاميرا أشعة غاما في الخمسينيات. [١]

تتكون كاميرا أشعة غاما من بلورة مسطحة ملامسة لعدة صمامات تضخيم ضوئي وهذا النظام موصل بحاسوب والذي يضبط عمل الكاميرا ويقوم في نفس الوقت بالتقاط الصور وتخزينها.

وتقوم الكاميرا بتسجيل وعَدْ أشعة غاما الآتية من عضو المريض تحت الفحص والتي تمتصها البلورة في الكاميرا. وعادة تستخدم بلورة مسطحة كبيرة من يوديد الصوديوم مشوبة بعنصر الثاليوم. وقد اكتشف تلك الطريقة الحَسَّاسَة لِعَدْ أشعة غاما العالم الفيزيائي روبرت هوفشتاتر عام ١٩٤٨.

وتُصدِر البلورة وميضاً ضوئياً عند التقائها بشعاع من أشعة غاما. فعندما ينفذ شعاع غاما من جسم المريض إلى الخارج (ويكون قد حقن من قبل بنظير مشع مناسب) فيصطدم الشعاع بأحد إلكترونات ذرة يود في البلورة، وينشأ عن ذلك وميضاً عندما يعود الإلكترون المفصول عن الذرة إلى مكانه فيها.

وبعد إصدار الإلكترون للوميض فإنه يسجل عن طريق صمام تضخيم ضوئي الملامس لسطح البلورة ويرسل نبضة كهربائية إلى الحاسوب الذي يقوم بِعَدْ الإشعاعات. فيقوم الحاسوب بتكوين صورة مسطحة

---

[١] Hanz، ٢٠٠٧ م.

(ثنائية الأبعاد) لتلك الطبقة بحسب اختلافات عدد الإشعاعات القادمة منها على شاشة الحاسوب. فتبين الصورة توزيع ونسبة تركيز أشعة المادة المشعة في عضو المريض المصور.

أصبح استخدام التصوير المقطعي المحوسب واسع الانتشار منذ تقديمه في أواخر السبعينيات.

فحص CT او التصوير المقطعي المحوسب، هو فحص يتم اجراؤه بواسطة تقنية خاصة من اشعة رينتجن (الاشعة السينية)، ويتيح الحصول على صورة بدرجة عالية من الدقة، من اجل فحص الاعضاء الداخلية في الجسم.

بعد تحليل محوسب للمقاطع التي يتم الحصول عليها في هذا الفحص، نحصل على تجسيد ثلاثي الابعاد للجسم، يكون من الممكن مشاهدته بعدة مقاطع افقية او عمودية مكملة. هذا النوع من التصوير، يختلف عن تصوير الاشعة السينية العادي (اشعة رنتجن – X) الذي يعطينا صورة ثنائية الابعاد، تشبه الى حد كبير فيلم التصوير العادي.

جهاز فحص الـ CT عبارة عن ماسح يعمل بحركة دائرية، مرتبط بجهاز حاسوب ذو اداء عال، يقوم بتحليل الصورة الشاملة. يتيح هذا الفحص اكتشاف ان كان قد لحق ضرر ما باحد الاعضاء، او ان كانت هنالك افة ما في احد الاعضاء الداخلية، كما يتيح لنا رؤية التكوين التشريحي الدقيق لجسم المريض، قبل اجراء العمليات الجراحية على سبيل المثال.

يتم اجراء فحص التصوير المقطعي في كثير من الحالات، وذلك من اجل تشخيص حصول اي تغيير يكون قد طرأ على التكوين التشريحي السليم لاعضاء الجسم، سواء على مستوى العضو الكامل او حتى الانسجة. من الممكن ان يقوم هذا الفحص بتشخيص الاضرار التي قد تكون لحقت بالاعضاء الداخلية نتيجة لاحداث مختلفة مثل الصدمات، الكسور، الالتهابات، العدوى، الاورام وغيرها من الآفات الشاغلة للحيز (Space Occupying Lesion) والتي لا يمكن رؤيتها بالعين المجردة او من خلال تصوير عادي بسيط.

في بعض الحالات، تتم اضافة مادة مباينة للفحص، والتي يتم شربها عن طريق الفم، او يتم حقنها عبر الوريد. وذلك من اجل رؤية النزيف، زيادة تدفق الدم، او انعدام تدفق الدم لمنطقة ما، بشكل افضل. على سبيل المثال، حالات الجلطات الدموية التي تسبب انسداد احد الاوعية الدموية او الاورام السرطانية التي تضغط على المنطقة التي تحيط بها. يمكن اجراء هذا الفحص قبل القيام باي فحص باضع (Invasive)، مثل العمليات الجراحية او الخزعة (Biopsy). [٢]

١-٢طريقة البحث

فحص الـ CT العادي لا يتطلب اية استعدادات خاصة. لكن اذا كان الفحص يتطلب اخذ مادة مباينة، فستكون هنالك حاجة للصوم عدة ساعات قبل اجراء الفحص. عادة لمدة تتراوح ما بين ٦ – ٨ ساعات من الصوم.

عند اقتراب الفحص، يجب ازالة كل القطع المعدنية عن الجسم. ثم يتم اعطاء المادة المباينة باحدى الطريقتين: عن طريق الفم – اذ يقوم المريض بشرب ٤ – ٦ كؤوس تبلغ سعة كل منها نصف لتر، بشكل تدريجي على امتداد فترة ساعة الى ساعتين ونصف قبل الفحص. او من خلال حقن اليود عن طريق الوريد، بواسطة الحقنة التي قد تسبب بعض الالم. [٣]

[٢] https://ar.wikipedia.org/wiki/

[٣] https://www.webteb.com/general-health/

١-٣ مشكلة الدراسة:

تغيير أي واحد من معطيات أداء التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) سيؤثر على جميع المعطيات الاخرى وينتج أخطاء في الصورة المُعَاد بنائها. هذه الأخطاء من الممكن ألا تكون مرئية في صورة تحت تحكم عادي بالجودة.

١-٤ أهداف الدراسة:

أهداف عامة:

تقييم أداء جهاز كاميرا غاما للأشعة المقطعية المحوسب بمركز النيلين التشخيصي بالخرطوم.

أهداف خاصة:

- تحديد مدى اتساق أداء جهاز التصوير المقطعي المحوسب
- قياس دِقَّة الطاقة في جهاز التصوير المقطعي المحوسب
- قياس مدى حساسية جهاز التصوير المقطعي المحوسب
- مقارنة النتائج بالمعايير الموضوعة من قبل الوكالة الدولية للطاقة الذرية والجمعية الوطنية لِمُصَنِّعي الأجهزة الكهربائية.

١-٥ نظرة عامة على الدراسة:

يحتوي هذا البحث على ثلاثة فصول. يحتوي الفصل الأول على خطة البحث ويحتوي الفصل الثاني على خلفية نظرية للدراسة ويحتوي الفصل الثالث على الإختبارات والنتائج والخاتمة.

الفصل الثاني

خلفية نظرية

٢- خلفية نظرية

٢-١ المكونات الرئيسية لكاميرا التصوير المقطعي المحوسب:

تتكون كاميرا أشعة غاما من بلورة مسطحة ملامسة لعدة صمامات تضخيم ضوئي وهذا النظام موصل بحاسوب الذي يضبط عمل الكاميرا ويقوم في نفس الوقت بالتقاط الصور ومعالجة البيانات وعَرضها. المكونات الأساسية لنظام كاميرا غاما هي موجه الأشعة وبلورة وميض ومصفوفة من أنابيب مضاعفة الضوء ومضاعفات أولية ومحلل ارتفاع النبض ودائرة تحديد مواقع على المحورين السيني والصادي ونظام عَرض وتخزين.

