

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

UNIVERSITE MOULOUD MAMMERI DE TIZI-OUZOU



FACULTE DE GENIE ELECTRIQUE ET D' INFORMATIQUE
DEPARTEMENT ELECTRONIQUE

**Mémoire de Fin d'Etudes
De MASTER ACADEMIQUE**
Spécialité : ELECTRONIQUE BIOMEDICALE
Filière : **ELECTRONIQUE**

Présenté par :

MECHOUB Yacine
DERRADJ Mohamed Amine

Mémoire dirigé par :

M^R. OUALOUCH Fethi

Thème

**Le contrôle de qualité en médecine
nucléaire (gamma-camera)**

Mémoire soutenu publiquement le 27+septembre 2016 devant le jury composé de :

Promotion : 2015-2016

REMERCIEMENTS

Nous remercions d'abord le bon DIEU pour nous avoir donné le courage, la patience, la santé et la volonté pour atteindre notre objectif.

Nous tenons à remercier vivement notre promotrice M^r. **OUALOUCH Fethi** pour son aide, ses conseils, le suivi et l'intérêt qui nous a apporté tout au long de ce travail.

Nous exprimons notre reconnaissance à notre Co-Promoteur M^r. **AOUADI Abderrahmane**, ainsi que M^r. **MOHAMED CHERIF Mohamed** qui n'ont cessé de nous apporter une aide précieuse.

Nos vifs remerciements:

A notre responsable de stage M^r. AOUADI Abderrahmane.

Aux membres du jury qui ont aimablement accepté de juger notre travail.

Enfin, je remercie toute personne ayant contribué de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

DÉDICACES

C'est avec un énorme plaisir, un cœur ouvert et une immense joie que je dédie ce travail :

A mes très chers et respectueux parents, à ma sœurs Katia et a son mari Azzedine ACHACHI et surtout mon neveu adoré Sylas dont je suis fière, eux qui m'ont soutenue tout au long de ma vie.

A toute la famille MECHOUB, ACHACHI.

A ma tante Chab'ha et son mari GUENDEZ Aissa que j'aime beaucoup.

A mes amis en particulier Chawki RABIA, Mohamed SELLAM, Nadjib DAOUD, Azzedine BENZAADI, Omar BOUAOUD, Meriem AOUDAR.

A mes adorables amis(es).

Ainsi à mon binôme Amine et à sa famille.

A toute personne qui ne cesse de m'encourager et de m'aider durant mes études.

Y.MECHOUB

C'est avec un énorme plaisir, un cœur ouvert et une immense joie que je dédie ce travail :

A mes très chers et respectueux grands parents Mouloud et El Djoher DERRADJ eux qui m'ont soutenue tout au long de ma vie, à mes très chères parents, la source de mes joies, secret de ma force.

A Ma tante Fatima, ainsi que mes frères Lyes, Nacer et son épouse Nassima ainsi que la petite Eline que j'aime beaucoup.

A mes sœurs Emilia et Lydia DERRADJ que j'aime beaucoup.

Aucune dédicace ne saurait exprimer tout l'amour que j'ai pour vous, votre joie et votre gaieté me comblent de bonheur. Puisse Dieu vous garder.

A mes amis en particulier Chawki RABIA, Mohamed SELLAM, Nadjib DAOUD, Azzedine BENZAADI, Omar BOUAOUD, Meriem AOUDAR, Sonia Merzouk.

A mes adorables ami(e)s.

Ainsi mon binôme Yacine et à sa famille.

A.DERRADJ

Table des matières

Liste des figures :	5
Introduction générale.....	7
Chapitre I :.....	9
L'imagerie médicale et nucléaire	9
1. Généralités sur l'imagerie médicale :.....	10
1.1. Définition :	10
1.2. Appareillages utilisés :	10
1.2.1. A Rayon X :.....	10
a. Table à RX :	10
b. TDM (scanner) :	12
- Première génération (1970) :	12
- Deuxième génération (1975) :	12
- Troisième génération (1980) :	12
- Quatrième génération (1990) :	12
c. Mammographie :	13
1.2.2. A Ultrasons (échographie) :.....	14
1.2.3. Image à Résonance Magnétique (IRM) :.....	15
2. Généralisées sur l'imagerie nucléaire :	17
2.1. Définition :	17
2.2. Traceurs utilisés :	17
2.3. Appareillages existants :.....	18
2.3.1. La gamma-camera, ou détecteur a scintillation (scintigraphie) :.....	18
2.3.2. SPECT/CT:.....	19
2.3.3. La tomographie par émission de positrons (TEP ou PET : Positron Emission Tomographie) :.....	20
Chapitre II :	21

La Gamma-camera	21
1. Qu'est-ce qu'une gamma-camera ?	22
2. Principe de fonctionnement :	22
3. Principe de détection :	24
3.1. Interaction $R\gamma$ / Crystal (NaI(Tl)) :	24
3.1.1. Réponse énergétique :	25
3.1.2. Photopic :	26
3.1.3. Spectre d'énergie :	27
3.2. Interaction $R\gamma$ /Matière :	28
3.2.1. Diffusion Compton dans un milieu :	29
3.2.2. Photopic :	29
4. Les principaux composants :	33
4.1. Détecteur :	33
4.1.1. Collimateur :	34
a. Le collimateur à trous parallèles :	34
b. Le collimateur à trou sténopéique :	34
c. Le collimateur convergent :	34
d. Le collimateur divergent :	34
4.1.2. Cristal scintillant (scintillateur) :	35
4.1.3. Guide lumière :	36
4.1.4. Tube photomultiplicateur (PM) :	36
4.1.5. Préamplificateur - amplificateur :	37
4.1.6. Analyseur d'impulsion :	38
4.2. Gentry (Tunnel):	38
4.3. Le lit du patient :	38
4.4. La console :	39
5. Formats de l'image scintigraphie :	40

6.	Les modes d'acquisitions scintigraphies :	40
6.1.	Acquisitions statiques :	40
6.2.	Balayage corps entier :	41
6.3.	Acquisitions dynamiques :	42
6.4.	Tomoscintigraphie SPECT (Acquisition et techniques de reconstruction tomographique) :	43
6.5.	Acquisitions dynamiques synchronisée à un signal biologique :	44
Chapitre III :		45
Le contrôle de qualité		45
1.	Introduction	46
2.	Control de qualité Journalier :	46
2.1.	Le Pic :	46
2.2.	Le bruit de fond :	47
3.	Control de qualité hebdomadaire :	47
3.1.	Uniformité :	47
4.	Control de qualité par 6 mois :	49
4.1.	Résolution en énergie :	49
4.2.	Résolution spatial planaire :	50
4.3.	Distance corps entier :	51
4.4.	Distance taille réel :	52
4.5.	Centre de rotation :	52
4.6.	SPECT Résolution :	53
5.	Control de qualité par 12 mois :	54
Chapitre04 :		55
Cas pratique (installation de deux gamma-camera MiE DIACAM SCINTRON)		55
1.	Information sur le site :	56
2.	Caractéristiques de l'appareil :	56

3.	Déroulement de l'installation :	57
	Conclusion générale & perspectives :	64

Liste des figures :

Figure 1. Schéma fonctionnelle de la table à RX.....	11
Figure 2. Table à RX.....	11
Figure 3. Photo d'un scanner.....	13
Figure 4. Image d'un scan (scanner)	13
Figure 5. Photo d'une mammographie	14
Figure 6. Image d'un scan (mammographie).....	14
Figure 7. Photo d'une échographie	15
Figure 8. Image d'un scan (échographie).....	15
Figure 9. Une IRM.....	16
Figure 10. Image d'un scan (IRM).....	16
Figure 11. Photo d'une gamma-camera	18
Figure 12. Image fonctionnel d'une gamma-camera.....	18
Figure 13. Photo d'une Scintigraphie (SPECT/CT).....	19
Figure 14. Image fonctionnelle (SPECT/CT)	19
Figure 15. Photo d'une Scintigraphie (TEP)	20
Figure 16. Image fonctionnelle (TEP)	20
Figure 17. Schéma de principe d'une gamma caméra digitale	23
Figure 18. Caméras multi-têtes (a : double-tête ; b : triple-tête).....	23
Figure 19. L'effet photoélectrique	25
Figure 20. Le détecteur.....	33
Figure 21. Schéma des composants d'un détecteur	33
Figure 22. Différents types de collimateurs : (a) parallèle ; (b) sténopéique 'pin hole' ; (c) convergent ; (d) divergent	35
Figure 23. Le collimateur	35
Figure 24. Schéma de fonctionnement du cristal.....	36
Figure 25. Photo d'un photomultiplicateur	37
Figure 26. Schéma de fonctionnement d'un photomultiplicateur	37
Figure 27. La Gentry	38
Figure 28. Le lit du patient	39
Figure 29. La console	39
Figure 30. Imagerie planaire statique : Perfusion pulmonaire.....	41
Figure 31. Balayage corps entier	41
Figure 32. Image balayage corps entier : scintigraphie osseuse ^{99m}Tc -MDP	42
Figure 33. Série d'images d'une même zone en fonction du temps.....	42
Figure 34. Scintigraphie dynamique de rein greffé. L'acquisition commence dès l'injection du traceur, diurique marqué au ^{99m}Tc , et dure 30 mn. On remarque l'activité croissante puis décroissante du rein qui permet le calcul de la clairance rénale (captation puis excrétion du traceur) et l'activité croissante de la vessie où le traceur excrété s'accumule.....	43
Figure 35. Tomoscintigraphie du myocarde.....	44
Figure 36. Acquisition synchronisée à l'ECG	44
Figure 37. Acquisition uniformité.....	48
Figure 38. Acquisition flood	49
Figure 39. Acquisition de résolution	50

Figure 40. <i>Acquisition test corps entier</i>	51
Figure 41. <i>Acquisition test de dimension</i>	52
Figure 42. <i>Fantôme JASZCZAK</i>	53
Figure 43. <i>Contre-pieds de la gentry</i>	59
Figure 44. <i>Composants du détecteur</i>	59
Figure 45. <i>Un PC performant (processeur i7, 8G RAM, 1TERA Disque dure) pour le traitement des acquisitions</i>	60
Figure 46. <i>Composants de la console (vue de face/derrière)</i>	60
Figure 47. <i>Un des modules de la carte d'alimentation principale</i>	61
Figure 48. <i>Lit réglable (in/out-up/down)</i>	61
Figure 49. <i>Chariot du collimateur</i>	62
Figure 50. <i>Le capteur magnétique</i>	62

Introduction générale

Depuis la découverte par Röntgen des rayons X à la fin du 19^{ème} siècle, l'imagerie médicale représente un outil diagnostique d'une importance capitale. Les progrès technologiques ont fait que cet outil dépasse ces dimensions morphologiques pour toucher également à des dimensions fonctionnelles. Les modalités d'imagerie médicale dépendent de la propriété physique étudiée ; par exemple, l'atténuation des rayons X en radiographie et en tomodensitométrie, la réflexion des ultrasons en échographie, le moment magnétique du proton en Imagerie par Résonance Magnétique (IRM), la réflexion de la lumière en endoscopie et la distribution de l'activité en imagerie nucléaire. Cependant, l'imagerie médicale a bien dépassé le domaine diagnostique en entrant le domaine thérapeutique et radiothérapie à travers les interventions guidées (chirurgie, biopsie, cathétérisation, ponction, ...). L'imagerie nucléaire a constitué depuis la fin des années 40 une meilleure application pacifique de l'énergie nucléaire. Elle a pu doter la médecine de radionucléides pouvant servir aussi bien à des fins diagnostiques comme le Technétium-99m, le Thallium-201 et l'Iode-123 en scintigraphie et le Fluor-18 pour la tomographie à émission de positons, qu'à des fins thérapeutiques comme l'Iode-131 en radiothérapie métabolique.

Différemment de la majorité des techniques d'imagerie médicale qui fournissent essentiellement des informations morphologiques, l'imagerie nucléaire, malgré sa mauvaise résolution spatiale, délivre des informations fonctionnelles et métaboliques, ce qui constitue son atout majeur. La technique la plus utilisée en imagerie nucléaire est la scintigraphie. Du moment que la scintigraphie est une technique d'imagerie par émission, il s'agit tout d'abord d'administrer au patient une dose de radionucléide dont la nature et l'activité dépend de la zone explorée de l'organisme, après un temps de pose nécessaire pour que le radioélément atteigne la zone cible, on procède à la détection et la localisation des rayonnements gamma émis et leur transformation en une image qui reflète la distribution de la radioactivité dans cette zone. Ceci est assuré par un appareil dit « gamma caméra » couplée à une station de reconstruction, de visualisation et de traitement d'images. Ainsi, la scintigraphie permet de cartographier l'activité dans un organe ou une formation anatomique. Il s'agit principalement de marquer des pathologies qui sont à l'origine d'une anomalie fonctionnelle illustré par une augmentation ou un défaut de l'activité.

L'interprétation des images scintigraphiques repose sur une analyse morphologique et quantitative des distributions de l'activité nucléaire sur l'image, ce qui

signifie que la qualité de l'image et les performances des systèmes d'acquisition par conséquence, nécessite un control continue pour assurer la qualité de l'interprétation, notre travail viens dans ce sens pour montrer l'importance des procédures réglementées par l'IAEA (International Agency of Energy Atomic) qui sont appliqués dans plusieurs pays mais pas le nôtre.

Chapitre I :

L'imagerie médicale et nucléaire

1. Généralités sur l'imagerie médicale :

1.1. Définition :

L'imagerie médicale est un ensemble de techniques consistant à mettre en image différentes régions ou différents organes de l'organisme. Il existe plusieurs types d'imageries médicales qui sont plus ou moins adaptées en fonction des zones à étudier. On distingue notamment :

- La radiologie, qui utilise les rayons X pour explorer les os, les poumons, l'abdomen ou le système digestif, ce principe est utilisé dans plusieurs techniques comme la radiologie standard (Table à RX), panoramique dentaire(imagerie des dents), la mammographie (imagerie des seins) et le scanner ou TDM (tomodensitométrie) qui donne également des images en coupe et qui permet de réaliser la représentation d'organes en 3D.

- L'échographie, qui se sert des ultrasons pour explorer les organes pleins et qui permet d'observer le fœtus au cours de la grossesse.

- L'imagerie par résonance magnétique (IRM) qui permet d'obtenir des images en coupes du corps sans faire recours à des rayons.

1.2. Appareillages utilisés :

1.2.1. A Rayon X :

a. Table à RX :

Cet appareil utilise les rayons x pour imager une partie du corps humain, Ces rayon sont une forme de rayonnement électromagnétique, au même titre que la lumière visible, l'ultra-violet, l'infra-rouge, les micro-ondes, les ondes radio ou les rayons gamma.

Les rayons X sont produits dans des tubes à rayons X également appelés tubes de Coolidge ou tubes à cathode chaude. Le principe est le suivant : des électrons émis par une cathode (un filament, le plus souvent en tungstène, chauffé par le passage d'un courant électrique) sont accélérés par une différence de potentiel élevée (de 10 à 150 kV) en direction d'une cible constituée d'une anode en métal (en tungstène également). Les rayons X sont émis par la cible selon deux mécanismes :

- Le freinage des électrons par les atomes de la cible crée un rayonnement continu (rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung) dont une partie dans le domaine des rayons X.

- Les électrons accélérés ont une énergie suffisante pour exciter certains des atomes de la cible, en perturbant leurs couches électroniques internes. Ces atomes excités émettent des rayons X en retournant à leur état fondamental.

Le faisceau de Rx qui traverse le corps humain est intercepté par une cassette. On peut récupérer l'image selon deux technique, la première est la radiologie conventionnelle ou le film est entré dans une chambre noir, plongé dans différent produit avant d'obtenir l'image final dans un film.

La deuxième technique consiste à numérisé l'image à l'aide d'un numériseur puis la développé par un reprographe.