٢-١-١ مُوَجِّه الأشعة:

يوجد في جميع أجهزة تصوير الطب النووي مُوَجِّه شُعاع ملحق بواجهة فاحص يعمل بيوديد الصوديوم لتحديد نطاق الرؤية وذلك لمنع دخول جميع الإشعاعات الآتية من خارج نطاق الرؤية من الوصول إلى الفاحص. وتُصنع مُوَجِّهات الأشعة من الرصاص وبها العديد من الفتحات بمختلف الأشكال والمقاسات. إذا زاد عدد الفتحات في مُوَجِّه الأشعة بذلك تزداد حساسية الفاحص ولكن هناك فقدان مقارن لسماكة الحيز ينتج عنه نفاذ حيزي بأشعة ذات طاقة عالية نسبياً وبسب ذلك يكون هناك فقدان في دِقَّة الحيز. يمكن زيادة وضوح ودِقَّة تفاصيل الصورة عن طريق تقليل مقاس الفتحات في أي جهاز توجيه أشعة أو زيادة طول جهاز توجيه الأشعة. وهذا ينتج عنه نقصان في دِقَّة حساسية الكاميرا. حساسية مُوَجِّه الأشعة هي عبارة عن وظائف قِيَاس الفتحة والشكل والطول وهي لها علاقة عكسية مع دِقَّة ووضوح الصورة. يعتمد تصميم أي جهاز توجيه أشعة على النوكليدات المستخدمة وطبيعة الفحوصات الطبية. يجب أن يسمح تصميم جهاز توجيه الأشعة فيما يتعلق بالتصوير الثابت بالحصول على دِقَّة عالية في درجة

حساسية تسمح بالحصول على قدر كافي من الصور الطبية في وقت مناسب. وللدراسة الديناميكية، فانه عادة من الضروري اختيار جهاز توجيه أشعة بحساسية عالية ودِقَّة وضوح منخفضة. [٤]

٢-١-٢ أنواع أجهزة توجيه الأشعة:

٢-١-٢-١ مُوَجِّه أشعة بفتحة واحدة:

هذه الأجهزة لها فتحة واحدة عادة ما تكون ذات قُطْر بمقاس من ٢ مليميتر الى ٤ مليميتر. مثلها كمثل عدسة الكاميرا، يتم إظهار الصورة مقلوبة وعكسها من اليمين الى اليسار في البلورة. وعادة ما يتم تصحيحها إلكترونياً على شاشة العَرض. يقوم جهاز توجيه الأشعة ذو الفتحة الواحدة بتوليد صور مُكَبَّرة لأعضاء صغيرة مثل الغدة الدرقية أو المفاصل. [٥]

٢-١-٢-٢ مُوَجِّه أشعة بفتحات متوازية:

يتكون من لوح رصاصي يحتوي على عدد كبير من الفتحات. تكون الصور الناتجة من مُوَجِّه الأشعة ذو الفتحات المتوازية بنفس مقاس مصدر الصورة ويتم توزيعها على الفاحص بنفس المقدار. يتم استخدام مُوَجِّه الأشعة ذو الفتحات المتوازية في معظم الدراسات، وتتوفر تصاميم اخرى من موجات الأشعة لمزيد من التطبيقات المتخصصة.

جدول (٢-١): العوامل التي تؤثر على أداء مُوَجِّه الأشعة ذو الفتحات المتوازية. [٦]

المعايير التي تم زيادتها	دِقَّة الوضوح	الحساسية
عدد الفتحات	لا يوجد تغيير	ترتفع
قُطْر الفتحة	تنخفض	ترتفع

[٤] Gopal, Saha، ٢٠١٠ م.

[٥] Rachel، ٢٠٠٦ م.

[٦] Peter، ٢٠٠٥ م.

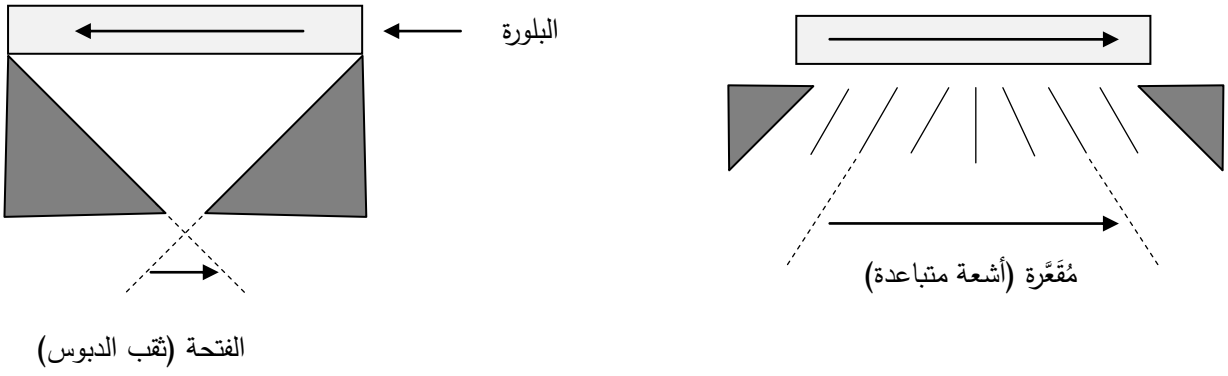
طول جهاز الأشعة	تزيد	تنخفض
سماكة الحيز	لا يوجد تغيير	تنخفض
بُعْد الجسم عن مُوَجِّه الأشعة	تنخفض	لا يوجد تغيير

٢-١-٢-٣ مُوَجِّه أشعة بعدسة مُقَعَّرة (أشعة متباعدة):

تتميز موجهات الأشعة ذات العدسة المقعرة (أشعة متباعدة) بمجال رؤية أوسع لإتقاط الصور وذلك عن طريق عكس زاوية الألتقاط الى الخارج في إتجاه العضو المراد تصويره. وهذه الميزة مستخدمة عادة في الكاميرات ذات بلورات صغيرة، مثل الكاميرا المحمولة. وباستخدام مُوَجِّه أشعة ذو عدسة مقعرة يمكن تصوير عضو كبير مثل الرئة باستخدام عدسة صغيرة. [٧]

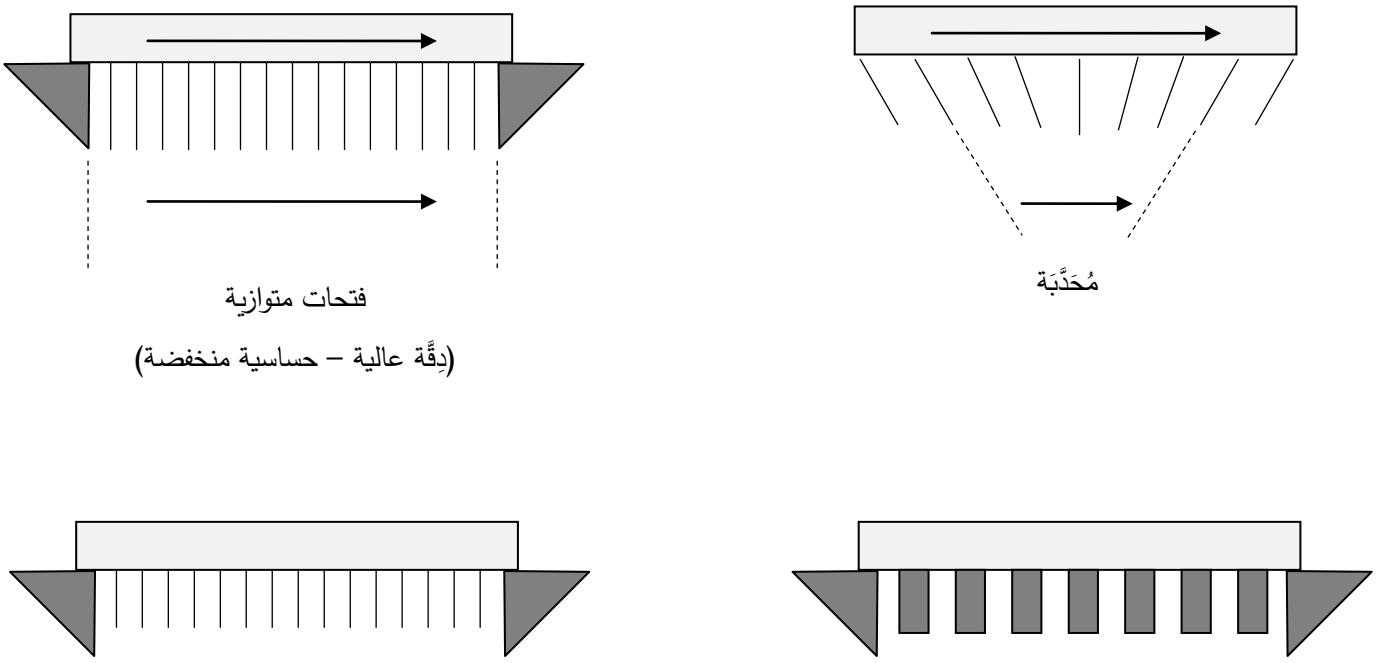
٢-١-٢-٤ مُوَجِّه أشعة بعدسة مُحَدَّبة (أشعة متقاربة):

في جهاز توجيه الأشعة ذو عدسة مُحَدَّبة (أشعة متقاربة) لا تكون الفتحات متوازية ولكن تكون بزاوية الى الداخل بإتجاه العضو. يبدو العضو كبيراً في واجهة البلورة (تكبير الصورة). [٨]



[٧] Rachel، ٢٠٠٦ م.

[٨] ibid، ٢٠٠٦ م.



شكل (٢-١) أنواع موجهات الأشعة

٢-١-٣ الفاحص:

يدور رأس الفاحص حول طول محور المريض مع زيادة بسيطة في الزاوية (°٣ – °١٠) لأخذ عينات بدرجات °١٨٠ أو °٣٦٠ منتجاً وميض ضوئي فلوري يتناسب في الكثافة مع طاقة أشعة غاما. يتم عادة استخدام بلورات يوديد الصوديوم NaI المشوبة بكمية قليلة جدا من الثاليوم (TI) للكشف عن أشعة غاما. ويرجع السبب الأساسي في اختيار مزيج بلورات يوديد الصوديوم NaI والثاليوم (TI) للكشف عن أشعة

غاما هو كثافتهما المناسبة (٣,٦٧ جرام/سنتميتر مكعب) والرقم الذري المرتفع للآيودين (z=53) لإنتاج فعال لفوتونات الضوء (فوتون ضوئي واحد/٣٠ إلكترون فولت) عند التفاعل مع أشعة غاما بوجود كمية متبقية من الثاليوم (٠,١-٠,٤ جزيئ%). تستخدم فاحصات NaI (TI) بمختلف المقاسات في مختلف الأجهزة. زيادة سماكة أي بلورة يزيد من احتمالية امتصاص كامل لأشعة غاما وحساسية الفاحص. [٩]

٢-١-٤ المُضَاعِف الضوئي:

المضاعف الضوئي أو المضخم الضوئي صمامات إلكترونية مفرغة تتميز بحساسيتها الشديدة للضوء في نطاق الأشعة فوق البنفسجية و الضوء المرئي و الأشعة تحت الحمراء. ويتسم صمام التضخيم الضوئي بتكبير النبضة الكهربائية التي يحدثها امتصاص شعاع ضوء في المهبط الضوئي للصمام إلى نحو مليون ضعف. وتقوم بالتكبير أو التضخيم عدد من الأقطاب الخاصة المتتالية تسمى دينود dynode مرتبطة بجهد كهربائي عالي. يتوزع هذا المجال في العادة على نحو ١٢ من تلك الأقطاب في مدرج. كل دينود يكون مطليا أيضا بمادة تساعد على إصدار عدد من الإلكترونات عند اصطدام إلكترون بها ، وهذا ما يحدث داخل الصمام ، حيث يتكاثر فيه عدد الإلكترونات.

عند امتصاص الصمام لأحد الفوتونات (ضوء) في مهبطه الضوئي يصدر إلكترونا يسقط على الدينود الأول فيتكاثر إلى ثلاثة إلكترونات أو أربعة مثلا ، وتسقط تلك الثلاثة على الدينود الثاني فتحرر ٩ إلكترونات و عندما تسقط على القطب الثالث تتحرر ٢٧ إلكترونا ، وهكذا حتي القطب ال ١٢ فيكون عدد الإلكترونات الناتجة قد تزايد إلى درجة كبيرة بحيث تحدث نبضة كهربائية يسهل قياسها ومعاملتها تبعا لأغراض متعددة.

يستخدم صمام التضخيم الضوئي في البحث العلمي كما ينتشر استخدامه في أجهزة تصوير مقطعي محوسب وأجهزة تصوير مقطعي بالإصدار البوزيتروني المستخدمة في الفحص الطبي.

---

[٩] Gopal, Saha، ٢٠١٠ م.

يستخدم صمام تضخيم الضوء مثلا لعد النيوترونات . فالنيوترون ليست له شحنة كهربية وبالتالي لا يستطيع تأيين المادة مباشرة . وأنما نجعله يصطدم بمادة غنية بالبروتونات مثل البلاستيك ، حينئذ يكتسب البروتون سرعة ويصطدم بجزيئات المادة فيؤينها على طول مساره خلال المادة حتى تمتصه المادة البلاستيكية ثانيا. تأين بعض جزيئات المادة لا يستمر طويلا بل تستعيد الالكترونات ارتباطها بالأيونات وتصدر فوتونات (ضوء) . يدخل هذا الفوتون إلى صمام التضخيم الضوئي ، وينتج نبضة إلكترونية يمكن توجيهها إلى مضخم إلكتروني وعداد فيعد عدد النيروتونات التي دخلت بلورة البلاستيك الموضوعة على السطح الدائري على قمة الصمام.

تضخيم عدد الإلكترونات في صمام التضخيم الضوئي يعتمد على عدد الدينودات Dynode. وعادة يتكون الصمام من ١٠ من الدينودات. فإذا أطلق كل إلكترون أربعة إلكترونات من كل دينود يتزايد عدد الإلكترونات إلى $\delta n = 410$، أي يصل عددهم عند الدينود العاشر نحو مليون إلكترون، وهؤلاء يشكلون نبضة كهربية يمكن قياسها. في نفس الوقت تعتمد النبضة الكهربية على شدة الضوء.

نظرا لشدة حساسية الصمام للضوء فيجب عدم تعريضه مباشرة للضوء ،حتى لا تُستهلك مادته الحساسة التي تغطي الدينودات، وهي في العادة من أكسيد الرصاص أو أكسيد المغنسيوم.

يستخدم صمام التضخيم الضوئي كثيرا في البحث العلمي وذلك باستخدام بلورات وميضية مناسبة ، واستخدامه كعداد للجسيمات الأولية. ويستخدم بصفة خاصة في تجارب قياس النيوترينو مثلما في تجربة AMANDA أو تجربة مكعب الثلج أو تجربة سوبر كاميوكاندي. وتقوم صمامات التضخيم الضوئي بعد الفوتونات الناتجة من جسيمات ثانوية تحررت في وسط المادة المختارة بفعل النيوترينوات . كذلك يستخدم صمام التضخيم الضوئي في تلسكوب تشيرينكوف Tscherenkow Telescope لقياس الومضات الضوئية الضعيفة الناتجة عن اصطدام الأشعة الكونية عالية الطاقة بطبقات الجو العليا.

وتستخدم في العدادات الوميضية لقياس أشعة غاما وكذلك في مطياف أشعة غاما ، ويكثر استخدامه في الطب في انظمة تصوير مقطعي بالإصدار البوزيتروني PET المستخدمة في الفحوص الطبية النووية.

كذلك يستخدم في المطياف الضوئي وفي المجهر الضوئي حيث يستخدم كمستقبل وتحليل أطوال موجة الضوء بين ١٠٠ نانومتر (وهي في نطاق الأشعة فوق البنفسجية) إلى نحو ١٠٠٠ نانومتر (نطاق الأشعة تحت الحمراء). كما يمكنه القياس حتى طول موجة ١٧٠٠ نانومتر عند استخدام كاثود ضوئي خاص).

يستخدم الصمام أيضا كمكشاف في المجهر الضوئي الليزري. [١٠]

٢-١-٥ مضاعف أولي:

يتسم النبض الصادر من المضاعف الضوئي بمدى قصير ويجب تقويته قبل أن يتم معالجته. يتم تقويته مبدئياً بِمُضَاعف أولي موصل بانبوب المضاعف الضوئي.

والمضاعف الأولي مطلوب لضبط فولتية شكل النبض ومماثلة مستويات الإعاقة بين الفاحص والمكونات اللاحقة حيث يتم معالجة النبض بطريقة صحيحة بواسطة النظام. [١١]

٢-١-٦ مُضَاعِف خَطِّي:

يتم تقوية النبض الصادر من المضاعف الأولي بعد ذلك وتشكيله بطريقة صحيحة بواسطة مُضَاعِف خَطِّي. يتم بعد ذلك توصيل النبض المُقَوَّي الى جهاز تحليل نبض عالي للتحليل نسبة الى فولتيته. تُعَرَّف قوة النبض بعد ذلك بواسطة كمية القوي المعطاة والمعرفة بسعة النبض الخارج بالمقارنة مع

---

[١٠] ibid، ٢٠١٠ م.

[١١] ibid، ٢٠١٠ م.

النبض الداخل ويمكن ضبط الكمية ضمن المجال (١ – ١٠٠٠) بواسطة التحكمات الموجودة في المُضَاعِف. عادة ما يكون نطاق النبض الخارج في المجال (٠ – ١٠). [١٢]

٢–١–٧ دائرة تَموضُع المحور السيني، المحور الصادي:

عند سقوط أشعة غاما على البلورة، يتم تحديد موقع سقوطها بدِقَّة بواسطة دائرة التموضع س، ص بالعلاقة مع مصفوفة من أنابيب مضاعفة الضوء. يتم تركيب العديد من أنابيب مضاعفة الضوء (١٩ – ٩٤) على البلورة مزيج بلورات يوديد الصوديوم NaI والثاليوم (TI) في كاميرات التصوير الوميضي. بعد سقوط أشعة غاما على البلورة، يتم وصول أقصى كمية من الضوء بواسطة مضاعف الضوء الأقرب الى نقطة السقوط، حيث يصل الى مضاعفات الضوء الاخرى كميات ضوء متناسبة مباشرة من الزاوية الصلدة المقابلة للمُضَاعِف الضوئي عند نقطة السقوط. تقوم دائرة التموضع إكس واي بجمع مختلف مُخْرَجَات مُضَاعِفَات الضوء وتنتج نبضات إكس واي بتناسب مباشر مع إحداثيات إكس واي لنقطة سقوط أشعة غاما وبذلك تنتج صورة عن توزيع النشاطات في المصدر. تحفظ النبضات في جهاز حاسوب، لمعالجات لاحقة. [١٣]

٢–١–٨ مُحَلِّل ارتفاع النبض:

من الممكن أن يكون النبض الصادر من المُضَاعِف مختلف في النطاق نسبة لطاقات أشعة غاما المختلفة. مُحَلِّل ارتفاع النبض عبارة عن جهاز يقوم باختيار النبضات الساقطة ذات فواصل نطاق فولتية محددة مسبقاً فقط لِعَدِّها ورفض جميع الاخريات. يتم هذا الاختيار للنبضات بواسطة أزرار تَحَكُّم، تُسمى المستوى الأدنى والمستوى الأعلى، أو (الأساس و الشاشة) والموجودة في جهاز مُحَلِّل ارتفاع النبض. في كاميرات التصوير الوميضي يتم استبدال الزرارين عادة بتحكمات فولتية قُصْوَى وشاشة تحكم في النسبة.