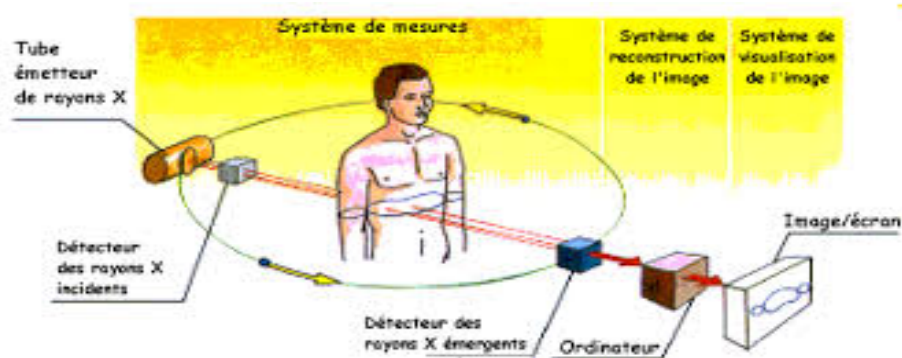


Figure 1. Schéma fonctionnelle de la table à RX



Figure 2. Table à RX

b. TDM (scanner) :

Le scanner est une chaîne radiologique avec un tube de rayons X et un ensemble de détecteurs disposés en couronne. Le principe repose sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X qui traverse un segment du corps. Le tube et les détecteurs tournent autour de l'objet examiné. De multiples profils d'atténuation sont obtenus des angles de rotation différents. Ils sont échantillonnés et numérisés.

Depuis le temps la TDM a connu plusieurs générations :

- Première génération (1970) :

Le tube de rayons X et un seul détecteur effectuent un mouvement de translation puis l'ensemble effectue une rotation de degré en degré ainsi qu'une translation. Durée d'acquisition d'une coupe (donc d'une image) : 5 minutes.

- Deuxième génération (1975) :

Le tube de rayons X ainsi qu'une barrette de détecteurs (10 à 60) effectuent des mouvements de translation et de rotation (10° à 30°). Durée d'acquisition d'une coupe : 1 minute.

- Troisième génération (1980) :

L'ensemble tube-barrette de détecteurs (300 à 1000) effectue un seul mouvement de rotation. Durée d'acquisition d'une coupe : 5 secondes.

- Quatrième génération (1990) :

Constituée d'un tube et d'une couronne de détecteurs (600 à 3000) où seul le tube est animé d'un mouvement de rotation. Durée d'acquisition d'une coupe : 1 seconde.



Figure 3. *Photo d'un scanner*

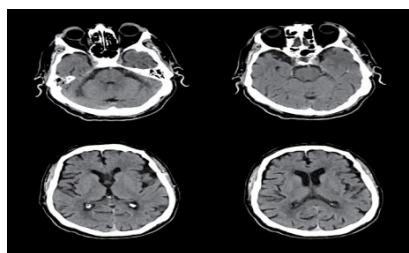


Figure 4. *Image d'un scan (scanner)*

c. Mammographie :

La mammographie est une technique de radiologie qui permet de produire une image des tissus internes du sein. C'est un examen simple et rapide qui permet de détecter des anomalies de petite taille avant même l'apparition de signes cliniques. Grâce ce dispositif d'imagerie, les micro-calcifications de taille inférieure 1 mm, potentiellement en rapport avec une pathologie tumorale maligne non détectable par la seule palpation du sein, peuvent ainsi être mises en évidence. Les installations de mammographie comportent un générateur de rayons X, un dispositif permettant la délivrance du rayonnement, un récepteur pour recueillir l'image, un système de révélation de l'image et en fin, un dispositif permettant de la lire en vue d'effectuer le diagnostic. Chaque élément de la chaîne contribue la qualité de l'image produite.



Figure 5. *Photo d'une mammographie*

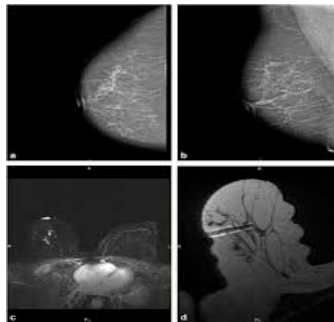


Figure 6. *Image d'un scan (mammographie)*

1.2.2. A Ultrasons (échographie) :

L'échographie est une méthode d'exploration non invasive qui repose sur l'utilisation des ultrasons.

Des ondes ultra sonore sont émis par une sonde qui elle-même détecte le signal renvoyé quand l'onde pénètre d'une matière à une autre à cause des différents indices de réfraction, les ultrasons sont générés en se basent sur le phénomène physique Piézo-Electrique, ce qui veut dire qu'une différence de potentiel peut créer des vibrations de l'autre bout d'une matière (Quartz par exemple) et vice versa.

Les échos renvoyés par les organes, permettent en effet de visualiser ce qui est invisible à l'œil.



Figure 7. Photo d'une échographie



Figure 8. Image d'un scan (échographie)

1.2.3. Image à Résonance Magnétique (IRM) :

L'IRM est devenue durant les deux dernières décennies un des piliers majeurs de l'imagerie médicale in vivo. C'est une technique d'imagerie qui fait appels aux propriétés magnétiques de la matière. Les images sont formées à partir des signaux recueillies à la suite d'un changement d'énergie avec les moments magnétiques nucléaires (RMN). Les noyaux

sollicités en IRM sont ceux de l'hydrogène, éléments formant l'eau qui est dominant dans toutes les parties du corps humain.

L'imagerie par résonance magnétique est considérée comme un repère pour la précision et la bonne qualité d'image.



Figure 9. *Une IRM*



Figure 10. *Image d'un scan (IRM)*

2. Généralisées sur l'imagerie nucléaire :

2.1. Définition :

Le produit radioactif est introduit dans l'organisme, ce qui permet d'avoir une imagerie fonctionnelle. Le terme d'imagerie nucléaire, et plus généralement de médecine nucléaire, comprend les applications biologiques et médicales des radioéléments artificiels. Ces applications reposent sur la faculté de détecter avec une très grande sensibilité les rayonnements émis par des atomes radioactifs injectés dans un organisme vivant. Les techniques actuelles sont basées essentiellement sur la scintigraphie, qui permet le dépistage cancéreux, l'étude des métabolismes, de différents secteurs de la physiopathologie, l'oncologie etc. Dans ces techniques,

2.2. Traceurs utilisés :

Un isotope radioactif d'un élément déterminé présente les mêmes caractéristiques chimiques que son homologue stable, à ceci près que l'on peut le détecter grâce à l'instabilité de son noyau, émetteur de rayonnements. Un atome radioactif appelé marqueur peut être fixé sur un type de cellules ou de molécules à étudier (appelées vecteur). La molécule ou la cellule marquée sera alors le traceur des molécules et cellules identiques non marquées. Au cours d'une réaction physiologique, le produit injecté au patient (marqueur) va se fixer sur les organes à examiner (tumeur cancéreuse, par exemple), et les atomes radioactifs vont permettre de suivre les atomes stables. Les marqueurs couramment utilisés, sont l'iode 131 ou 123 (étude de la thyroïde), le Thallium 201 (scintigraphie myocardique), Dans le cas du dépistage avec une gamma-camera, du technétium 99 métastable (^{99m}Tc) est utilisé,

Ces éléments ne sont pas émetteurs à rayon α et ont une faible durée de vie afin de limiter la contamination du patient. Il est évident que l'atome utilisé doit irradier le moins possible le patient. Un des enjeux est donc de diminuer la dose injectée pour l'obtention d'une image.

* Emetteurs de photons γ :

<u>Isotope</u>	<u>Energie</u>	<u>Période de demi-vie</u>
Technétium 99m	140 keV	6 heures
Iode 123	159 keV	13 heures

2.3. Appareillages existants :

L'imagerie fonctionnelle, et plus particulièrement les méthodes d'imagerie nucléaire. Trois grands types d'imageurs coexistent, tous en utilisent le principe de la scintigraphie :

2.3.1. La gamma-camera, ou détecteur a scintillation (scintigraphie) :

Est un imageur médical qui permet de mesurer et de visualiser la concentration d'un marqueur radioactif dans des tissus vivants. Les scintigraphies tirent leur nom de la faculté de certains cristaux, comme l'iodure de sodium ou le technétium (isotopes), de scintiller (émission lumineuse) sous l'effet des rayonnements.

Les acquisitions faites par une scintigraphie peuvent être planaire si le détecteur et la table du patient sont fixés durant l'examen comme elles peuvent être en mode SPECT si le détecteur tourne autour du patient (dans quelque model plusieurs détecteurs sont disposé autour du patient) pour donner après reconstruction un volume en 3D, ce dernier type est très utiles pour les examens de myocarde (muscle du ventricule gauche).



Figure 11. Photo d'une gamma-camera

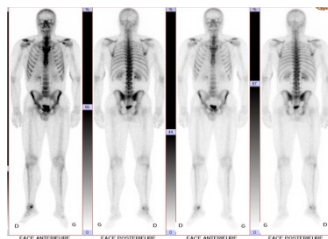


Figure 12. Image fonctionnel d'une gamma-camera

2.3.2. SPECT/CT:

La combinaison de deux types d'analyses différentes en fusion (l'imagerie anatomique et l'imagerie fonctionnelle) fournit des informations plus précises sur la façon dont les différentes parties du corps fonctionnent, et identifie plus clairement les anomalies tels que les tumeurs.

Un scanner à RX couplé à une scintigraphie est connue sous le nom SPECT/CT, Les avancées technologiques connues ces dernières années on ajoutées à ce domaine une fusion TEP/Scan et aussi TEP/IRM, ce dernier reste toujours utilisable juste pour de la recherche est non à des fins de diagnostic.



Figure 13. Photo d'une Scintigraphie (SPECT/CT)

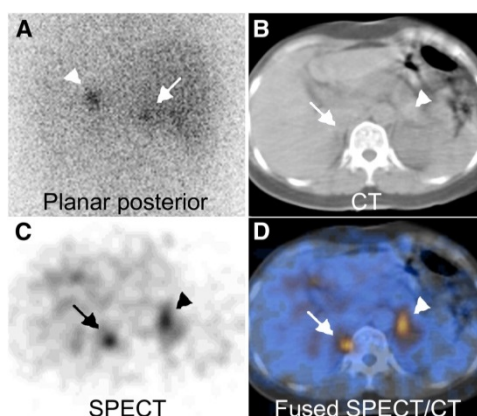


Figure 14. Image fonctionnelle (SPECT/CT)

2.3.3. La tomographie par émission de positrons (TEP ou PET : Positron Emission Tomographie) :

Utilise toujours le principe de la scintigraphie, mais les détecteurs sont organisés en couronne, de manière à détecter en coïncidence les paires de photons émises lors de l'effet de matérialisation.

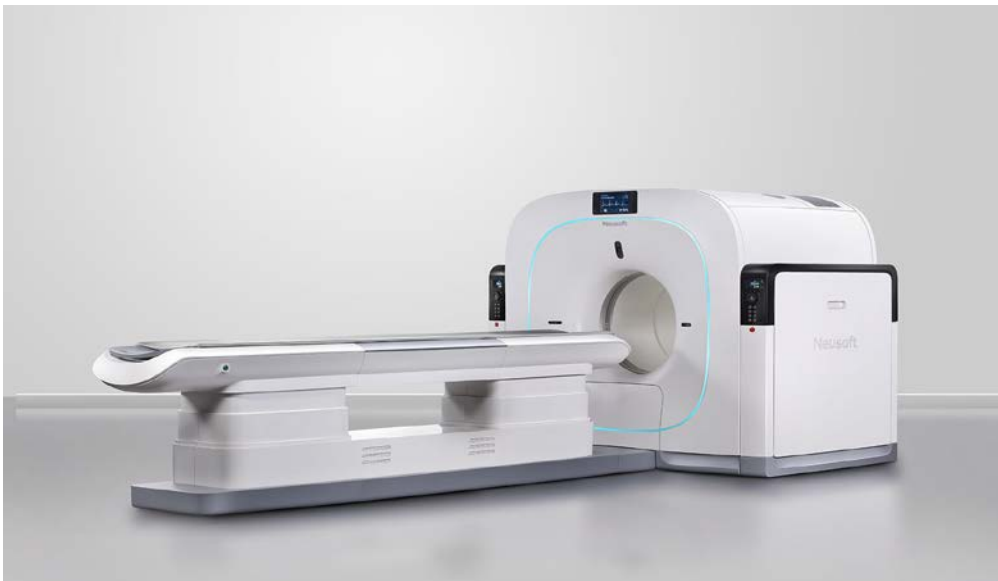


Figure 15. Photo d'une Scintigraphie (TEP)

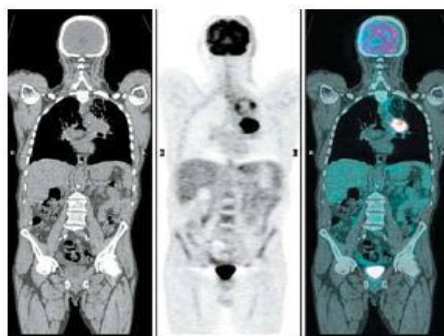


Figure 16. Image fonctionnelle (TEP)

Chapitre II :

La Gamma-camera

1. Qu'est-ce qu'une gamma-camera ?

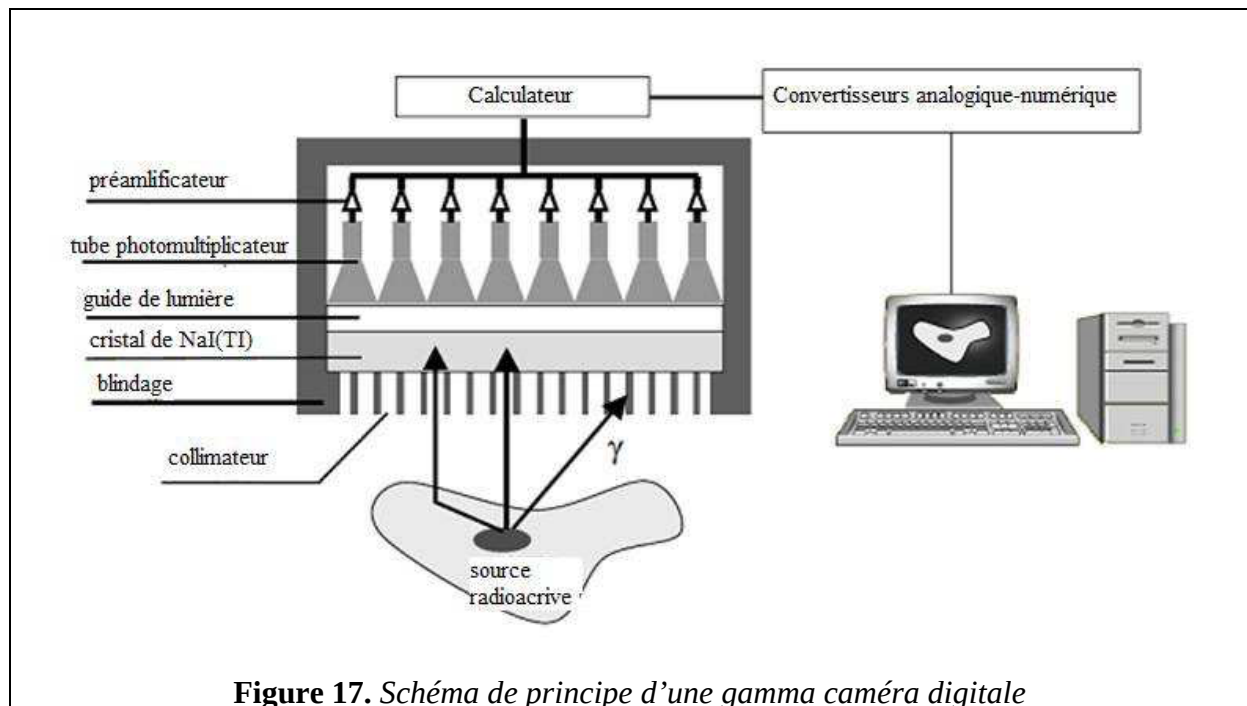
Une gamma-camera, ou détecteur à scintillation (scintigraphie), est un imageur médical qui permet de mesurer et de visualiser la concentration d'un marqueur radioactif dans des tissus vivants.

Le ^{99m}Tc émet des photons gamma d'énergie 141 keV (89 % des émissions), 18 keV (6 %) et 21 keV (1 %) de manière isotrope [2]. Pour former une image à deux dimensions (projection). Un collimateur qui va permettre de privilégier les photons gamma venant d'une direction précise. Ensuite, chaque photon gamma va interagir avec le scintillateur pour donner naissance à une gerbe de photons lumineux, recueillie sur les photodétecteurs (tubes photomultiplicateurs par exemple). Les signaux électriques sont alors lus, convertis puis traités afin de reconstruire une image [3]. Ce principe a été proposé puis mis en œuvre dès 1952 par H.O. Anger. Il reste toujours d'actualité grâce aux nombreuses améliorations technologiques exécutées.

2. Principe de fonctionnement :

La gamma caméra permet de détecter les photons gamma émis par les marqueurs introduits dans l'organe et de déterminer leur provenance d'émission (Figure 17). Elle est composée d'un cristal scintillateur qui reçoit les photons émis à travers un collimateur. Celui-ci est généralement une grille en plomb à canaux permettant de sélectionner les photons émis dans une direction privilégiée. Les photons ainsi reçus forment une image qui est une projection plane de la répartition de la concentration des émetteurs radioactifs. Pour chaque photon reçu, le cristal convertit l'énergie, absorbée en un point, en des photons lumineux. Ces photons sont reçus par des photocathodes des tubes photomultiplicateurs et transformés en impulsions électriques.

Un système électronique de positionnement permet de localiser le lieu d'impact des photons gamma dans le cristal. Il adresse les signaux de positionnement au balayage d'un moniteur vidéo. L'image est ainsi formée [Dutreix et al., 1997]. Enfin, les images obtenues seront enregistrées sur un disque de stockage. Elles subissent ensuite un traitement numérique afin d'en extraire des informations utiles au diagnostic. Ces informations peuvent être des images, des courbes ou des données numériques.



La gamma caméra est donc ainsi constituée d'une chaîne de détection composée d'un collimateur, d'un cristal scintillateur, d'une matrice de photomultiplicateurs et d'amplificateurs, et d'une unité d'acquisition et de traitement d'image [Aurengo et al., 1997] [Gremy et al., 1977].

Il existe des caméras désignées pour l'imagerie planaire, alors que les caméras modernes sont désignées à la fois pour les imageries planaire et tomographique. Elles sont quelques fois mono-tête et généralement double tête et même triple tête (Figure 18). Alors qu'il faut un balayage angulaire de 360° pour une caméra mono-tête en cas de tomoscintigraphie, on effectue juste un balayage de 180° pour la double tête et 120° pour la triple tête. Ceci permet de réduire considérablement les durées d'acquisition des images.

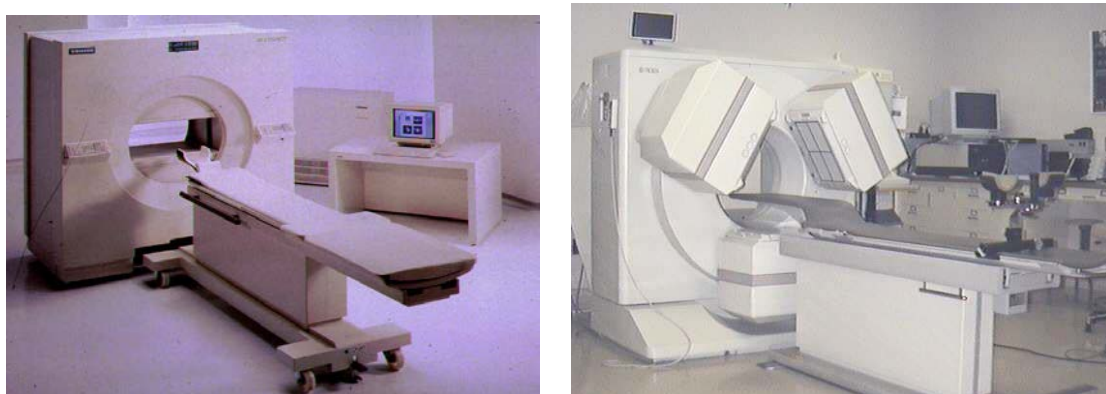
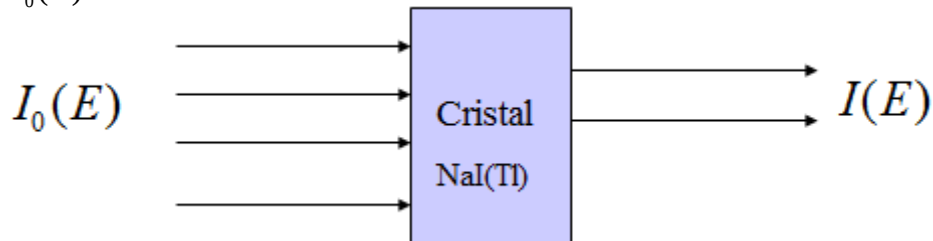


Figure 18. Caméras multi-têtes (a : double-tête ; b : triple-tête)

3. Principe de détection :

3.1. Interaction $R\gamma$ / Crystal (NaI(Tl)) :

$$I(E) = I_0(E)e^{-\mu(E)d}$$



$\mu(E)$ coefficient d'atténuation

d épaisseur du cristal

$\mu_{pe}(E)$effet photoélectrique

$$\mu(E) = \mu_e(E) + \mu_R(E) + \mu_C(E) + \mu_p(E)$$

$\mu_p(E)$production de paires

$\mu_R(E)$diffusion Rayleigh (cohérente)

$\mu_C(E)$diffusion Compton (incohérente)

Absorption complète de l'énergie du photon γ par un atome au niveau électronique.

L'atome libère l'excès d'énergie par l'émission d'un électron d'énergie cinétique

$$T = E - B \quad (B \text{ énergie de liaison de l'électron}).$$

L'émission des électrons est suivie d'un réarrangement électronique. Ceci s'accompagne de l'émission de rayons X (photons de fluorescence).

A leur tour ces photons peuvent éjecter (par effet photoélectrique interne) des électrons secondaires (électrons Auger).

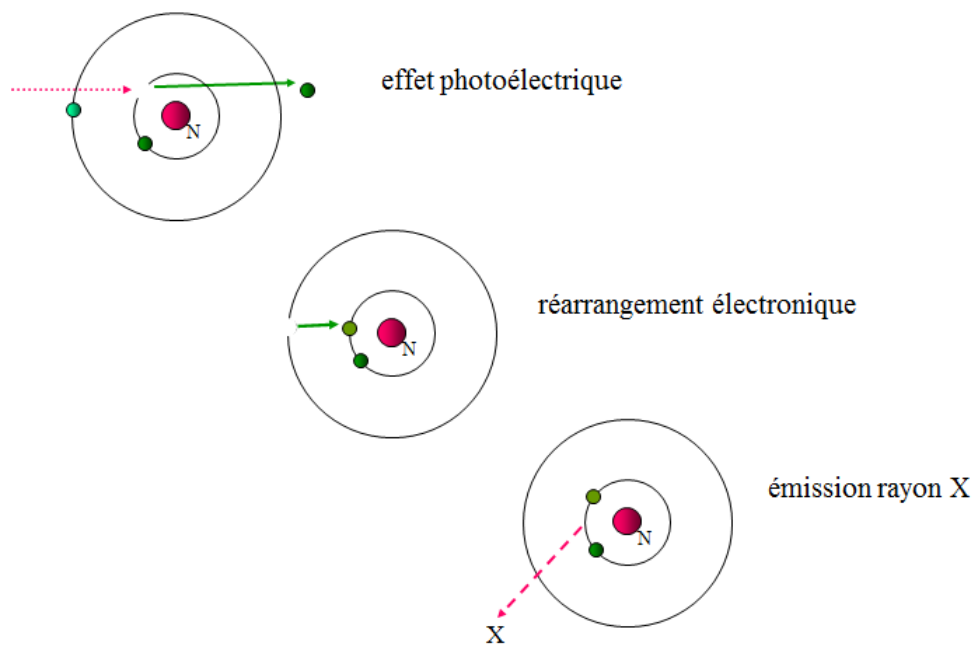
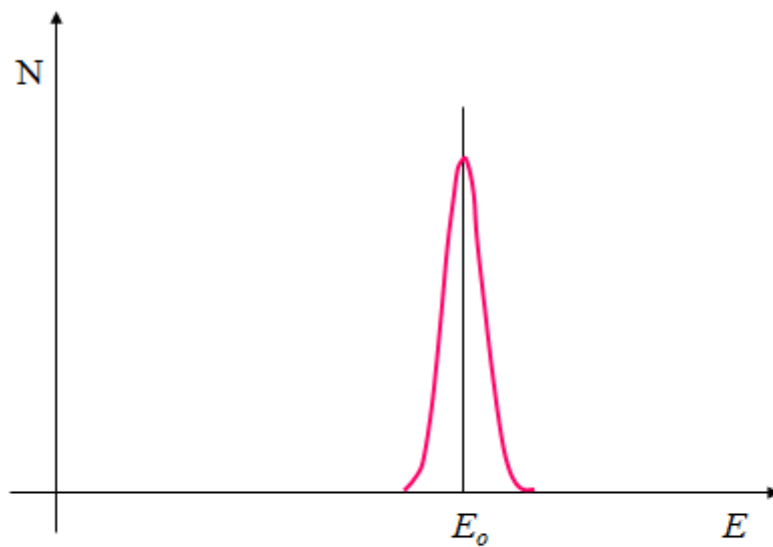


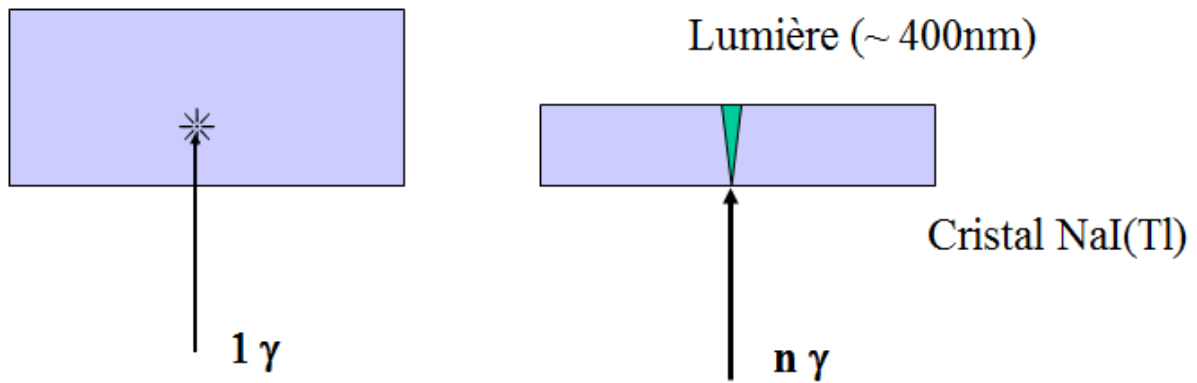
Figure 19. *L'effet photoélectrique*

3.1.1. Réponse énergétique :



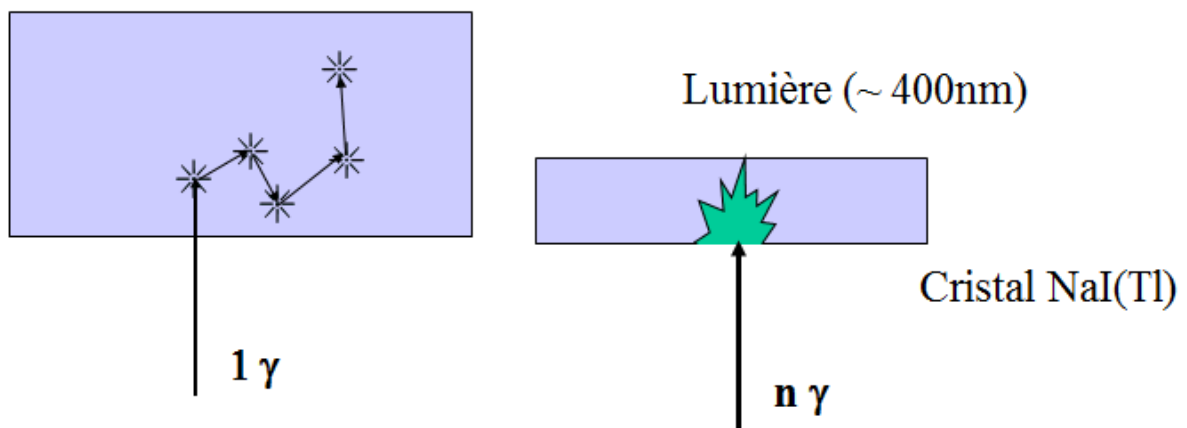
Photopic = photoélectrique + pic

L'effet photoélectrique correspond à la transformation complète de l'énergie primaire du photon γ en énergie d'ionisation donc en intensité lumineuse dans un volume de cristal très petit.



Lors de l'effet Compton la transformation de l'énergie primaire du photon g en énergie d'ionisation est plus ou moins complète.

Le résultat est une distribution d'intensités lumineuses dans un volume de cristal très grand.



3.1.2. Photopic :

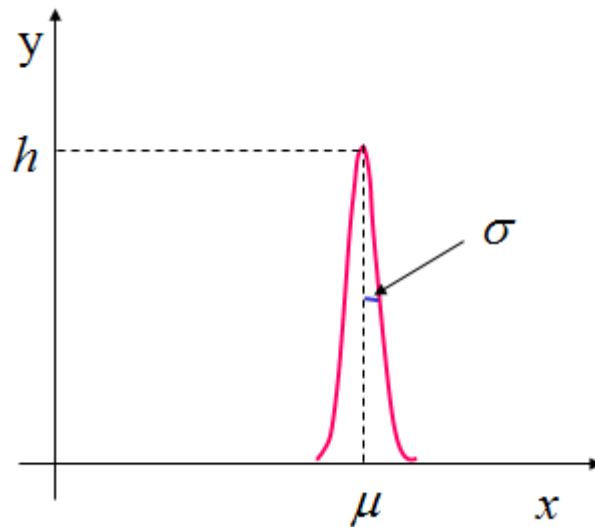
la forme mathématique du photopic est une gaussienne:

$$y = he^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}}$$

μ = valeur moyenne

σ = écart type

h = maximum



Les paramètres physiques:

N valeur de la fonction $y = N$

N_0 maximum de pic $h = N_0$

E énergie $x = E$

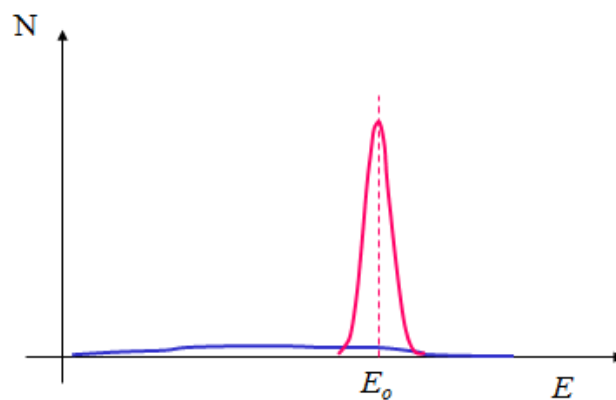
E_0 centroïde de pic $\mu = E_0$

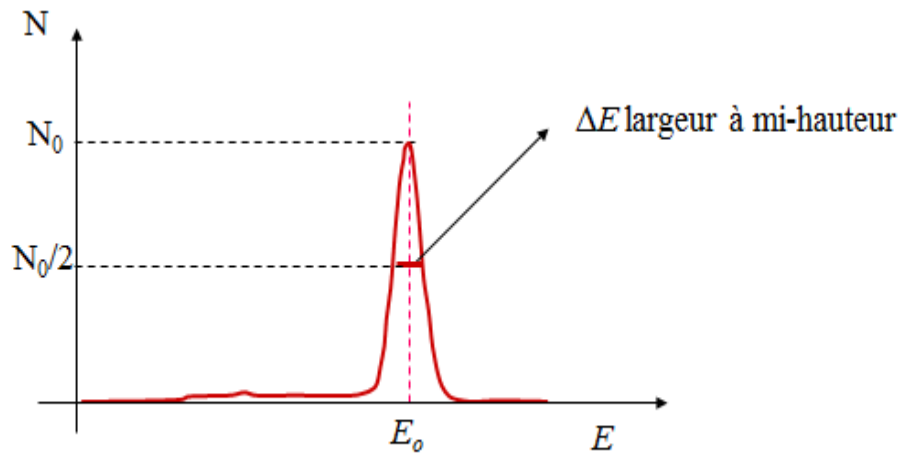
ΔE largeur à mi – hauteur $\sigma^2 = \frac{\Delta E^2}{8 \ln 2}$

$$N = N_0 e^{\frac{-4 \ln 2 (E - E_0)^2}{\Delta E^2}}$$

3.1.3. Spectre d'énergie :

Photopic + Bruit de fond



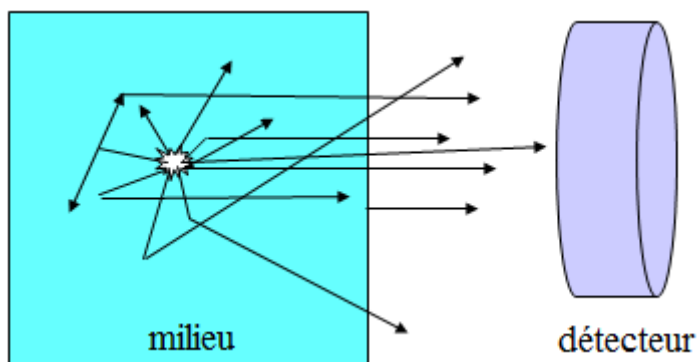


La résolution énergétique :