---

[١٢] ibid، ٢٠١٠ م.

[١٣] ibid، ٢٠١٠ م.

يقوم جهاز مُحَلِّل ارتفاع النبض باختيار مدى نبضات واحد فقط ويسمى محلل بقناة واحدة. المُحَلِّل المُتَعَدِّد القنوات عبارة عن جهاز يقوم بصورة متزامنة بفرز نبضات بطاقات مختلفة الى العديد من القنوات. يتم اختيار الطاقة في كاميرات التصوير الوميضي تلقائياً عن طريق أجهزة اختيار نظائر تعمل بزر يعمل بالضغط مخصص لمختلف النويدات المشعة مثل $^{99m}Tc - I^{131}$. [١٤]

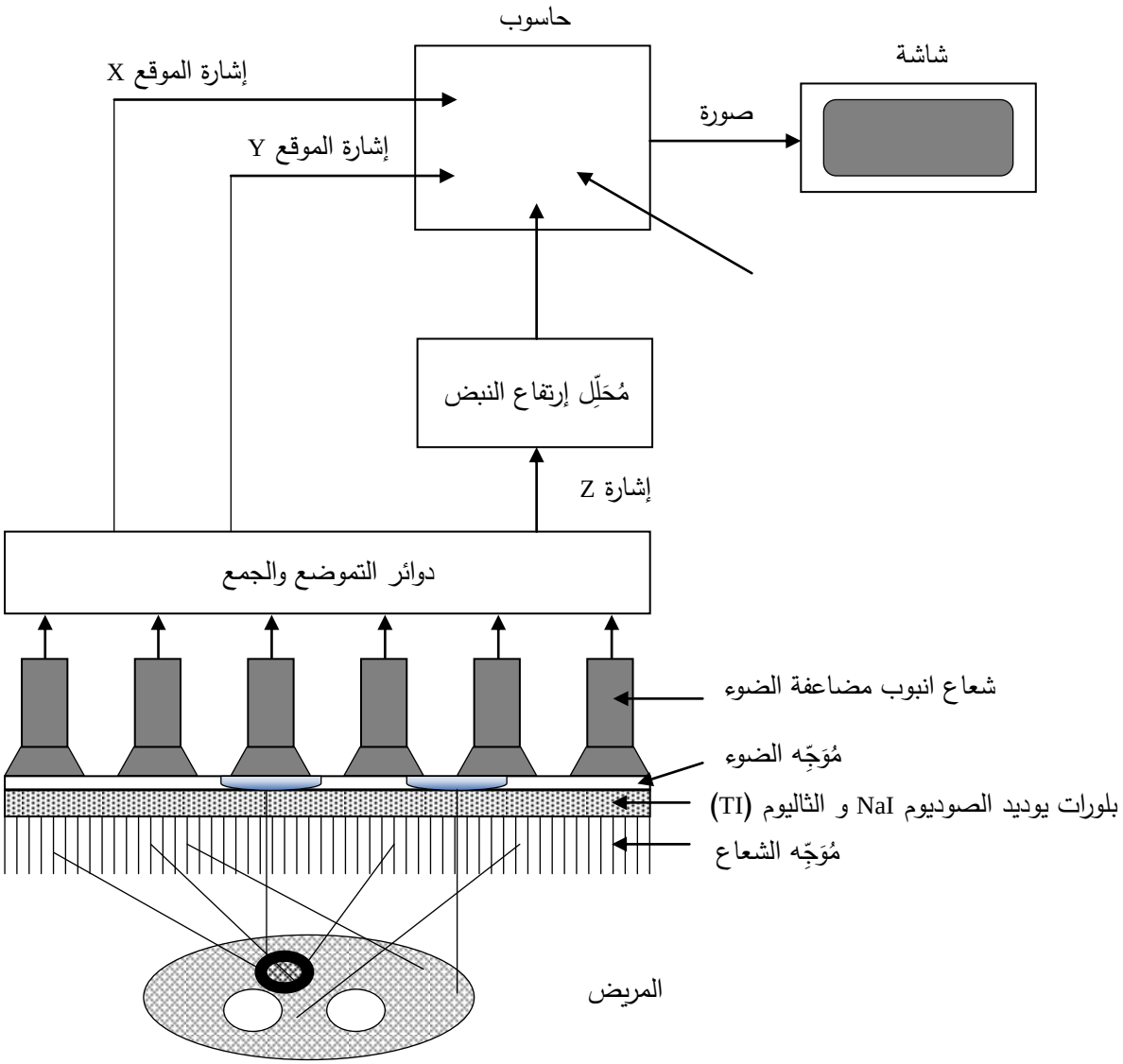
٢-١-٩ العَرض أو التخزين:

المعلومات التي يتم معالجتها بواسطة مُحَلِّل ارتفاع النبض عادة ما يتم استخراجها في شكل نبضات وأعداد يتم تخزينها ليتم معالجتها لاحقاً. يمكن تسجيل الأعداد بعدد معين من المرات أو زمن. في كاميرات التصوير الوميضي، يتم تخزين هذه الأعداد في جهاز حاسوب ويتم معالجتها لاحقاً للحصول على صورة. [١٥]

---

[١٤] ibid، ٢٠١٠ م.

[١٥] ibid، ٢٠١٠ م.



شكل (٢-٢) المبادئ الأساسية والمكونات لكاميرا أشعة غاما

٢-٢ أداء التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) والتحكم بالجودة:

يعتبر وجود برنامج للإختبار الشامل لأداء التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) مُكَوِّن ضروري للحصول على صور ذات جودة عالية. تُعتبر العديد من الإجراءات التي تم نشرها سابقاً معقدة وتستهلك الكثير من الوقت أو تحتاج إلى بيئة إختبار معينة. يحتاج الحصول على صور ذات جودة عالية بواسطة التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) الى عناية خاصة بالتفاصيل ومعرفة بالترتيبات المتكررة بإجراءات التحكم بالجودة وذلك لتفادي حدوث أخطاء. (الطب النووي، ٢٠١٠).

الغرض من التحكم في الجودة هو اكتشاف التغيرات التي تحدث في أداء نظام جهاز كاميرا غاما والتي من الممكن أن تؤثر عكسياً على تفسير الدراسات الطبية. وبوضوح، هناك العديد من العوامل التي تؤثر في الجودة النهائية للصورة بما فيها خاصية التماسك ودرجة الوضوح (الحَيِّزِي والطاقة) وتوجيه الشعاع وجهاز النسخ المطبوعة. إضافة الى ذلك ولأنواع معينة من الدراسات تلعب عوامل اخرى مثل إمكانية معدل العد دوراً في جودة الصورة. ويأتي مع التصوير المقطعي جملة إضافية من المعطيات التي من الممكن أن تؤثر على الصور الطبية – وهذه تشتمل على محور دوران الجهاز والجسر الحامل للكاميرا ودرجة محاذاة فتحة توجيه الشعاع وثبات دوران رأس الفاحص ومدى صحة لوغريثمات إعادة التشكيل. تم توجيه قدر كبير من العناية بممارسات التحكم في الجودة في السنوات القليلة الماضية الخاصة بالتصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT). لذلك لا يُستغرب وجود الزيادة الكبيرة في عدد المنشورات حول وجود الأخطاء وإجراءات التحكم في الجودة الخاصة بالتصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT). الآن من المعروف جيداً أن هناك قدر ملموس من المشاكل التي تتعلق بكيفية إظهار التوزيع الحَيِّزِي الصحيح للنشاط الإشعاعي في أعضاء الجسم المتعارضة. من الممكن أن يكون للبيانات المُتَحصَّل عليها أو طريقة معالجتها آثار عكسية جوهرية على

النتائج. بل في حقيقة الأمر، التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) الذي يتم بصورة غير جيدة، يكون له الأثر الضار على المريض بصورة أكثر من عدم التصوير.