$$R_{E_0} = \frac{\Delta E}{E_0} 100(\%)$$

$$R_{E_0}(\%) \sim E^{-1/2}$$

3.2. Interaction $R\gamma$ /Matière :



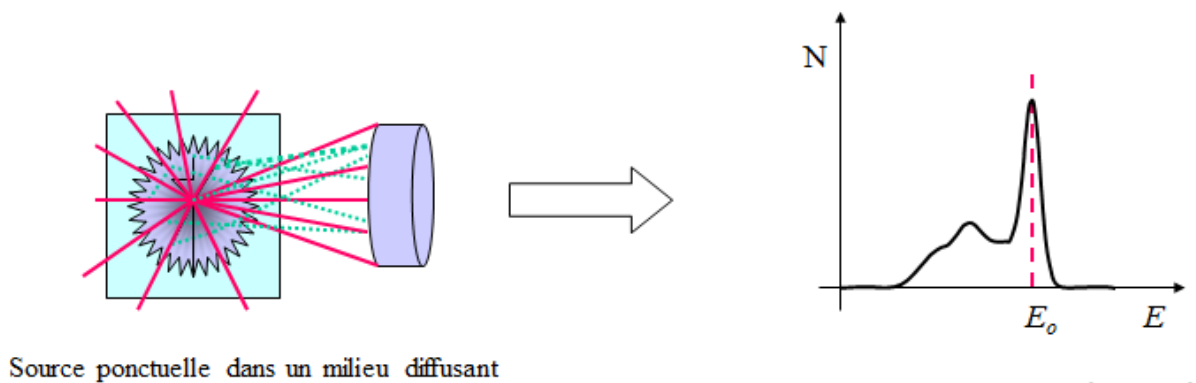
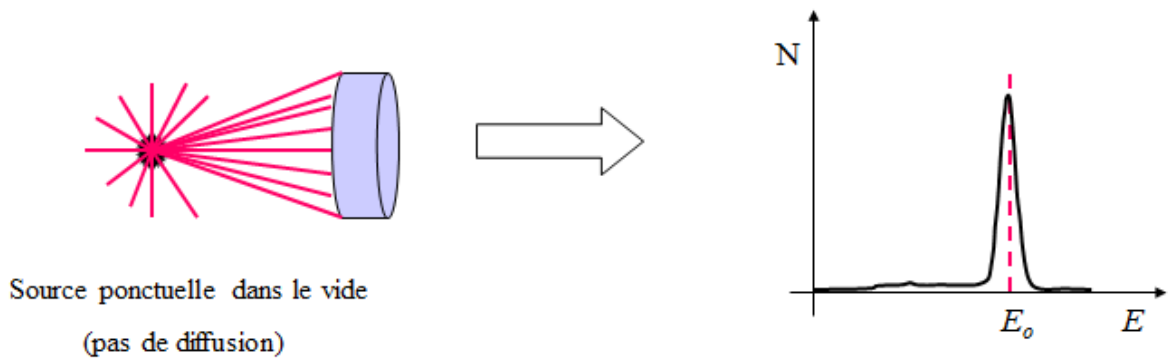
$$I(E) = I_0(E)e^{-\mu(E)d}$$

$\mu(E)$ coefficient d'atténuation

d épaisseur du cristal

$$\mu(E) = \mu_e(E) + \mu_R(E) + \mu_C(E) + \mu_p(E)$$

3.2.1. Diffusion Compton dans un milieu :



Le spectre énergétique est composée de photopic et de la somme des distributions des diffusés Compton de différents ordres :

$$N = N_{phe} + \sum_i N_C^i$$

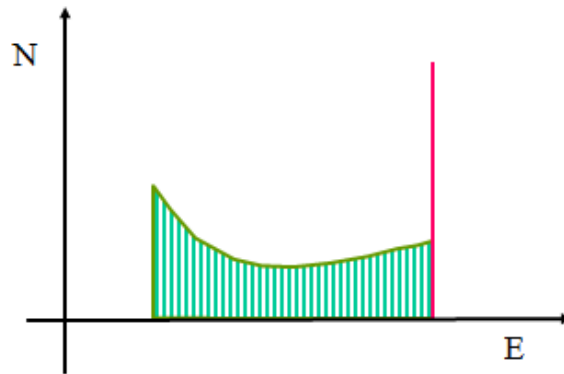
3.2.2. Photopic :

N_{phe} fonction de Dirac

Diffusés Compton de différents ordres :

$$N_C^i = \frac{d\sigma}{dE_i}$$

$$\frac{d\sigma}{dE_i} = \frac{\pi r_0^2 m_e c^2}{E_i^2} \left[\frac{E}{E_i} + \frac{E_i}{E} - 2 \left(\frac{m_e c^2}{E} - \frac{m_e c^2}{E_i} \right) + \left(\frac{m_e c^2}{E} - \frac{m_e c^2}{E_i} \right)^2 \right]$$



Réponse : « mathématique » :

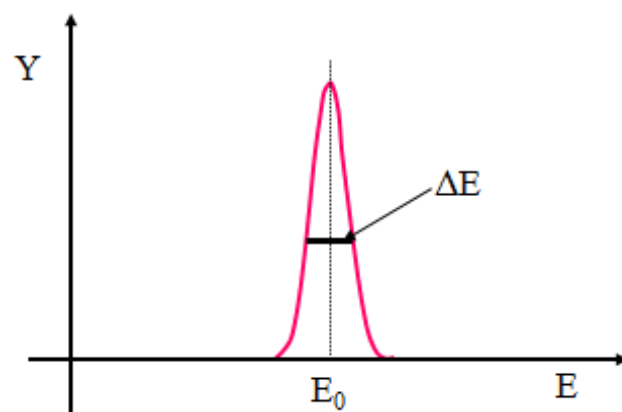
Fonction : DIRAC

Distribution : COMPTON

La distribution est convoluée par la réponse énergétique

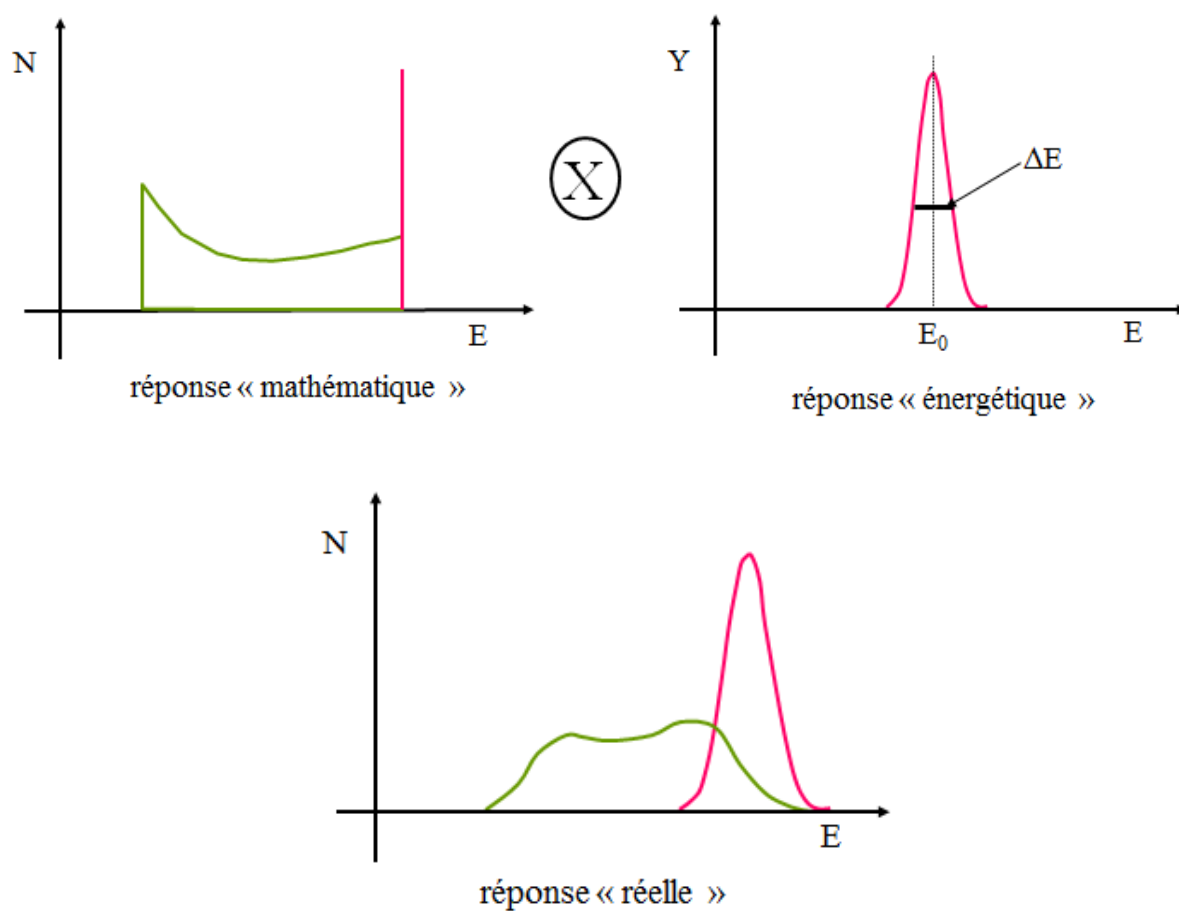
$$Y = Y_0 e^{\frac{-4 \ln 2 (E - E_0)^2}{\Delta E_0^2}}$$

$$\frac{\Delta E_0}{E_0} \sim E_0^{-\frac{1}{2}}$$

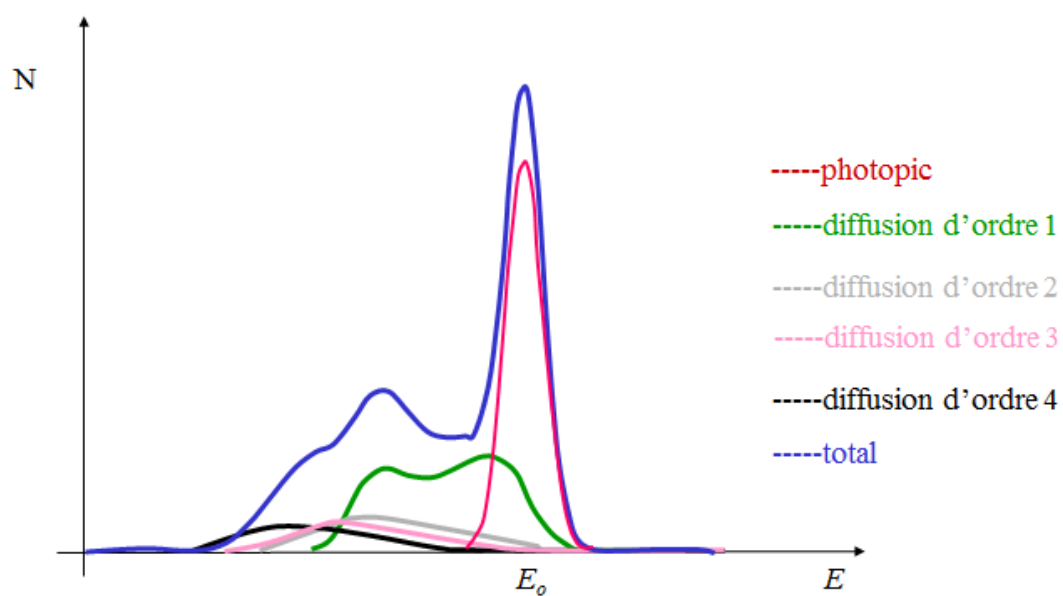


réponse « énergétique »

Convolution :

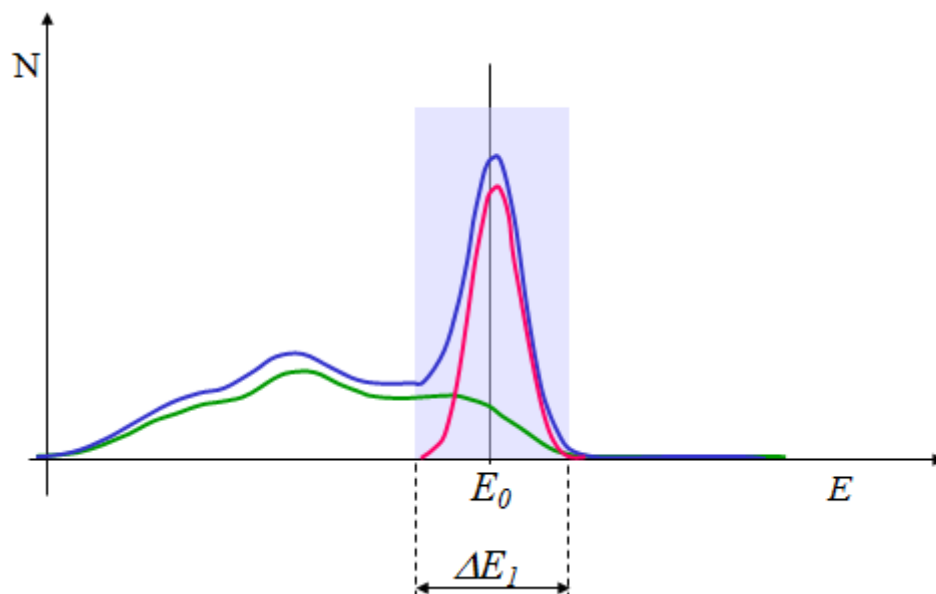


Spectre total = photopic + diffusion Compton



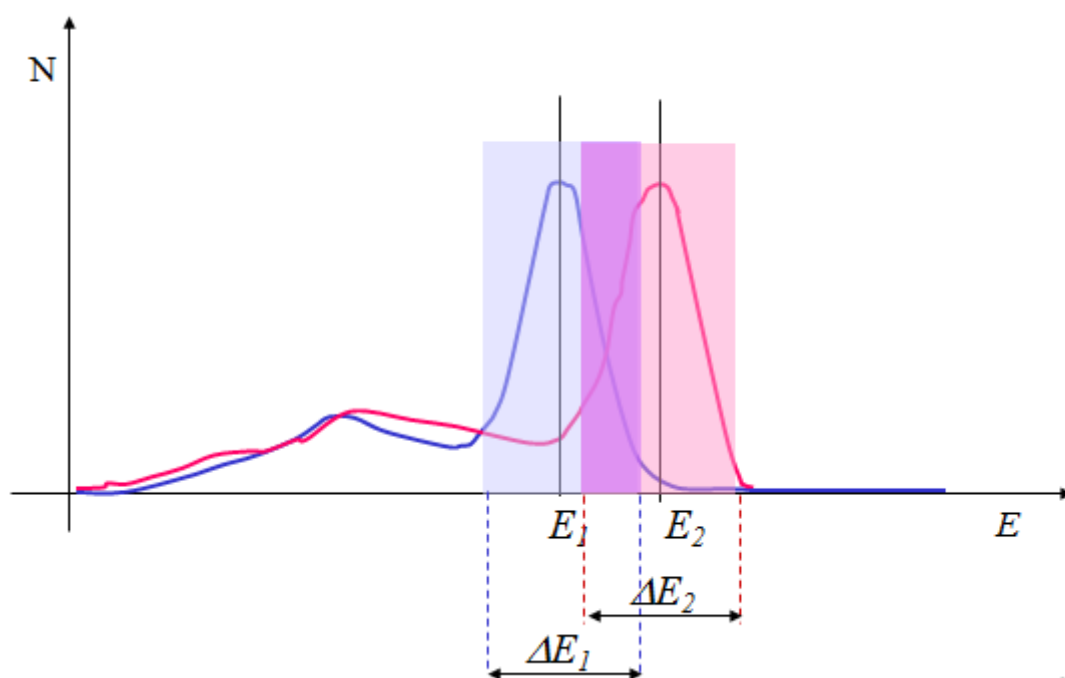
Effet de la résolution énergétique sur la séparation Potopics/difusée

$$E_0 = 140 \text{ keV (Tc}^{99\text{m}})$$



Effet de la résolution énergétique sur la séparation des $R\gamma$

$$E_1 = 140 \text{ keV (Tc}^{99\text{m}}) \quad E_2 = 160 \text{ keV (I}^{123}\text{)}$$



Activer W

4. Les principaux composants :

4.1. Détecteur :

C'est la tête de l'appareil il est constitué en premier d'un collimateur, un cristal, une guide lumière, un étage de photomultiplicateur et un réseau d'amplification.