يمكن الحصول على الفوائد الحقيقية للتصوير المقطعي بالمقارنة مع التصوير السطحي فقط من خلال التركيز على التقيد الصارم بممارسات التصوير المُثْبَتَة ومن خلال فهم ماذا يتم أثناء معالجة البيانات. هذا يعني أنه يجب على الطبيب وفني التصوير أن يكونا على دراية بخيارات التصوير والمُرَشِّحات المتاحة وتقنيات تصحيح وهن الأشعة. يجب عليهم معرفة المكان الأنسب لكل من هذه الأجزاء "يمكن تحديد مُرَشِّحَات مختلفة لدراسات طبية مختلفة". تشتمل معطيات الأداء التي يتم تقييمها بصفة عامة لإجراء روتيني لأي تصوير مقطعي بواسطة برنامج التحكم في الجودة للتصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) على دِقَّة الطاقة ودِقَّة الحيز والثباتية ومحور الدوران والحساسية. بعض من فحوصات الجودة هذه يجب أن تتم بصورة يومية بينما يمكن أن تتم الفحوصات الأخرى على أساس اسبوعي أو كل ثلاثة أشهر. [١٦]

٢-٢-١ دِقَّة الحَيِّز:

دِقَّة الحيز عبارة عن قياس لمقدرة جهاز التصوير في التفريق بين جسمين متقاربين لحد كبير وتمييزهما على أنهما جسمين مختلفين. الحد الفاصل لأي جهاز هو أقل مسافة تفرق بين كتلتين بينما لا يزال من الممكن تمييزهما على أنهما جسمين مختلفين. (الطب النووي، ١٩٨٧).

عادة يتم قياس دِقَّة الحيز كَمِّيَاً على أساس وظيفة استجابة تمدد الخط عند القياس للعُرض الكامل في منتصف القيمة القصوى (FWHM). في التصوير السطحي يعتمد على الإمكانيات الحقيقية لكاميرا التصوير الوميضي والخصائص الهندسية لِمُوَجِّه الأشعة و وجود ماسح ضوئي. في التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT)، تؤثر عوامل إضافية على الوضوح نسبة لأن

[١٦] Hanz، ٢٠٠٧ م.

المعلومات يتم تجميعها من زوايا متعددة. مطلوب وضع صحيح لجسر الكاميرا والكاشف والطاولة ومعايرة مركز الدوران. إضافة إلى ذلك، يمكن أن يؤثر حجم مصفوفة إعادة البناء والمرشح واستخدام الإجراءات القَبْلِيَّة والبَعْدِيَّة للمعالجة على دِقَّة الحيز التي تم قياسها.

يجب أن تقاس دِقَّة الحَيِّز داخلياً (باستخدام مُوَجِّه شعاع) وخارجياً (بدون استخدام مُوَجِّه شعاع). [١٧] يمكن تقييم دِقَّة الحَيِّز من ناحية الجودة باستخدام أنماط اختبار مثل الأنماط العامودية والوميضية، وتقييمها كَمِّيَاً باستخدام مصدر نقطي (PSF) أو مصدر خَطِّي (LSF). يتم استخدام مبدأ قياس العُرْض الكامل في منتصف القيمة القصوى (FWHM) للمصدر النقطي (PSF) والمصدر الخَطِّي (LSF) لتحديد دِقَّة الحَيِّز.

٢-٢-١-١ أنواع دِقَّة الحَيِّز:

١- دِقَّة مُوَجِّه الشعاع: إمكانية تحويل بيانات مفصلة حول توزيع المادة المشعة من الجسم الى الصورة.

٢- دِقَّة داخلية: قياس الدِقَّة بدون استخدام مُوَجِّه شعاع.

٣- دِقَّة خارجية: قياس الدِقَّة باستخدام مُوَجِّه شعاع.

معادلة: $[R_s]^2 = [R_I]^2 + [R_c]^2$

٢-٢-٢ الإتساق الداخلي:

الاتساق الداخلي لكاميرا التصوير الوميضي هو عبارة عن مقدرة الكاميرا لالتقاط صور متسقة عند تعرضها الى توزيع حَيِّزي متجانس لأشعة غاما. معظم الكاميرات الحديثة غير مصممة لتكون متسقة

[١٧] http://www.medimaging.gr/cd/pages/par2.htm

داخلياً لأن الحصول على دِقَّة الحيز يمكن الوصول إليها بالتخلي عن خاصية الإتساق الداخلي. لذلك تحتاج هذه الأنظمة الى تقنية لتصحيح الإتساق الداخلي.

يتم قياس الإتساق الداخلي للنظام فيما يتعلق بمجال الرؤية المركزي (CFOV) مجال الرؤية العملي (UFOV). الاتساق الداخلي عبارة عن استجابة النظام بدون مُوَجِّه شُعاع لتدفق ثابت من الإشعاع الآتي من نقطة مصدر. يلزم تحديد معطيين إتساق مختلفين: الإتساق الداخلي والإتساق التباييني. [١٨]

- **مجال الرؤية:** المساحة الموجودة على الكاميرا التي يمكن تصويرها في أي وقت وشكل مجال الرؤية يمكن أن يكون دائري أو سداسي الأضلاع أو مستطيل.
- **مجال الرؤية العملي:** المساحة الموجودة على الكاشف التي تستخدم فعلياً للصورة ويمكن تحديد شكل مجال الرؤية العملي بواسطة المُصَنِّع بالطريقة التي يراها.
- **مجال الرؤية المركزي:** يُحَدَّد لِلتَمَكُّن من فصل تأثيرات حواف البلورة. شكل مجال الرؤية المركزي دائماً هو نفس شكل مجال الرؤية العملي.

٢-٢-٢-١ الإتساق التكاملي:

عبارة عن قياس مدى ضعف الإتساق في أضعف أماكن مجال الرؤية. يمكن تقييمه بواسطة النظر للأعداد بأكثر النقاط سخونة (C_{max}) وفي أكثر النقاط برودة (C_{min}) في أي مكان داخل مجال الرؤية.

$$\text{الإتساق التكاملي} = (C_{max}) - (C_{min}) \,/\, (C_{max}) + (C_{min}) \times ١٠٠$$

٢-٢-٢-٢ الإتساق التباييني:

عبارة عن قياس سرعة حدوث التغيرات في الإتساق في مسافة قصيرة في أضعف أماكن مجال الرؤية. يمكن تقييمه بواسطة النظر الى الفرق في الأعداد بين نقطتين متقاربتين. للقيام بقياس الإتساق التباييني،

---

[١٨] Stephen، ١٩٩٥ م.

يلزم اختيار مجموعة من خمسة نقاط متقاربة، ومعرفة ما إذا كانت (H) هي الأعلى رقم في هذه المجموعة من النقاط وما إذا كانت (L) هي الأدنى عدد. إذن:

الإتساق التباييني = 100 x (H+L) / (H – L).

٢-٢-٣ الخَطِّيَة:

عبارة عن قياس التشويش الحَيِّزِي للصورة (يجب أن تظهر صورة المصدر الخطي مستقيمة وليست منثنية). يجب أن تقاس الخَطِّيَة الحَيِّزِيَّة داخلياً وخارجياً وأن تُقَيَّم من ناحية الجودة باستخدام النمط الخطي ومن ناحية الكم باستخدام مصطلحات تدعى مثل عدم الخطية المطلق والخطية المتباينة.

الخَطِّيَة الحَيِّزِيَّة واحدة من المعطيات التي تؤثر على اتساق مجال التدفق. في أي نظام مثالي، يجب أن ينتج عن أي مصدر شعاع غاما مستقيم خط مستقيم في الصورة. أي حياد عن اي خط مستقيم يُمَثِّل تشويش في الصورة. نسبة لعدد أنابيب مضاعف الضوء المحدودة في كاميرات التصوير الوميضي يوجد تشويش في شكل متموج في صورة مصدر الشعاع. [١٩]

٢-٢-٤ دِقَّة تحديد الطاقة:

دِقَّة تحديد الطاقة لأي كاميرا تصوير وميضي عبارة عن قياس مدى مقدرة الكاميرا على التمييز بصورة منفصلة لمقدار طاقة شعاعين غاما يكونان مختلفان قليلاً في مقدار طاقة كل منهما. القيمة التي يتم قياسها هى كامل العُرض عند منتصف الحد الأقصى (FWHM) في أقصى درجات وضوح الصورة ويُعَبَّر عنها بنسبة مئوية من أقصى قيمة لدرجة وضوح الصورة. تعتبر دِقَّة تحديد الطاقة وظيفة من وظائف طاقة أشعة غاما، ولذلك يجب تحديد مقدار الطاقة التي يتم فيها القياس. [٢٠]

---

[١٩] Peter، ٢٠٠٥ م.

[٢٠] ibid، ٢٠٠٥ م.

٢-٢-٥ الحساسية:

تقاس حساسية كاميرا التصوير الوميضي على أنها عدد مرات العد لوحدة زمنية معينة لكل نشاط مصدر وحدة نافذة طاقة محددة وهندسة القياس. العوامل التي تؤثر على حساسية كاميرا غاما هي ضبط الفاحص وضبط المصدر ونوع مُوَجِّه الشعاع وطاقة النويدات المشعة وعُرض النافذة. تُقَسَّم حساسية النظام الى حساسية سطحية و كَمِّيَّة. [٢١]

٢-٢-٥-١ الحساسية السطحية:

هي الحساسية في سطح التقاط واحد بالنسبة الى مصدر سطحي معين موضوع موازياً لذلك السطح. يجب أن تقاس لجميع أنواع موجهات الأشعة. Units count/min/MBq أو count/sec/μCi.

٢-٢-٥-٢ الحساسية الحجمية:

هي إجمالي حساسية النظام الى تركيز ثابت للنشاط في محاكي تصوير اسطواني محدد. يجب أن تُقاس لجميع أنواع موجهات الأشعة ويجب تحديد متوسط الحساسية الحجمية لكل سنتيميتر محوري من الطيف المستخدم من هذا القياس.

٢-٢-٦ معايرة مركز الدوران:

يتم إجراء التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) بالتقاط سلسلة من الصور من مواقع محددة حول المريض، وعادة يتم التقاط هذه الصور بناء على الدوران الميكانيكي لأجهزة الكشف. إعادة البناء اللاحقة للبيانات الساقطة في صور عامودية على المحور تقوم بتكرار التصوير عن طريق إعادة إسقاط البيانات من زوايا مساوية ومحاذاة نسبية، كما تم تحديده في الدوران الميكانيكي. يُحَدِّد الدوران الميكانيكي خط في الفضاء يسمى محور الدوران والذي تدور حوله الكاشفات.

---

[٢١] Jerrold، ٢٠٠٢ م.

محور الدوران هو خط مرجعي وهمي يدور حوله كاشف أو كواشف كاميرا التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT). إذا تم وضع مصدر خط مشع في محور الدوران فَسَتُظْهِر كل صورة ساقطة خط مستقيم عامودي قرب منتصف الصورة، ويسمى هذا السقوط لمحور الدوران في الصورة بمركز الدوران. يتم تقييم محاذاة مركز الدوران عن طريق وضع مصدر نقطة أو مصدر خط في مجال رؤية الكاميرا، يقوم بالتقاط مجموعة من الصور الساقطة وتحليلها باستخدام الحاسوب الموصل بنظام التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT). من الضروري تصحيح مركز الدوران بدِقَّة للحصول على تصوير عالي الجودة. أي أخطاء حتى ولو كانت صغيرة بمقدار ٠,٥ نقطة (بيكسل) في مساحة ١٢٨ × ١٢٨ يمكن أن تؤدي الى تدهور في جودة الصورة. يقاس مركز الدوران عن طريق إجراء التقاط بزاوية ٣٦٠ درجة حول مصدر نقطة Tc-99m. معظم المُصَنِّعين لديهم برامج مصممة لتحليل دِقَّة التصوير وتحديد ما إذا كان مركز الدوران في المعدلات المطلوبة. ليس من المهم فقط استخدام قِيَم صحيحة لمركز الدوران، بل من الضروري أن تظل هذه القيمة ثابتة كوظيفة زاوية. عند القياس في نظام كاميرا غاما، في نصف قطر دوران بمقدار ٢٠ سنتيميتر، يجب أن تُظْهِر قِيَم كلا من المحورين السيني والصادي لمركز الدوران اختلاف أقل من ٢ مليميتر عند دوران ٣٦٠ درجة. عادة ما تُعْتَبَر قيمة مركز الدوران قيمة مستقرة جداً في أنظمة كاميرات غاما الحديثة وفحص اسبوعي كافي للتأكد من تصحيح جيد. [٢٢]

٢-٢-٧ معدل العَدْ و الوقت الضائع:

كما هو الحال في أى نظام كشف، من الضروري عدم حدوث الومض بسرعة لا يتمكن معها النظام الإلكتروني من عَدْ كل حادثة على حدة. إذا حدث ظهور نبضين ضوئيين متساوين في وقت متقارب جداً، فمن الممكن أن يفهم النظام هذا الشئ على أنه حدث واحد وبِطَاقَة ضعفين المتاحة عملياً. هذا

[٢٢] Cerquira, Ritchie، ١٩٨٩ م.

الحدث يمكن التخلص منه بواسطة نافذة الطاقة الخاصة بمحلل ارتفاع النبض (PHA) ولن يتم تصوير اياً من الحدثين، وبناء على ذلك ستتلاشي حساسية النظام. إحدى المعوقات الاخرى الأكثر أهمية هي فقدان دِقَّة الحَيِّز عند اصطدام عدة فوتونات (ذات طاقة منخفضة) مبعثرة بالبلورة في نفس الوقت، ينتج عنه حساب الضوء الناتج منها وظهوره كفوتون ذو أهمية. يسمى الوقت الذي يلي أي حدث حيث لا يستطيع النظام إلتقاط صور أُخرى، بالوقت الضائع. ويمكن أن يكون للوقت الضائع أهمية في الدراسات الديناميكية لمعدلات العد العالي (في المدى من ٥٠،٠٠٠ عد/الثانية)، وبالتحديد مع الكاميرات ذات البلورة الأحادية. [٢٣]

٢-٢-٨ مصادر الأخطاء في أداء التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT):

يمكن إجمال المصادر الشائعة في بعض المعطيات:

١- تلف البلورة (شق أو فقدان السماكة بسبب إمتصاص الرطوبة).

٢- ضبط مختلف لمحلل ارتفاع النبض (PHA) (تأثير إتساق).

٣- بلورة سميكة (دِقَّة وضوح غير جيدة).

٤- تلف مُوَجِّه الأشعة (عدم اتساق بسبب كسر الحاجز الرصاصي أو فصل الغلاف الرصاصي).

٥- أخطاء في تركيبة مُوَجِّه الأشعة (عدم اتساق بسبب فتحة قطر كبيرة، تركيب غير منتظم للفاصل الرصاصي).

٢-٢-٩ الجمعية الوطنية لِمُصَنِّعي الأجهزة الكهربائية (NEMA):

---

[٢٣] Fred, Mettler، ٢٠٠٦ م.

تعتبر الجمعية الوطنية لِمُصَنِّعي الأجهزة الكهربائية (NEMA) هي الجهة التجارية لِمُصَنِّعي كاميرات غاما في الولايات المتحدة الأمريكية. وقامت بتحديد جملة من معايير الإختبار القياسية لأداء كاميرات غاما في منشوراتها (قياسات أداء كاميرات التصوير الوميضي NEMA ٢٠٠١). الغرض من ذلك المنشور هو تحديد حزمة مشتركة للخصائص لقياس أداء الكاميرا يمكن استخدامها بواسطة جميع الِمُصَنِّعين وهي تحدد نوعين من المعايير هما معايير الأداء ومعايير التصنيف (NEMA 2001).

جدول (٢-٢): إجراءات التحكم في الجودة حسب (الوكالة الدولية للطاقة الذرية، ١٩٩١).

الإختبار	القبول	يومي	اسبوعي	نصف سنوي	شهري	ربع سنوي
مطياف الطاقة	√	√				
الاتساق الداخلي	√	√				
الاتساق الخارجي	√	√		√		
دِقَّة الطاقة الداخلية	√					√
دِقَّة الطاقة الخارجية	√					
دِقَّة الحَيِّز الداخلية	√		√			
الحساسية	√			√		
مركز الدوران	√		√			

٢-٣ دراسات سابقة:

التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) في العام ٢٠٠١، تحت عنوان: تحكم الجودة في الآليات، بواسطة مارك، ٢٠٠١، آليات التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات أكثر تعقيداً من تلك المستخدمة للتصوير السطحي الكامل للجسم ويتطلب نظام تحكم بالجودة أكثر عناية للتأكد من الحصول على أفضل أداء.

التحكم في الجودة في قسم الطب النووي، المركز الطبي، بَنْجَا لوكا، صربيا، البوسنة والهرسك، بواسطة جوران، ٢٠٠٧، الهدف من هذا العمل كان إعطاء مراجعة حول الوضع في قسم الطب النووي في مدينة بَنْجَا لوكا، يتعلق بالتحكم في الجودة (يومي، اسبوعي، شهري) في المعدات.

تم إجراء مسح في فنلنده عام ٢٠٠٦ بواسطة هيلينا كوبيرا و جاركنيميلا ٢٠٠٦، حول مقاييس التحكم في الجودة في معدات التصوير في الطب النووي، نَصَّ على أن: إجراء تحكم بالجودة بصفة دورية يُعتبر مُتَطَلَّب ضروري في الطب النووي للتمكن من الحصول على أقصى درجات الأداء الجيد للمعدات ولِمُجَانسة إجراء التحكم في الجودة الدوري في المستشفيات (كاميرا غاما للتصوير السطحي و التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) و كاميرات غاما التوافقية و التصوير المقطعي بالإصدار البوزيتروني). ستقوم هيئة السلامة النووية والإشعاعية بإصدار توجيهات حول التحكم في الجودة بالتعاون مع العديد من أطباء المستشفيات. سيتم تزويد توصيات حول مقاييس التحكم بالجودة الدورية وحول المواقيت المجدولة لإجراء الإختبارات. أيضاً من المُخَطَّط تقديم توصيات حول خاصية القبول عند تقييم مختلف المعايير الخاصة بمعدات التصوير النووي، للتمكن من تحديد ما هي مقاييس الأداء الخاصة بمعدات التصوير النووي المتبعة حالياً في المستشفيات، وما مقدار الزمن بين كل تقييم وآخر وما هي معايير القبول المستخدمة. مسح تم إجراءه في فنلنده عام ٢٠٠٦ حول التحكم في الجودة لمعدات التصوير النووي.