Figure 20. Le détecteur

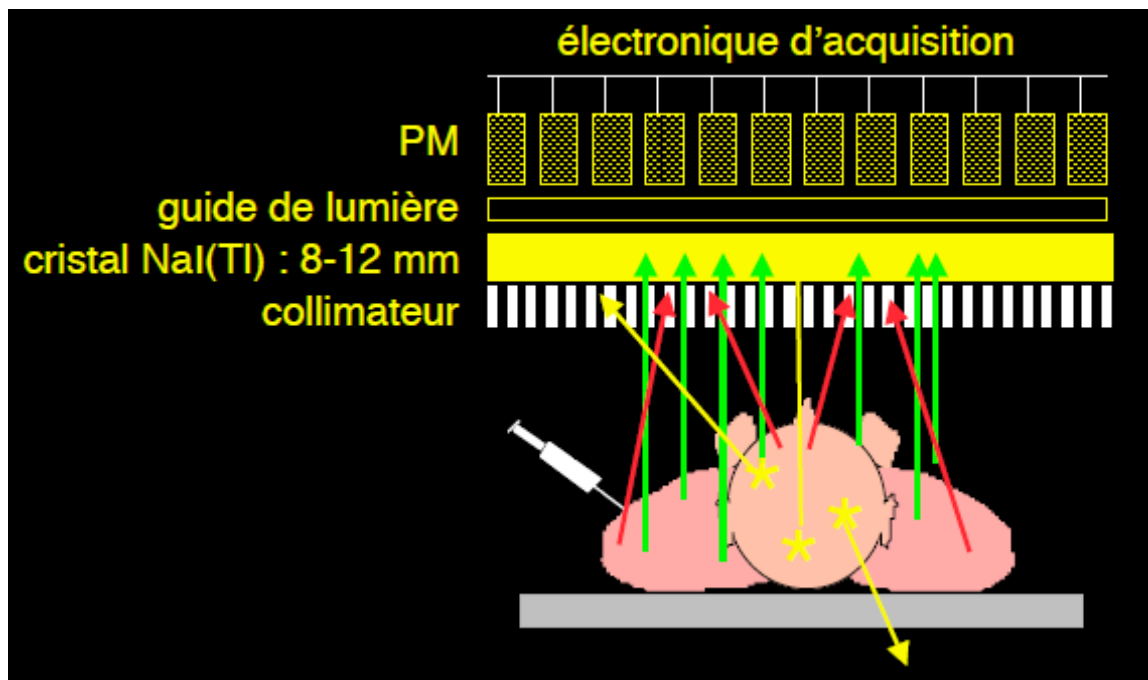


Figure 21. Schéma des composants d'un détecteur

4.1.1. Collimateur :

L'utilisation d'un collimateur permet le passage des rayons γ issus de l'organisme selon une direction privilégiée, vers le détecteur. On parle de collimation absorbative [Tsui et al., 1990]. Donc, seule une faible proportion de photons sera utile. Les collimateurs sont fabriqués de métaux lourds (forte densité électronique), généralement en plomb, mais occasionnellement en tungstène. On en distingue quatre variétés:

a. Le collimateur à trous parallèles :

Il est le plus utilisé en imagerie (Figure 22-a). Il consiste en une plaque épaisse de plomb avec de multiples canaux parallèles périodique et uniformes. Le choix de la taille des trous et de l'épaisseur des septas dépend de l'énergie des rayons γ utilisés. La taille, la profondeur des trous ainsi que la distance source collimateur définissent la résolution spatiale du collimateur. Cependant, la taille de l'image ne change pas avec la distance source-collimateur [Gremy et al., 1977] [Bice et al., 1991] [Metz, 1980].

b. Le collimateur à trou sténopéique :

Consiste en un cône de plomb avec une très petite ouverture (embout) au sommet (Figure 22-b). Il projette une image renversée sur le cristal scintillateur et fournit des images légèrement agrandies [Tsuchimochi et al., 2001].

c. Le collimateur convergent :

Il est constitué de trous qui convergent vers l'axe central, ce qui est à l'origine d'un agrandissement de l'image (Figure 22-c).

d. Le collimateur divergent :

Formé de trous qui divergent de l'axe central, ce qui est à l'origine d'un rétrécissement de la taille de l'image (Figure 22-d).

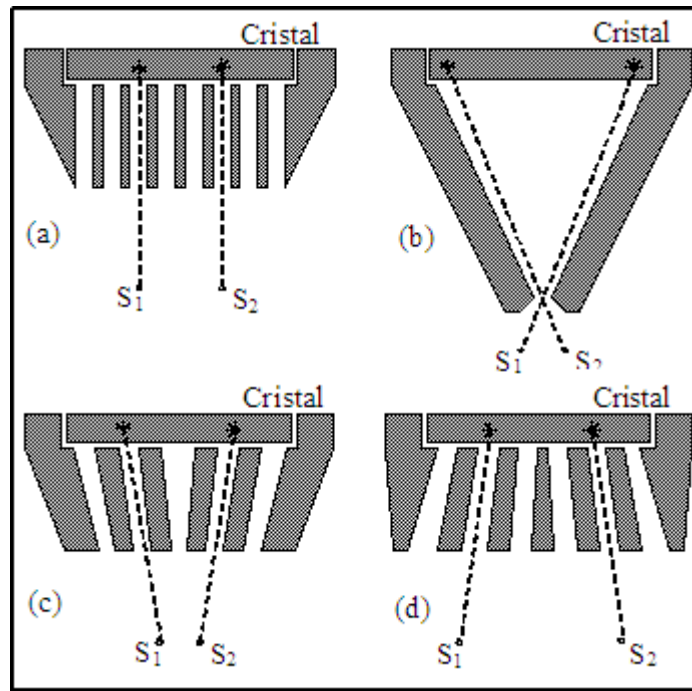


Figure 22. Différents types de collimateurs : (a) parallèle ; (b) sténopéique “pin hole” ; (c) convergent ; (d) divergent



Figure 23. Le collimateur

4.1.2. Cristal scintillant (scintillateur) :

Il est constitué de monocristal d'iodure de sodium, Cristal NaI(Tl) : 8-12 mm.

Détecte les ionisations mais aussi les excitations produites par les rayonnements dans le matériau détecteur.

Le cristal convertit les photons gamma en énergie lumineuse, Photon (Photons UV).

Grande surface rectangulaire ou circulaire (jusqu'à 60cm de diamètre) et de faible épaisseur (généralement 6 à 12mm).

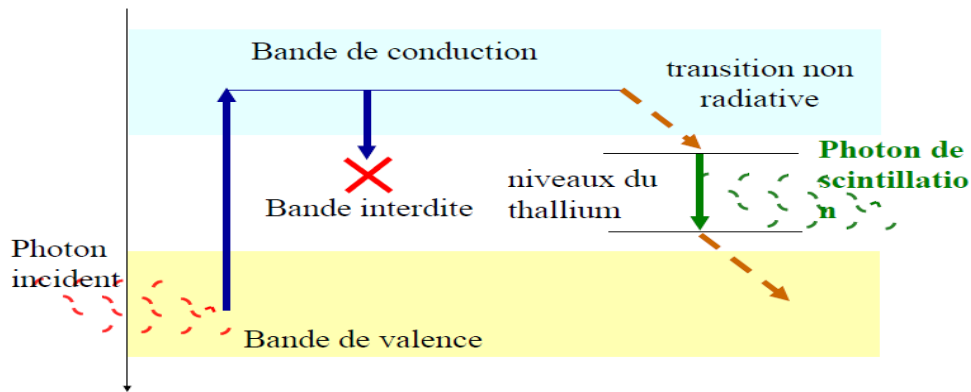


Figure 24. Schéma de fonctionnement du cristal

4.1.3. Guide lumière :

Le guide de lumière est une plaque de verre placée entre le cristal et le Photomultiplicateur. Le rôle de guide de lumière est double :

- L'éloignement des photomultiplicateurs par rapport au cristal.
- Une adaptation d'indice de réfraction entre le cristal (indice très élevé) et le vide des PM.

4.1.4. Tube photomultiplicateur (PM) :

Le tube PM est un instrument électronique destiné à produire une impulsion électrique en cas d'interaction avec un faible signal lumineux. C'est un tube à vide contenant une photocathode et une série de dynodes (entre 10 et 12). L'entrée du tube est couverte à sa surface d'une substance photoémettrice comme le CsSb qui libère des électrons en interagissant avec des photons lumineux [Aurengo et al., 1997] [Bottigli et al., 1985]. Les dynodes sont maintenues successivement sous haute tension. Pour chaque 3 à 10 photons lumineux atteignant la photocathode, 1 à 3 photo-électrons sont libérés. Ces électrons sont accélérés vers la première dynode par une grille focalisante, ce qui libère quelques électrons secondaires. Cette multiplication d'électrons est répétée jusqu'à ce que les électrons soient captés par l'anode avec un facteur multiplicatif de 10^6 à 10^7 . L'amplitude finale des

impulsions est proportionnelle à l'intensité des photons lumineux et par suite à l'énergie des radiations déposée dans le cristal.

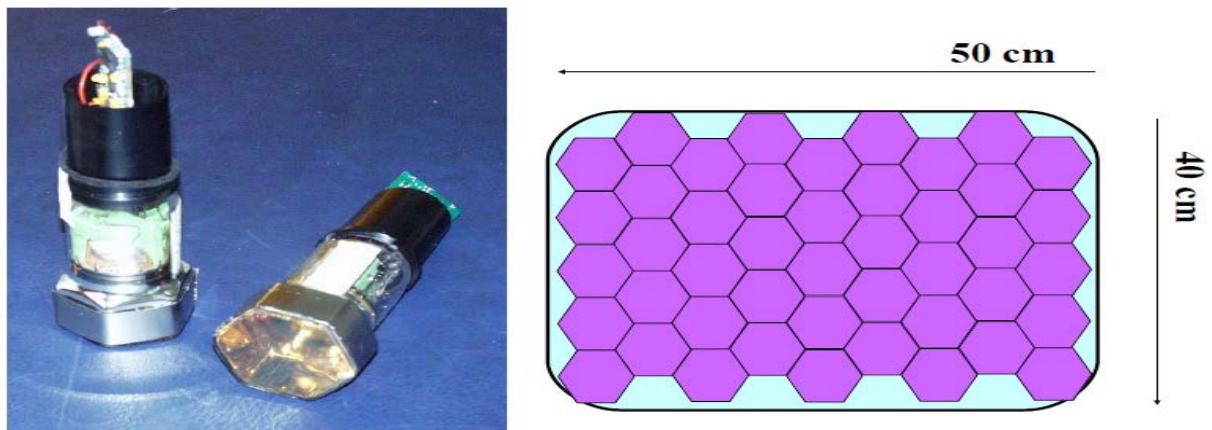


Figure 25. Photo d'un photomultiplicateur

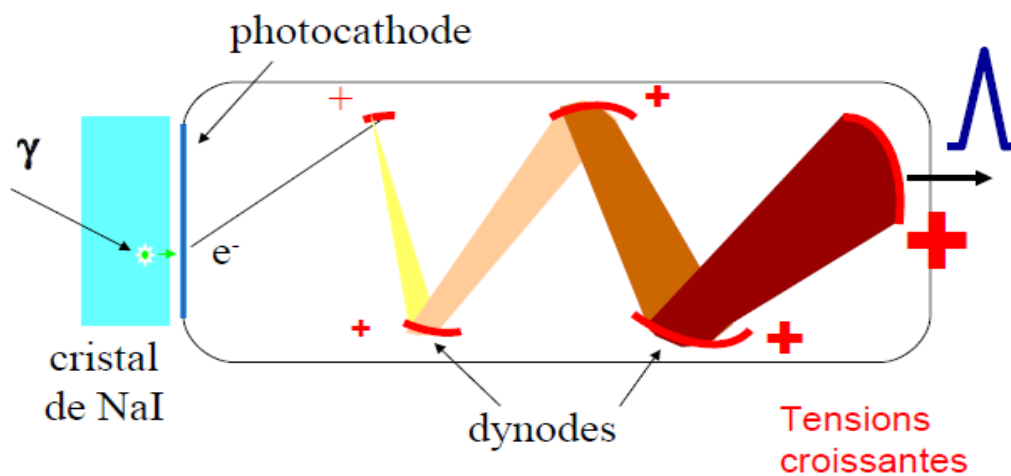


Figure 26. Schéma de fonctionnement d'un photomultiplicateur

4.1.5. Préamplificateur - amplificateur :

L'impulsion à la sortie du PM reste faible et a besoin d'une amplification. L'amplification dans ce cas est aussi linéaire pour préserver la relation entre l'impulsion de sortie et l'énergie déposée dans le cristal détecteur. Le circuit préamplificateur – amplificateur filtre et amplifie les impulsions de quelques millivolts à quelques volts [Aurengo et al., 1997] [Nutt et al., 1999].

4.1.6. Analyseur d'impulsion :

L'analyseur d'impulsions est un système électronique qui permet le comptage des impulsions dans un certain domaine d'amplitude. Ce comptage sélectif permet d'enregistrer seulement les radiations dans une gamme d'énergie donnée afin d'éliminer le bruit de fond et les radiations diffusées. Cette gamme d'énergie est dite fenêtre, elle est centrée sur le pic photoélectrique. Par exemple, la fenêtre 20% des photons 140keV du Tc99m a une largeur de 28 keV, entre 126 et 154keV ($140\text{keV} \pm 10\%$) [Aurengo et al., 1997].

4.2. Gentry (Tunnel):

C'est la partie qui tient le détecteur alimenté en électricité et qui effectue et control son mouvement (Mouvement Haut et bas et mouvement orbital (rotation)).

Elle contient plusieurs cartes électroniques, des cartes de mouvement de control, des cartes d'alimentation et dans quelque model tel que la DIACAM MiE la gentry possède un contre poids posé à l'arrière pour assurer l'équilibre.



Figure 27. *La Gentry*

4.3. Le lit du patient :

C'est la partie où le patient s'allonge selon différentes orientations (Décidus dorsal, Décidus ventral, Pieds avant ou tête avant). Le lit est disposé à faire des mouvements du bas en haut et de l'extérieur vers l'intérieur du tunnel sous le détecteur, pour cela il doit aussi avoir des cartes électroniques pour l'alimenté, contrôlé son mouvement et envoyé les informations de la position au console.



Figure 28. *Le lit du patient*

4.4. La console :

C'est le cerveau de la machine, la détection qui se fait au niveau du détecteur est envoyée à la console pour la reconstruction et la constitution de l'image, cette partie s'appelle la partie acquisition' puis les images des acquisitions sont envoyées au logiciel spécialisé pour faire le traitement de l'image, la quantification et l'analyse des résultats.



Figure 29. *La console*

5. Formats de l'image scintigraphie :

Les images scintigraphies sont généralement de petite taille pouvant être 64x64 ou 128x128 et très rarement 256x256. Une taille de 2048x1024 peut être atteinte pour le balayage corps entier dans l'examen de la scintigraphie osseuse. Le choix du format est imposé essentiellement par la consistance de la valeur du pixel pour permettre la constatation d'un contraste s'il y en a. Par exemple lors de l'acquisition d'une scintigraphie thyroïdienne avec un collimateur parallèle, on choisit le format 64x64 vue la petite taille de la thyroïde.

Dans une image scintigraphique, chaque pixel est codé sur un ou deux octets. La valeur du pixel représente le comptage obtenu par le détecteur au point correspondant de l'image. Cette valeur est un renseignement quantitatif directement proportionnel à la radioactivité réelle obtenue dans la partie correspondante de l'organe [Dutreix et al., 1997].

6. Les modes d'acquisitions scintigraphies :

La gamma caméra peut être utilisée de plusieurs façons. Tout dépend de l'organe à explorer et de la pathologie à identifier. Ses différents types de fonctionnement sont appelés modes d'acquisition qui sont exécutés soit en mode planaire soit en mode tomographique.

En mode planaire, l'image correspond à une acquisition sous une incidence unique. C'est donc une projection de la structure examinée. Elle n'explore donc que la partie du corps face au champ de vue du détecteur.

En mode tomographique, on fait tourner les têtes de détection du gamma caméra autour du patient, l'image est ensuite reconstruite à partir des projections prises sous différents angles d'incidence. Les examens seront classés en examens statiques, balayages et dynamiques.

6.1. Acquisitions statiques :

Ces images sont obtenues en faisant un enregistrement d'une zone de l'organisme, le patient et le détecteur étant immobiles pendant la durée de l'examen. L'enregistrement est interrompu au bout d'un temps prédéfini (mode pré-temps) ou après la détection d'un nombre prédéfini de photons (mode précompte). Les acquisitions statiques sont utilisées dans l'étude des distributions stables dans le temps, telles que la scintigraphie pulmonaire (Figure 30), thyroïdienne, etc.



Figure 30. *Imagerie planaire statique : Perfusion pulmonaire*

6.2. Balayage corps entier :

Ce mode est adopté lorsque la surface à explorer est plus grande que le champ de vue de tête de détection (Figure 31). Les acquisitions avec balayage sont obtenues en déplaçant lentement le dispositif de détection par rapport à un patient dans une position fixe ou inversement. Les photons détectés étant affectés aux pixels correspondants suivant le point d'impact et la position du détecteur à l'instant de la détection.

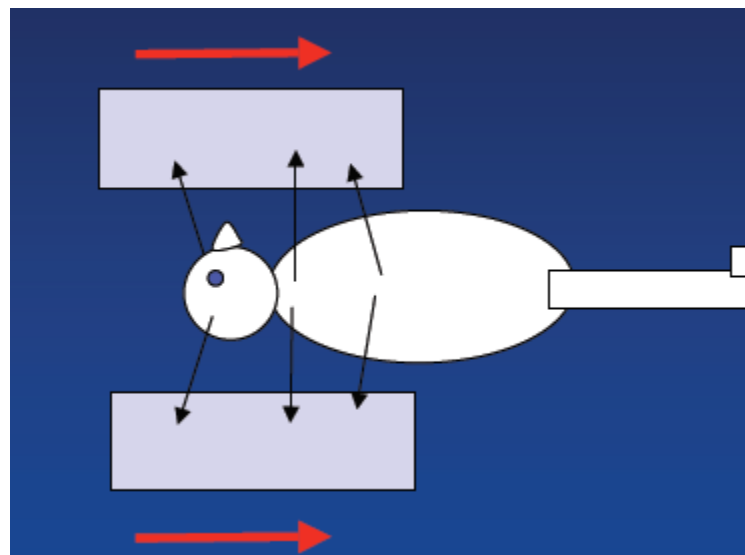


Figure 31. *Balayage corps entier*

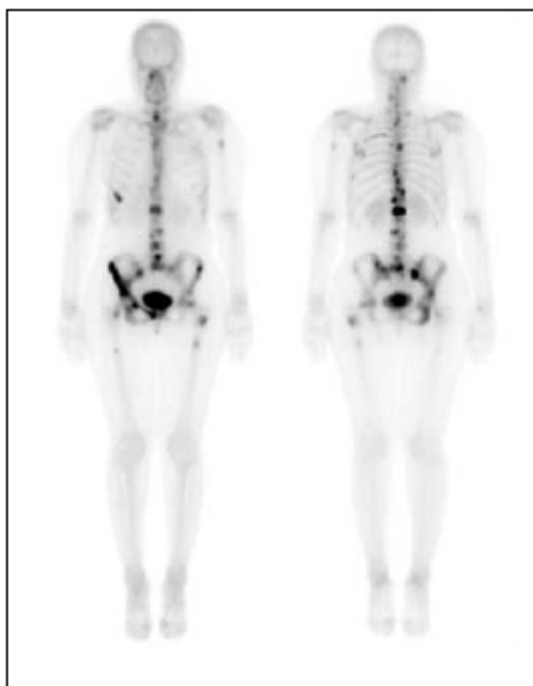


Figure 32. Image balayage corps entier : scintigraphie osseuse ^{99m}Tc -MDP

6.3. Acquisitions dynamiques :

Ce mode permet d'observer un organe en fonction selon la cinétique d'un traceur. Il consiste en la prise d'une série d'images d'une même zone dans le temps (Figure 33).

Ces enregistrements permettent de suivre la cinétique du traceur dans une région donnée dite région d'intérêt (ROI) et d'en déduire des renseignements fonctionnels.

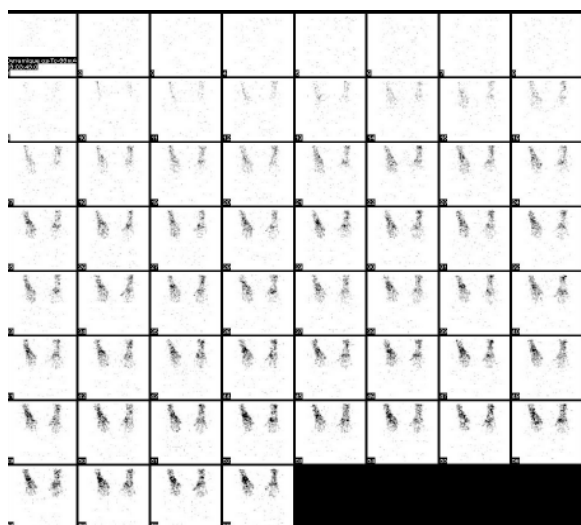


Figure 33. Série d'images d'une même zone en fonction du temps

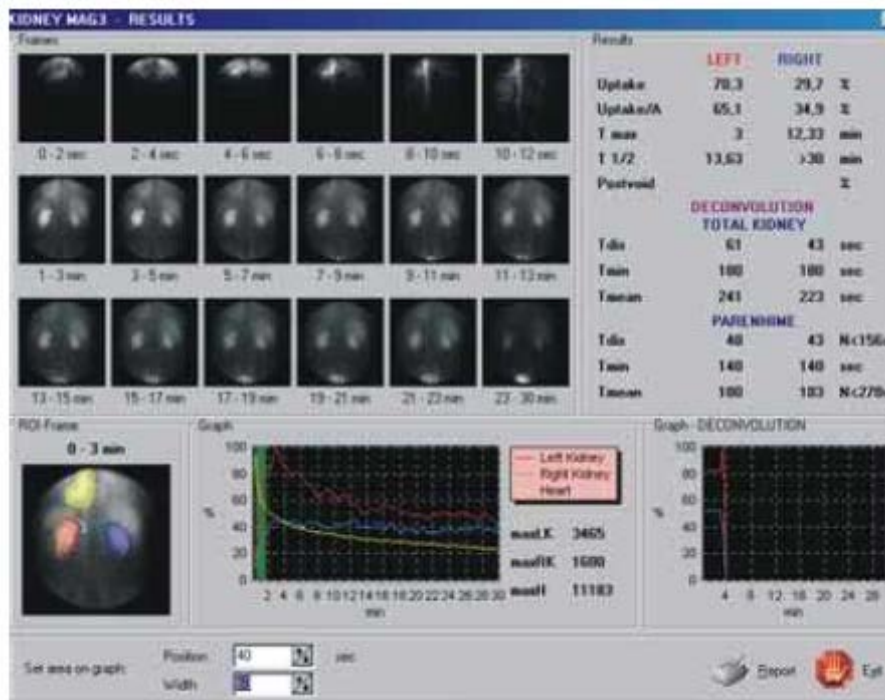


Figure 34. Scintigraphie dynamique de rein greffé. L'acquisition commence dès l'injection du traceur, diurique marqué au ^{99m}Tc , et dure 30 mn. On remarque l'activité croissante puis décroissante du rein qui permet le calcul de la clairance rénale (captation puis excrétion du traceur) et l'activité croissante de la vessie où le traceur excrété s'accumule

6.4. Tomoscintigraphie SPECT (Acquisition et techniques de reconstruction tomographique) :

L'imagerie SPECT ("Single Photon Emission Computed Tomography") est réalisable avec un, deux ou rarement trois détecteurs qui tournent autour du patient et fournissent des acquisitions scintigraphiques sous des incidences multiples. A partir de ces acquisitions, on reconstruit des coupes transversales dans la région explorée selon les techniques numériques de reconstruction.

Par rapport à la scintigraphie planaire, la tomoscintigraphie SPECT a l'avantage de localiser des lésions dans l'espace et de débrouiller le problème des superpositions ; elle est principalement utilisée pour la scintigraphie du myocarde (Figures 35).

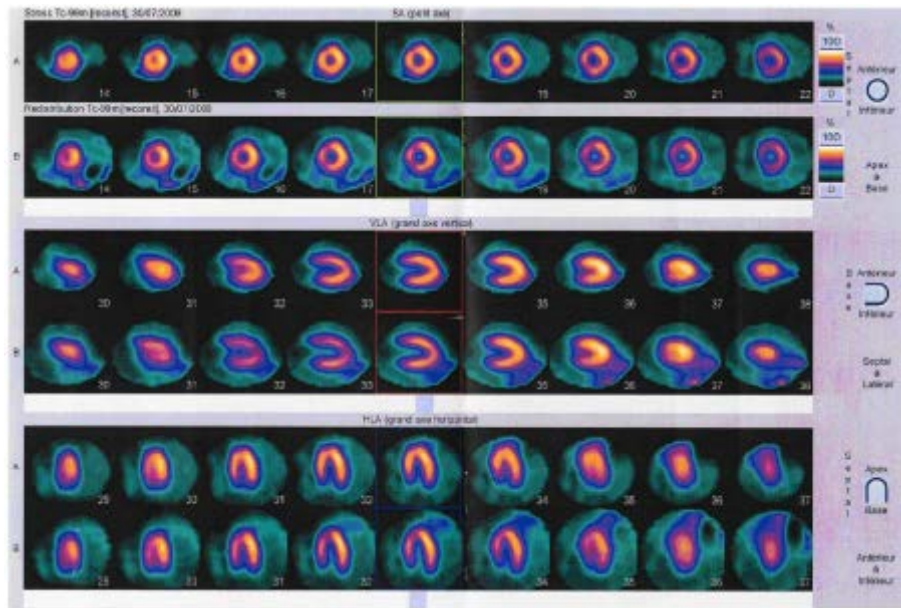


Figure 35. Tomoscintigraphie du myocarde

6.5. Acquisitions dynamiques synchronisée à un signal biologique :

Ce mode est très utilisé en scintigraphie cardiaque. Il permet de fournir des images scintigraphiques sur des intervalles réguliers (en général 16) d'un cycle cardiaque. Vu que le nombre de photons détectés sur un seizième de cycle est trop faible, on utilise l'artifice d'incrémenter sur la même image les photons arrivant pendant le même intervalle mais lors de cycles différents. La détection est synchronisée à un signal ECG.

Le début de chaque cycle est signalé par l'onde R (Figure 36).

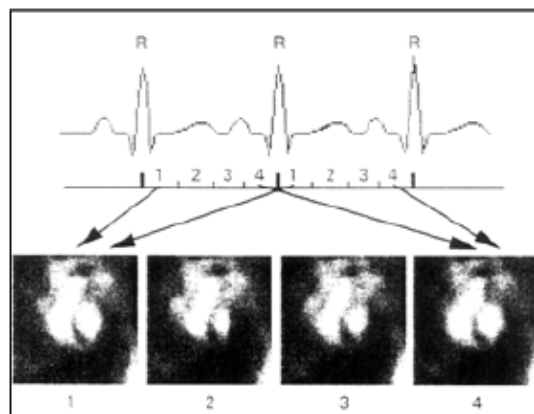


Figure 36. Acquisition synchronisée à l'ECG

Chapitre III :

Le contrôle de qualité

1. Introduction

La précision de l'interprétation des données d'image en médecine nucléaire dépend d'une part d'une profonde compréhension du type d'image et de l'autre des résultats quantitatifs.

Les professionnels de la médecine nucléaire travaillent tous les jours avec une variété d'image médicale, ce pendant ils peuvent parfois passer à côté – par manque d'information ou un manque d'expérience - des possibles détériorations de la qualité d'image, artéfacts. A ce temps-là même si éventuellement ils peuvent détecter que l'image est incorrecte, il est déjà trop tard pour faire une action corrective, par exemple le cas d'une hydratation du Crystal.

Pour éviter cela un contrôle de qualité périodique est nécessaire avec une observation continue de la qualité d'image et des différents paramètres dans une gamma camera.

Plus que la multitude de transformations subies par l'information depuis l'interception des photons gamma, passant par leur transformation en photons lumineux, la conversion de ces photons en signaux électriques, le traitement de ces signaux, la sélection de ceux qui sont utiles et finissant par la reconstruction de l'image, fait que l'information originale est susceptible de subir des distorsions. Pour l'obtention d'images diagnostiquement optimales on est amené à fixer des paramètres de qualité, les évaluer et de les comparer à certaines accréditations.

Le contrôle de qualité comporte plusieurs acquisitions test qui se font selon une période : journalier, Hebdomadaire, par 6 mois et par 12 mois.

2. Contrôle de qualité Journalier :

2.1. Le Pic :

Le spectre d'énergie de l'isotope présente un pic photoélectrique, le détecteur doit avoir une fenêtre de détection ouverte sur le pic d'énergie approprié au nucléide utilisé à cause de la différence d'énergie des nucléides, les gamma cameras modernes ajustent la fenêtre de détection automatiquement avec le pic photoélectrique du spectre d'énergie.

Ce test est fait chaque jour à l'aide d'une source radioactive et l'ajustement auto-pic du system.

2.2. Le bruit de fond :

En l'absence de source radioactive, le détecteur enregistre la présence d'évènement : il peut s'agir de rayonnement ambiants, d'éventuelles contaminations ou d'un bruit dû à une agitation thermique de photomultiplicateurs amplifiée par le système de détection. Le taux de détection en l'absence de source est appelé bruit de fond ou mouvement propre du détecteur ; il devrait être soustrait du taux de détection mesuré en présence de la source [Aurengo et al., 2001].

Pour cela on vide la salle d'examen de toute sources puis on lance la détection pour une durée d'une minute, le taux d'évènement capté ne devrait pas excéder 12000 count, le système enregistre cette valeur pour la soustraire de toute acquisition.

3. Control de qualité hebdomadaire :

En plus des deux tests journaliers le technicien doit performé un autre test d'uniformité.

3.1. Uniformité :

Lorsque le cristal est soumis à un flux uniforme de rayonnement [[gamma]] (source plane homogène nommée "galette" Flood source) l'image produite par un détecteur aussi parfait que possible présente des variations d'intensité répondant à des variations de taux de comptage de +/-10%. A l'absence du fantôme d'uniformité on utilise une source ponctuelle à une distance de 3m pour avoir un flux de rayon gamma qui se diffuse sur tous le détecteur. Des imperfections plus importantes peuvent être dues à un défaut de linéarité spatiale ou à une inégalité de réponse de l'analyse en amplitude en sortie des PM.

Le standard NEMA NU1-2012 à définie la limite d'uniformité intégrale a +/-6%, en Algérie la limite est à +/- 8%.

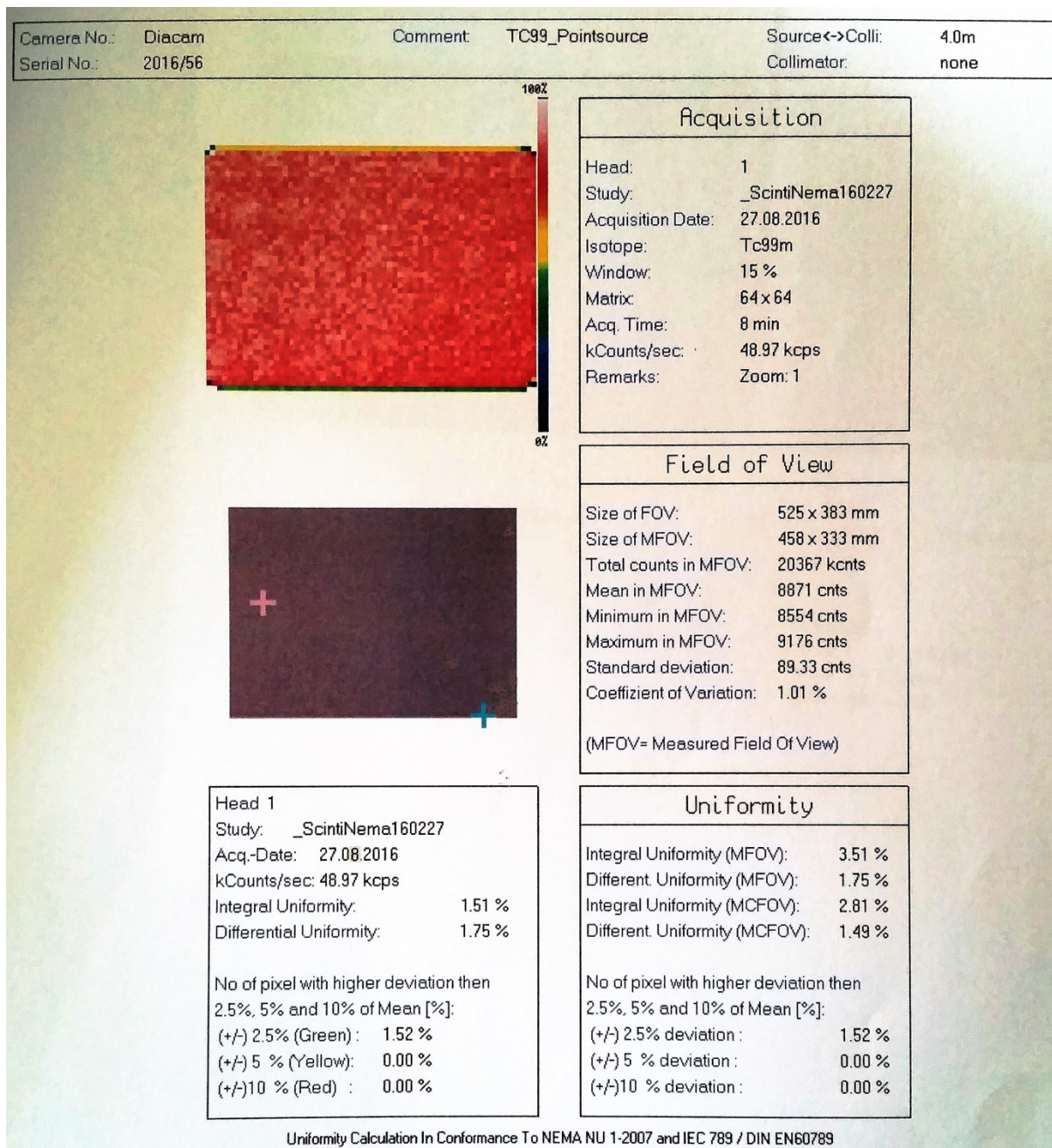


Figure 37. Acquisition uniformité

4. Control de qualité par 6 mois :

Ca comporte les tests de qualité journaliers et hebdomadaires plus quelque autre examens.