دراسة أُخرى عن تقييم الإتساق الداخلي والحساسية النسبية لإختبارات التحكم في الجودة للتصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) بواسطة محمد ٢٠٠٩ وكان هدف الدراسة تقييم أقصى المعطيات (نشاط المصدر وحجم المصدر ومسافة المصدر وحجم المساحة ومرات العد المطلوبة ومعدلات العد) التي تؤثر على الإتساق الداخلي (IU) كتحكمات في الجودة للتصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT). تم أيضاً تحديد الحساسية النسبية (RS). تم إجراء الدراسة في مركز النيلين التشخيصي في الخرطوم (NMDC)، قسم الطب النووي. تتم الإختبارات عادة عن طريق تعريض بَلُّورة كاميرا غاما الى تدفق ثابت من أشعة غاما من نقطة مصدر TC^{99m}. وعلى أي حال، فانه وفقاً لمتطلبات الجمعية الوطنية لِمُصَنِّعي الأجهزة الكهربائية (NEMA) فانه يجب إزالة مُوَجِّه الأشعة قبل إجراء إختبار الإتساق الداخلي (IU). يتم القيام باختبار الإتساق الداخلي لتصحيح العديد من مشاكل كاميرا غاما بمجرد حدوثها، بينما تُمَيِّز الحساسية النسبية (RS) مدى ثبات الإستجابة لأشعة غاما. تم إجراء إختبارات الحساسية النسبية (RS) و الاتساق الداخلي (IU) فى زمن واحد لتحديد الزمن المستغرق المطلوب لالتقاط صورة. تم تحديد منظومة من معطيات لأداء يومي سريع للإتساق الداخلي (IU) و الحساسية النسبية (RS) لكاميرات غاما. تم التوصل الى أن الوقت الضائع لنظام كاميرات غاما هو ٥±٠,١ في المتوسط.

في دراسة أُخرى لجبر، إت إل ٢٠٠٤، تم تقديم العُرض الصحيح لنافذة الطاقة لكاميرا غاما والطرق المختلفة لتصحيح التشتت للتمكن من تحسين جودة البيانات. وعلى أي حال، أفضل طريقة هي تفادي تسجيل الفوتونات المتشتتة وقت التصوير. الفرق الوحيد بين الفوتونات المتشتتة والغير متشتتة هو الطاقة. محلل ارتفاع النبض هو الخيار الوحيد المتاح للتمييز بين الفوتونات الأساسية والمتشتتة. دِقَّة كاميرا غاما في تَحَسُّن تدرجي وعليه، فإن عُرض نافذة الطاقة يجب أن يخفض تبعاً لذلك. في هذه الدراسة، حاولنا تحديد أفضل عُرض لنافذة الطاقة لأنظمة كاميرات غاما الموجودة حالياً. وحيث أنه لم يكن من الممكن الحصول على معلومات الطيفية من معظم أنظمة كاميرات غاما، فقد تم تطوير طريقة

بسيطة للحصول على البيانات من صورة مطياف الطاقة. باستخدام جهاز محاكاة تصوير تَشَتُّتِي، تم الحصول على مستويات مختلفة من التشتت ومعدل العد وتم تحليلها تباعاً. تم الافتراض أنه حوالي قمة الطيف، تتبع الفوتونات الأساسية توزيع غاوسي. تم تحليل البيانات باستخدام ثلاثة طرق مختلفة. أثبتت جميع الطرق أن أفضل عُرض لنافذة الطاقة بخصوص دِقَّة طاقة كاميرا غاما الحالية هو ١٥% عند هذا المستوى، وانخفض الإشعاع المتشتت بنسبة ٥% بالمقارنة مع عُرض النافذة التقليدي وهو ٢٠%، ولا تتغير الحساسية بصورة حوهرية. حالياً، وبخصوص معظم كاميرات غاما، يُوصَى بِعُرض شباك طاقة قياس ٢٠%. وعلى أي حال، يتم استخدام نوافذ طاقة بِعُرض ١٥% و ٢٥% من فترة الى أخرى. في هذه الدراسة، تم تحليل مطياف الطاقة في مستويات تشتت مختلفة وتم الوصول إلى أن أفضل عُرض لنافذة طاقة هو ١٥% لكاميرا غاما ذات دِقَّة طاقة تقريبية تصل ١١% في هذا الضبط للنافذة ينخفض التشتت الى ٥% من إجمالي العد المُسَجَّل. نظرياً، لا تتحسن جودة الصور بصفة جوهرية، وعلى أي حال، تتحسن دِقَّة البيانات الكَمِّيَة بصورة جوهرية.

دراسة مقارنة بين مُوَجِّهَات إشعاع مستخدمة بصورة شائعة في التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) بواسطة أليغيري، إف. سي. إت إل ١٩٩٩، الغرض من الدراسة الحالية هو تقييم مقارن لدِقَّة التصوير الحَيِّزي لعدد اثنين مُوَجِّه إشعاع (مُوَجِّه إشعاع بدِقَّة عالية بفتحات متوازية (LEHR)، مُوَجِّه إشعاع لإستخدامات عامة بفتحات متوازية (LEGP) والمستخدمة بصورة شائعة في أنظمة التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT). هذه الدراسة أُجْرِيَت باستخدام طيف (؟) وهو عبارة عن محاكي تصوير اسطواني من الإكريليك به قضبان مثبتة وفراغات تمثل المناطق (الباردة) و مساحة إتساق، التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) المتعلق بدِقَّة خاصة والإتساق. تم تحديد دِقَّة التصوير عن طريق ملاحظة الجزء الخاص بالقضبان الباردة، وتم تعبئة الجزء الذي لا يحتوي على قضبان بالماء و 851M Bq من مادة Tc99m (TCO4) المستخدمة كمرجع فقط لغرض تحليل الإتساق النظري. يجب أن يكون الإختبار بالطيف جزء

من برنامج دوري للتحكم في الجودة في أنظمة التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT). والذي يمكن المستخدم من تقييم أداء كامل النظام كل ستة أشهر. عند أخذ نصف قُطْر محور الدوران ١٨٥ مليميتر الدِقَّة الحيزية لمُوَجِّه إشعاع بدِقَّة عالية بفتحات متوازية (LEHR) ٩,٥ مليميتر، دِقَّة التصوير الحَيِّزِي لمُوَجِّه إشعاع لإستخدامات عامة بفتحات متوازية (LEGP) ١١,١ مليميتر، وعند أخذ نصف قُطْر محور الدوران ١٥٠ مليميتر الدِقَّة الحيزية لمُوَجِّه إشعاع بدِقَّة عالية بفتحات متوازية (LEHR) ٧,٩ مليميتر، دِقَّة التصوير الحَيِّزِي لمُوَجِّه إشعاع لإستخدامات عامة بفتحات متوازية (LEGP) ٩,٥ مليميتر. أصغر نطاق تم ملاحظته كان قُطْر ١٢,٧ مليميتر في المُوَجِّهَيْن الإثنين. تزيد امكانية رؤية الجروح الصغيرة وتكوين الجروح على شرط أن تكون دِقَّة العد مُرْضِيَة، الأفضل ستكون إمكانية الفحص لنظام التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT). أظهرت النتائج أن مُوَجِّه إشعاع بدِقَّة عالية بفتحات متوازية (LEHR) يعطي أفضل وضوح بالمقارنة مع مُوَجِّه إشعاع لإستخدامات عامة بفتحات متوازية (LEGP) مع فرق ١,٦ مليميتر بين الإثنين. أفضل وضوح تم الحصول عليه مع مُوَجِّه إشعاع بدِقَّة عالية بفتحات متوازية (LEHR) عند أصغر نصف قطر لمحور دوران ت ماستخدامه في هذه الدراسة ١٥٠ مليميتر. لم يتم رؤية أخطاء حلقية في الصور المعاد بنائها بسبب تطبيق خارطة تصحيح إتساق مع عد ضخم (١٠٠ مليون Kc).

دراسة أُخرى بواسطة كيرا إم. إت. إل. ١٩٩٢، حول تأثير التشتت والدِقَّة الحَيِّزِيَّة على قيم كَمِّيَّة لتصوير مقطعي محوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT). قيم التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) عادة ما تكون غير دقيقة بواسطة التشتت ودِقَّة الحَيِّز المحدودة للتصوير المقطعي محوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT). تم دراسة هذه التأثيرات باستخدام محاكي تصوير اسطواني مُقَسَّم إلى ستة غُرَف مملوءة بمختلف النشاطات الإشعاعية حيث تم تحديد المعامل الخَطِّي بين قيمة التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) و النشاط الإشعاعي، وأيضا تم تحديد المعامل عند تخفيض جزئي للنشاط الإشعاعي. ولكن قيمة التصوير

المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) زادت نسبياً بالتناسب مع الانخفاض في النشاط الإشعاعي نسبة لزيادة مساهمة التشتت. مَثَّلَت قيمة التصوير المقطعي المحوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) نشاط إشعاعي أقل عندما كانت السماكة القشرية أقل من ضعفين عند مستوى العُرض الكامل في منتصف القيمة القصوى (FWHM) و مَثَّلَت نصف نشاط إشعاعي عندما كانت السماكة القشرية تساوي العُرض الكامل في منتصف القيمة القصوى (FWHM).