4.1. Résolution en énergie :

Pour s'assurer que la fenêtre de détection est bien ouverte sur le pic d'énergie et bien ajusté pour retirer les rayons à énergie $\pm 15\%$ du pic photoélectrique, on réalise 3 acquisitions avec des énergies différentes, la première à 140KeV (cas du Tc99m) la deuxième et la troisième à 130 et 150 KeV. Puis visuellement on analyse la différence entre les trois résultats.

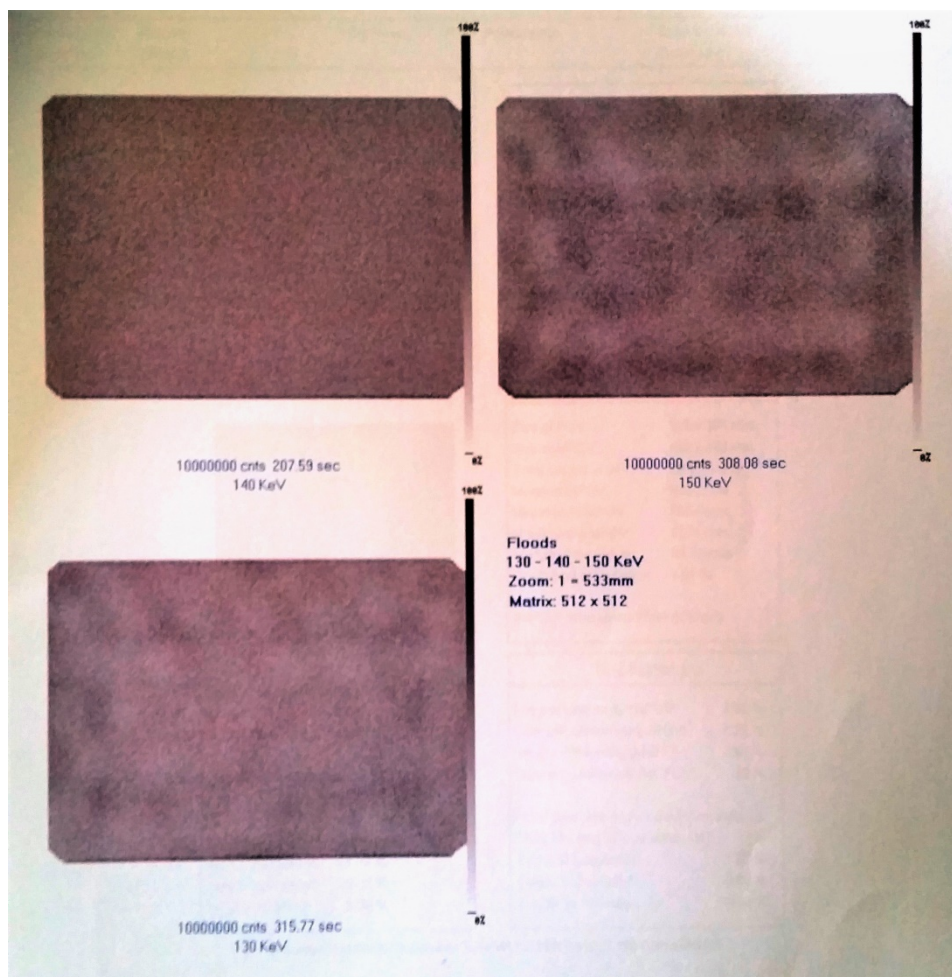


Figure 38. Acquisition flood

4.2. Résolution spatial planaire :

Elle est définie par la distance minimale séparant deux sources radioactives ponctuelles ou linéaires dont le détecteur fournit deux images distinctes. La cause principale de dégradation de la résolution spatiale est la fluctuation statistique de la distribution des photons lumineux entre les PM. Elle est mesurée par la largeur à mi-hauteur de la fonction de dispersion linéique fournie par une source linéaire de largeur 1 mm. Elle est de l'ordre de 3 à 4 mm.

L'acquisition de test pour la résolution spatial se fait à l'aide d'un fantôme de résolution de forme rectangulaire ou circulaire selon la forme du détecteur. Le fantôme contient des lignes en plomb avec différent distance entre eux, premier groupe de ligne à 2.0 mm de différence, 2eme groupe à 2.5mm, 3eme et 4eme à 3.0mm et 3.5mm.

On réalise une acquisition de 10 000 Kcount (10 000 K évènement), Les rayon gamma traverse le fantôme là où il n'y a pas de plomb, L'image donc sera une image de fantôme, l'analyse sera de distinguer les différentes lignes avec différent distance.

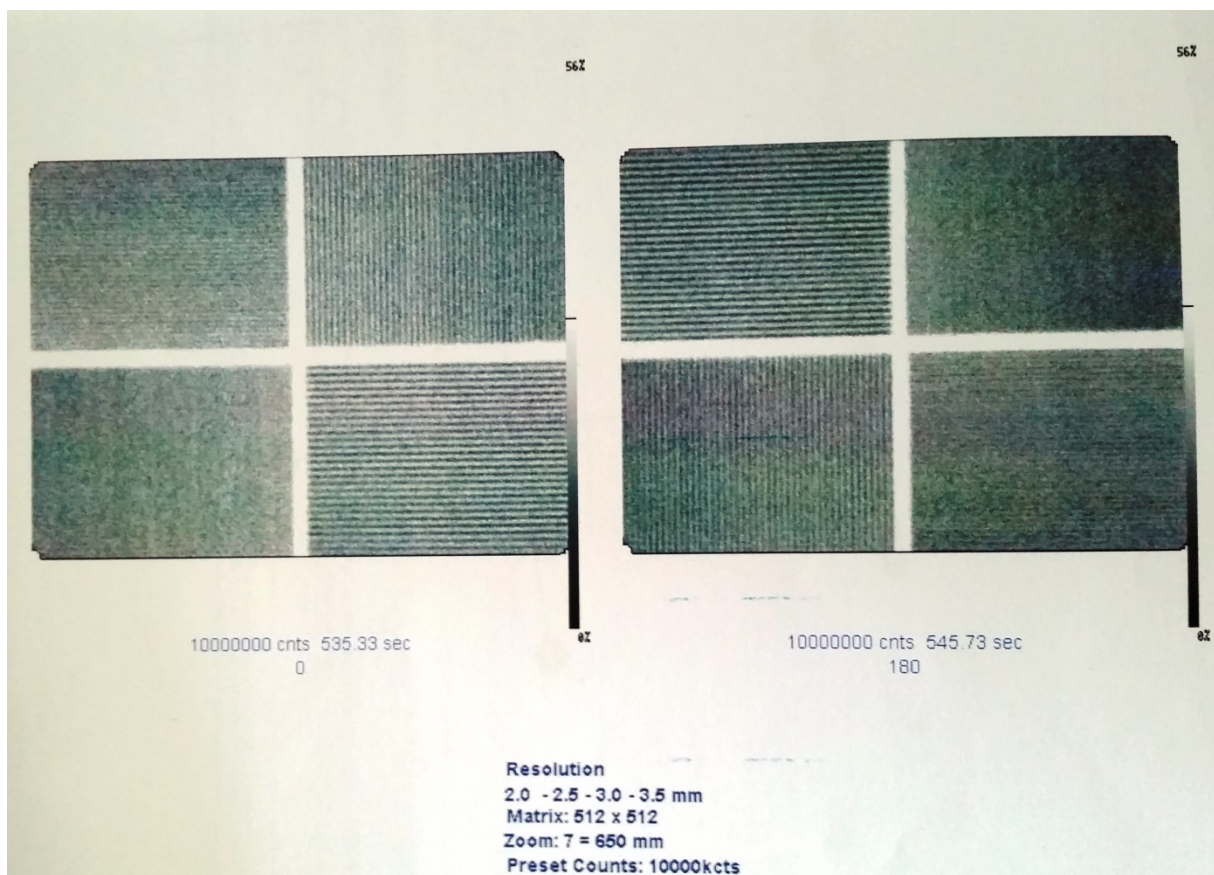


Figure 39. Acquisition de résolution

4.3.Distance corps entier :

Pour s'assurer que pendant une acquisition corps entier (détecteur fixe et table en mouvement), les distances sont pas modifiées on réalise une acquisition on utilisant plusieurs source radioactif sur le lit à 30 cm de distance chacune. Quand l'examen se termine, on mesure les distances sur l'image à l'aide d'un outil soft approprié.

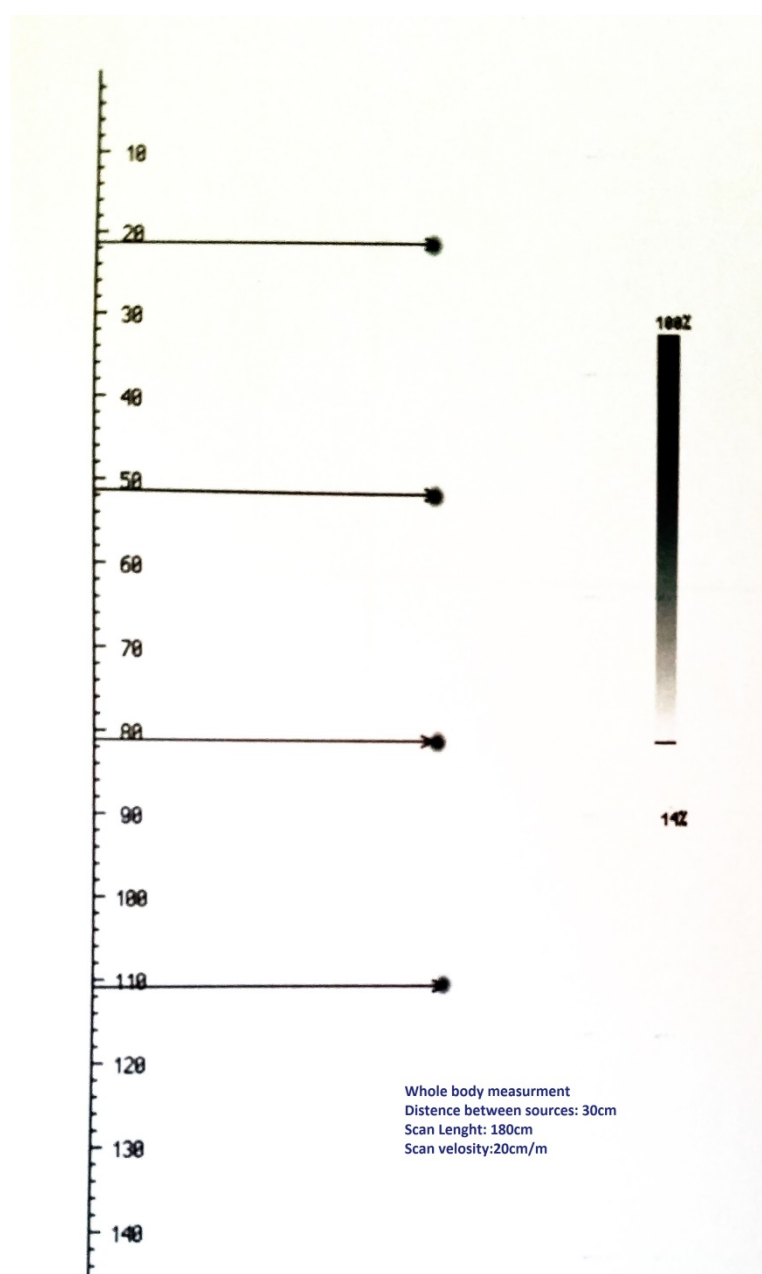


Figure 40. *Acquisition test corps entier*

4.4. Distance taille réel :

L'examen de certain organe nécessite le zoom réel, ça veut dire la reproduction de l'image selon la taille et les dimensions réelles.

On pose 4 sources radioactives avec 10 cm de distance formant un +, à l'aide d'un outil soft on mesure la distance dans l'image résultat.

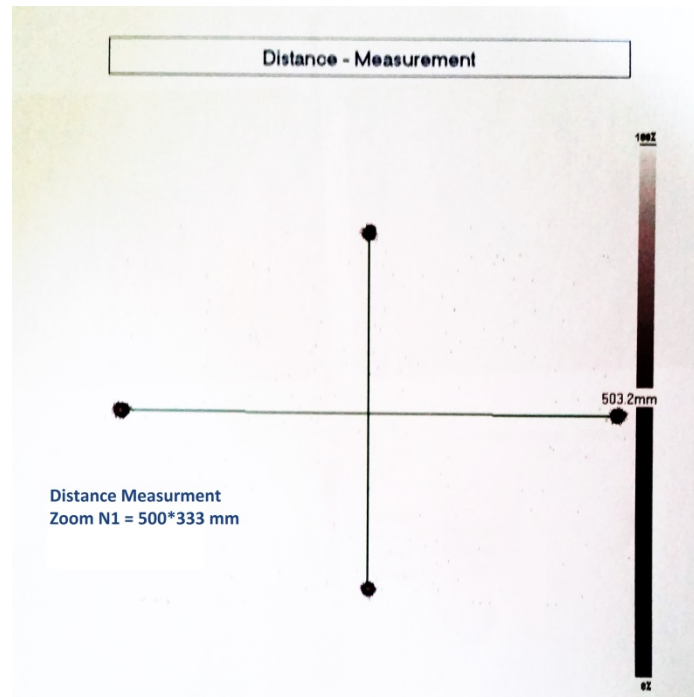


Figure 41. *Acquisition test de dimension*

4.5. Centre de rotation :

Les acquisitions SPECT ont besoin d'avoir un centre de rotation fixe pour que la reconstruction d'image puisse être correcte,

On fixe une source au centre sous le détecteur et on lance une acquisition SPECT, à la fin de la rotation le system calcule et corrige le centre de rotation.

4.6. SPECT Résolution :

Le standard NEMA NU1-2012 a introduit l'utilisation d'un fantôme dédié au test de résolution pour les acquisitions SPECT, le fantôme nommé JAZACK contient des boules de densité différente et de disposition différente, l'analyse du résultat est faite visuellement pour distinguer les différents formes présente à l'intérieur du fantôme

Le fantôme JASZCZAK pour SPECT fournit une information cohérente sur la performance de n'importe quel système SPECT ou PET. Les caractéristiques multiples de performance des systèmes SPECT utilisant une Gamma caméra sont évaluées à partir d'un scan unique du fantôme. Les fantômes SPECT sont disponibles en deux modèles. Le modèle DELUXE est employé pour les caméras à haute définition, tandis que le modèle STANDARD est employé pour les résolutions plus faibles.