الفصل الثالث

النتائج والمناقشة

٣-١ منهجية البحث:

تم تجميع البيانات من سجلات نتائج الاختبارات من قسم الطب النووي بمركز النيلين للتشخيص الطبي للفترة ٢٠١٦/٠٣/١٢ م. وتم تحليل البيانات بواسطة برنامج التحليل إكسل. وتم عمل مقارنة بين نتائج الدراسة والمعايير القياسية الموضوعة من قبل والجمعية الوطنية لِمُصَنِّعي الأجهزة الكهربائية (National Electrical Manufacturers Association - NEMA).

٣-٢ النتائج:

توصلت الدراسة الى نتائج لضبط الجودة لجهاز كاميرا غاما من مركز النيلين للتشخيص الطبي للفترة ٢٠١٦/٠٣/١٢ م.

اشتملت اختبارات ضبط الجودة التي تم اجرائها على:

دقة الطاقة (Energy Resolution) واختبار الاتساق (Uniformity Test) ومركز الدوران (Center of Rotation) والحساسية (Sensitivity).

٣-٢-١ مواصفات جهاز كاميرا غاما في مركز الخرطوم للتشخيص الطبي:

Serial Number: 2008/43

Made in Germany

Brand name: MiE (Medical Imaging Electronics)

230 V / 50Hz / 6A

٣-٢-٢ اختبار (Photopeak):

التأكد بصفة يومية من أن مستوى طاقة النظير المشع متمركزة على الـ Photopeak. القمة المركزية للطاقة ١٤٠ kv.

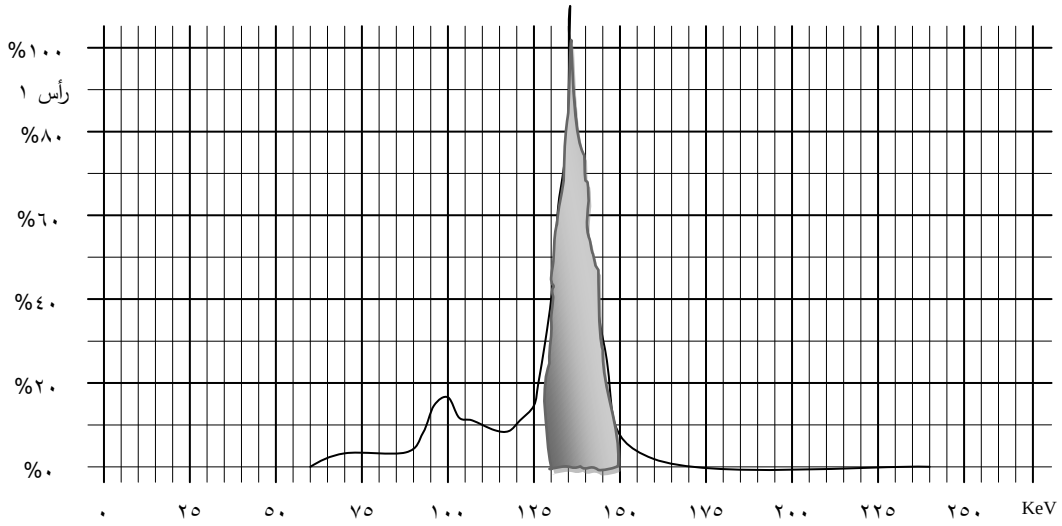
Photopeak = 140 kv

٣-٢-٣ اختبار دقة الطاقة (Energy Resolution):

FWHM (١١,٤%) وعرض النافذة (window width) ٢٠% خاص بماكينة تصوير مقطعي محوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) في مركز النيلين للتشخيص الطبي. دقة الطاقة التي تم حسابها من المعادلة:

Energy resolution = FWHM / Photopeak x 100

Energy resolution = 11.4 / 140 x 100 = 8.14%



شكل رقم (٤-١) يوضح مطياف الطاقة لعنصر التكنيشيوم Tc^{99m} بماكينة تصوير مقطعي محوسب بالإنبعاث الأحادي للفوتونات (SPECT) في مركز النيلين للتشخيص الطبي. FWHM (11.4%) وعرض نافذة مطياف الطاقة ٢٠%.

٣-٢-٤ اختبار الإتساق (Uniformity Test):

قيمة متوسط الإتساق التكاملي 3.46% والقيمة القياسية حوالي 4%، والفرق 0.54%. وقيمة الاتساق التباييني 2.27% والقيمة القياسية 3% والفرق 0.73%.

Integral Uniformity = 3.46%

Differential Uniformity = 2.27%

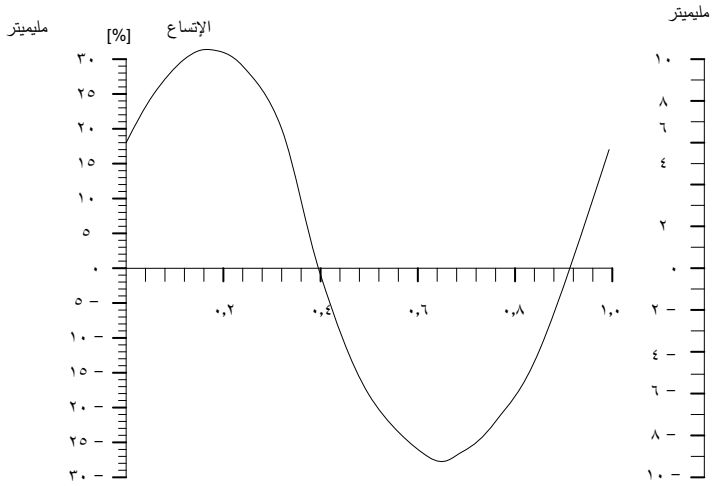
٣-٢-٥ اختبار مركز الدوران (Center of Rotation):

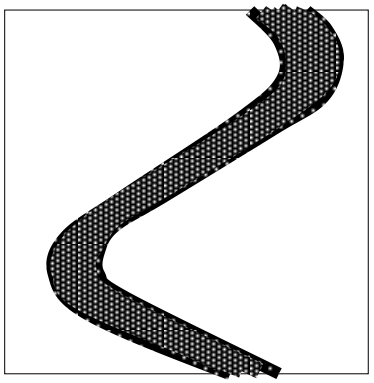
Zoom Number: 3

Field Size: 355 (mm)

Rotation (deg): 360

	New Values	Saved Values
Number of images	64	64
Start Position	-45	-45
Direction	Clockwise	Clockwise
Mean (mm)	- 1.2	- 1.2
Max (mm)	2.1	2.1





جدول (٣-٢):

نتائج إختبارات ضبط الجودة في مركز النيلين للتشخيص الطبي مقارنة بمعايير ومقاييس الوكالة الدولية للطاقة الذرية و الجمعية الوطنية لِمُصَنِّعي الأجهزة الكهربائية.

الإختبارات	النتيجة	معايير ومقاييس IAEA و NEMA	التقييم
إختبار دقة الطاقة	%٨,١٤	FWHM %١٠	مقبول
إختبار الإتساق التكاملي	%٣,٤٦	%٤	مقبول
إختبار الإتساق التباييني	%٢,٢٧	%٣	مقبول

الفصل الرابع

الخاتمة

٤-١ خاتمة:

التحكم بالجودة مهم للتأكد من أن معدات الطب النووي تعمل بصورة صحيحة. والإختبارات التي تم عملها الغرض منها الكشف عن أي مشاكل في معدات الطب النووي قبل أن تؤثر على النتائج الطبية للمرضى.

تمكنت الباحثة من عمل تقييم لأداء كاميرا غاما في مركز النيلين للتشخيص الطبي واشتملت الاختبارات على: اختبار القمة الضوئية، واختبار اختبار دقة الطاقة، واختبار الاتساق، واختبار مركز الدوران.

٤-٢ المراجع:

- Hanz, Jurgen, Biersack, Leonard M, Freeman (Eds), Lionel S, Zuckier, 2007, Clinical Nuclear Medicine, Germany Springer.
- https://ar.wikipedia.org/wiki/
- https://www.webteb.com/general-health/
- Gopal, B., Saha, 2010, Fundamentals of Nuclear Medicine, 6th Edition, Science and Business Media Springer, New York.
- http://www.medimaging.gr/cd/pages/par2.htm
- Stephen, Graham, 1995, Quality Control for SPECT System, Journal of the AMA Physitians recognition award, vol. 15.