Caractéristique du fantôme JASZCZAK :

- Dimensions intérieures du système : 21.6 x 18.6 cm
- Epaisseur de la paroi du cylindre : 3.2 mm
- Volume : 6.75 L
- Volume avec les inserts : 6.1 L
- Hauteur des inserts tiges froides : 8.8 cm
- Hauteur des sphères depuis la plaque de base : 12.7 cm

ECT/DLX/P Fantôme pour SPECT, modèle Deluxe :

Dimension des tiges froides : 4.8 mm, 6.4 mm, 7.9 mm, 9.5 mm, 11.1 mm, 12.7 mm

Diamètres des sphères solides : 9.5 mm, 12.7 mm, 15.9 mm, 19.1 mm, 25.4 mm, 31.8 mm

ECT/STD/P Fantôme pour SPECT, modèle Standard :

Dimension des tiges froides : 6.4 mm, 7.9 mm, 9.5 mm, 11.1 mm, 12.7 mm, 16.0 mm

Diamètres des sphères solides : 12.7 mm, 15.9 mm, 19.1 mm, 25.4 mm, 31.8 mm, 38 mm



Figure 42. *Fantôme JASZCZAK*

5. Control de qualité par 12 mois :

L'ingénieur performe toutes les acquisitions précédemment présenter plus une vérification des valeurs de différence de potentiel dans chaque carte d'alimentation plus la lubrification de toutes les parties mécaniques en mouvement.

Un test pour le soft aussi est nécessaire pour la carte mémoire du system et le répertoire des patients, le system donc se corrige et donne des modifications pour éviter d'éventuels crashes.

Chapitre04 :

Cas pratique (installation de deux gamma-camera MiE DIACAM SCINTRON)

1. Information sur le site :

EPH les Amandiers Chaib Mekla Tizi-Ouzou.

Les service de médecine nucléaire EPH les Amandiers a débuter en 2001 avec une gamma-camera dédié pour le diagnostic de la thyroïde. Pour une mise à niveau et afin de renforcer le parc matériel, le service a demandé deux gamma-camera de type DIACAM SCINTRON qui peuvent réalisés différents type d'acquisition de l'entreprise allemande Medical Imaging Electronics.

2. Caractéristiques de l'appareil :

- La DIACAM est une gamma-camera de médecine nucléaire spécialement conçue pour toutes les acquisitions SPECT (toutes les énergies), corps entier et imagerie planaire
- Elle est dotée d'un détecteur rectangulaire avec un champ de vision de 53.3cm x 40cm, avec 59 tubes photomultiplicateurs haute performances.
- Nouveau cristal (Iodide de sodium) est de dimension : 39.29cm x 29.57cm et de 0.63cm d'épaisseur. Acceptons jusqu'à 400KeV.
- PHS Patient Handling System (table patient) qui support jusqu'à 159Kg de poids et jusqu'à 33.8cm/min de vitesse.
- Une large sélection de collimateur est disponible pour offrir une variété d'option selon l'organe à imager.
- Un chariot pour transporter et conserver les collimateurs.
- La technologie ZLC/DIGITRAC assure automatiquement la stabilité des gains pour les PMT. Ca assure une linéarité spatiale et une stabilité à long terme avec la correction automatique d'énergie et de linéarité. Un câblage léger assure une uniformité optimale.
- Des PMT âgés assurent la manipulation stable et dépendante pour plusieurs années avec le monitoring continue et l'ajustement des gains pour la consistance et les artefacts d'image
- Un temps d'installation réduit
- Un logiciel intuitif avec une interface amicale pour des multiples applications clinique, ce qui induit un temps d'apprentissage réduit
- Une configuration réseau prête à communiquer avec des imprimantes ou des systèmes PACS

- MiE offre une couverture complète pour la maintenance, contrôle qualité, mise à jours et un soutien durant toute la durée de vie de l'appareil avec 10ans de garantie sur la disponibilité des pièces de rechange.

3. Déroulement de l'installation :

Une fois le conteneur arriver sur le site en provenance d'Hambourg (l'entreprise mère), des ingénieurs était sur site avec le représentant légale de la partie client pour l'ouverture des caisses contenant les différentes partie des appareilles, après une demie journée toutes les caisses étaient au sol et on a commencé par ouvrir la caisse contenant la gentry et celle du détecteur pour les assembler comme le montre la figure suivante :



Figure 41. *Gentry et détecteur*

Un system à roue est mis en place sous la gentry pour la faire rentrer dans la salle (poids de la gentry avec détecteur -collimateur en place- est de 1300 Kg).

L'étape suivante est de fixer la gentry au sol avec réglages de niveau (pour éviter les mouvements en cas de tremblement de terre par exemple) selon un plan d'installation fourni par l'entreprise selon les dimensions de la salle.

Après cette tâche, on met en place les cartes électroniques sur la gentry (contrôle de mouvements) et on fait entrer toutes les autres parties (table, console, chariot). La table est soigneusement fixée au sol et la console connectée à la gentry.

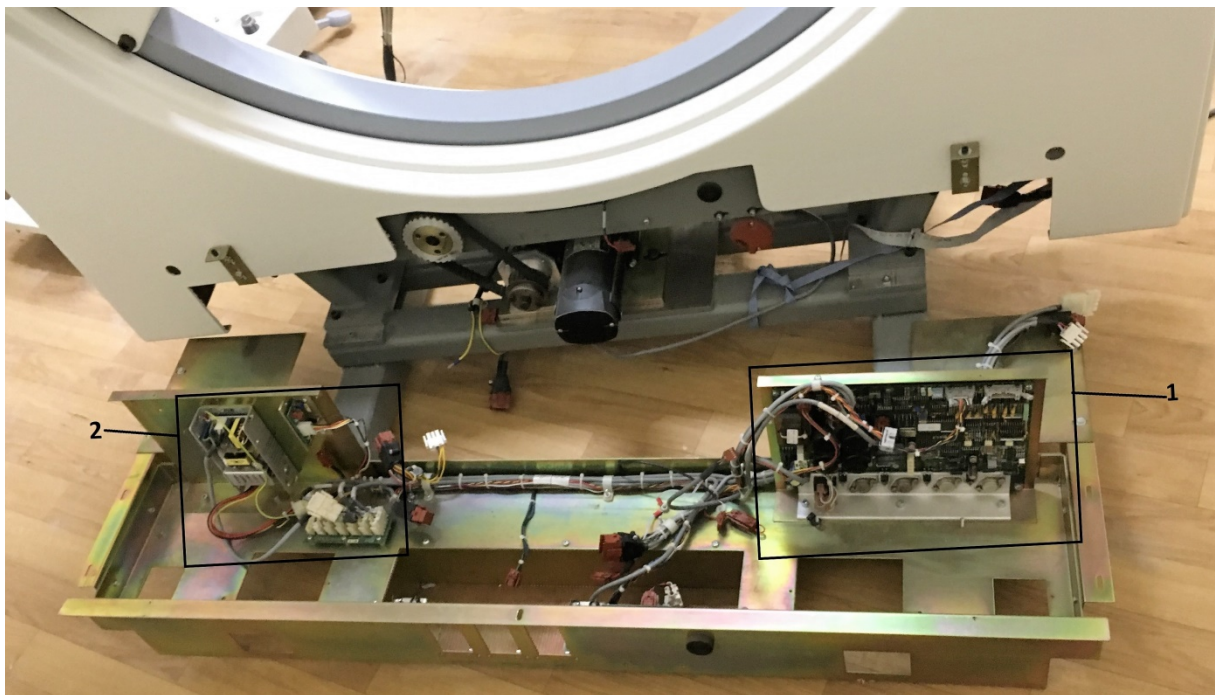


Figure 42. *Gentry (cartes)*

- 1- LMC board : c'est la carte qui contrôle le mouvement de la gentry, rotation du détecteur.
- 2- Power Supply : Petite carte d'alimentation qui alimente les afficheurs sur la gentry.

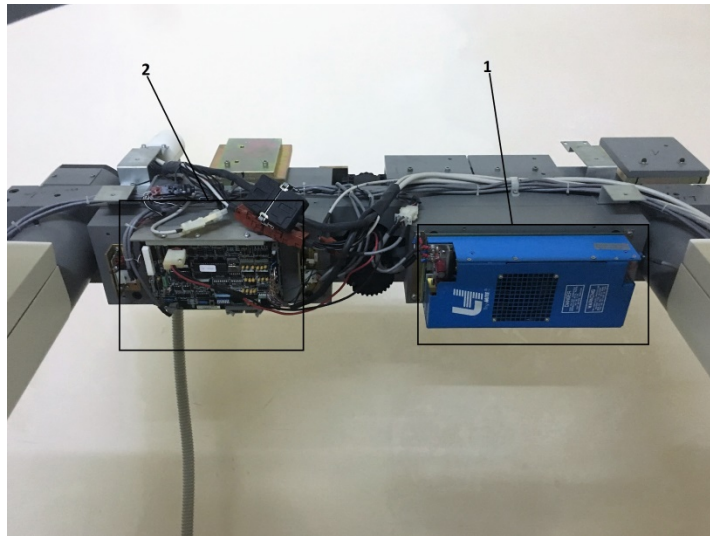


Figure 43. *Contre-pieds de la gentry*

- 1- Power supply : charger de la rotation de la gentry.
- 2- Shift board : son rôle est de reconnaître le type de collimateur, contrôle le mouvement du détecteur et assure le contre poids.

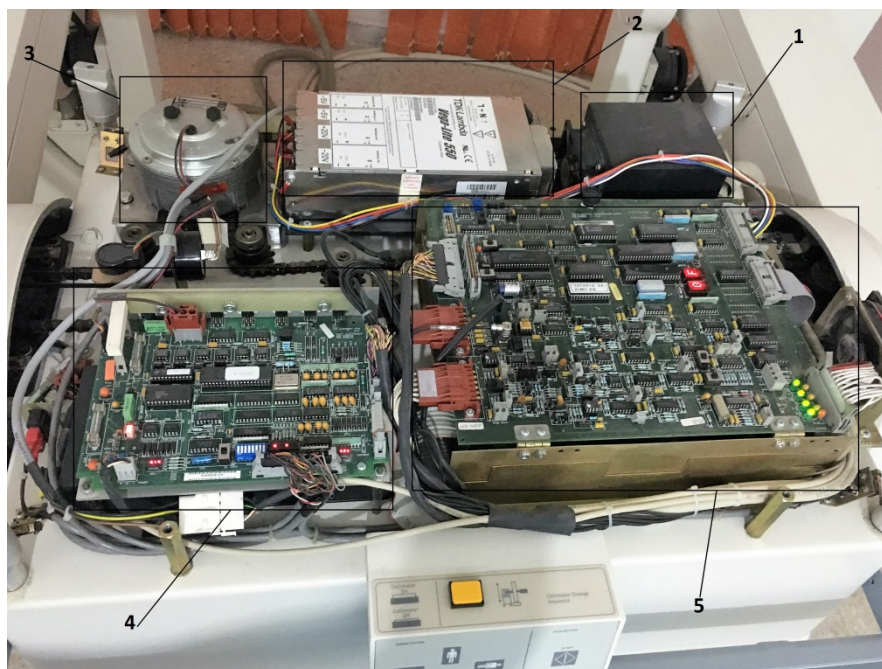


Figure 44. *Composants du détecteur*

- 1- Ventilateur : pour l'aération des cartes.
- 2- Power supply : son rôle est d'alimenter le détecteur.
- 3- Moteur : il assure l'équilibre avec le poids du collimateur pour les deux états avec/sans collimateur (contre poids du détecteur),
- 4- Shift board : son rôle est de reconnaître le type de collimateur, contrôle le mouvement du détecteur et assure le contre poids.
- 5- AIMC board : elle collecte les informations depuis les PMT, réseaux d'amplificateurs.



Figure 45. Un PC performant (processeur i7, 8G RAM, 1TERA Disque dure) pour le traitement des acquisitions

Un PC performant (processeur i7, 8G RAM, 1TERA Disque dure) pour le traitement des acquisitions.

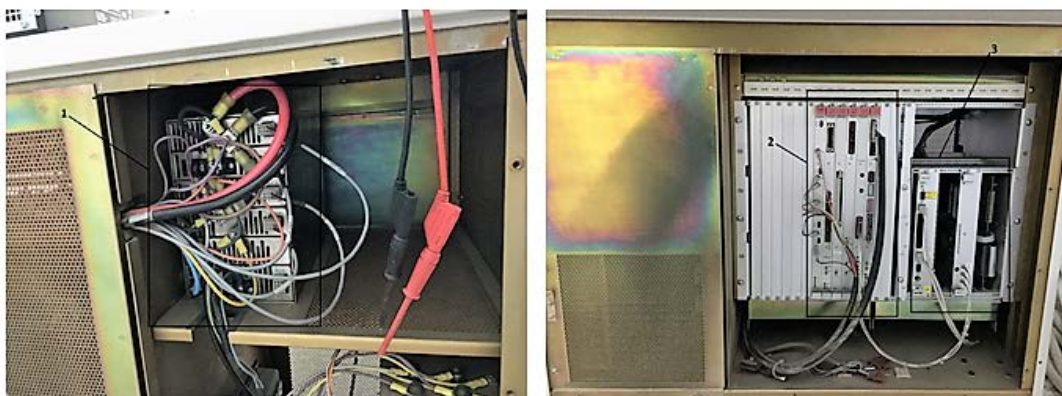


Figure 46. Composants de la console (vue de face/derrière)

- 1- Carte d'alimentation principale : entrée : 120V, sortie : la carte d'alimentation contient 4 modules pour fournir 4 valeurs de tension différentes : +5V, -5V, -2V, +/-15V.

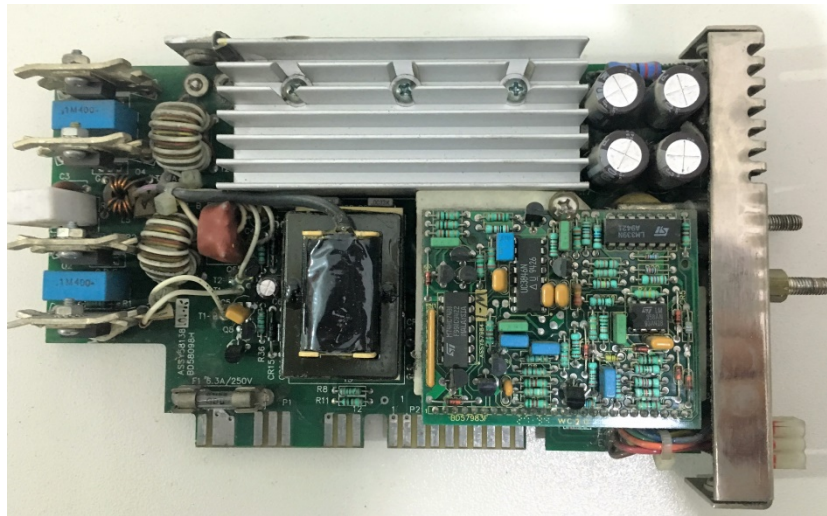


Figure 47. *Un des modules da la carte d'alimentation principale*

- 2- 6 cartes pour contrôler le mouvement l'acquisition et maintient la communication entre le logiciel et la gentry.
- 3- PPC Power PC : Il reçoit les informations de détection du détecteur, il reconstruis l'image puis l'envoie au PC pour le traitement.



Figure 48. *Lit réglable (in/out-up/down)*

Ca mise en place est délicate car elle doit être au même niveau que la gentry pour pouvoir la connecter correctement.

Le lit a la faculté de s'adapter selon l'examen voulue, et cela grâce à sa capacité d'être mobile en profondeur et en hauteur (figure 48).



Figure 49. *Chariot du collimateur*

Un chariot est mis en disposition le changement de collimateurs, le collimateur se pose sur le chariot de manière qu'un capteur magnétique le reconnaisse.



Figure 50. *Le capteur magnétique*

Grace à ce capteur on peut savoir si le collimateur est mis en place de manière correct sur son chariot pour pouvoir ensuite être déconnecter du détecteur.

Conclusion générale & perspectives :

Un examen fonctionnel dans un service de médecine nucléaire nécessite une précision dans le diagnostic car le moindre dysfonctionnement de la machine peut conduire à une mauvaise interprétation ; d'où la nécessité de contrôler régulièrement le dispositif de détection et d'évaluer ses performances. Cependant l'absence de la réglementation dans ce domaine engendre une ambiguïté en ce qui concerne l'organisme responsable de cette tâche. La majorité des services de médecine nucléaire sont dépourvus de matériel de contrôle qualité et de protocole complet décrivant les étapes à suivre, ce qui complique encore le travail de contrôle. Le premier volet de notre travail porte sur les définitions de ce qui est imagerie médicale et médecine nucléaire avec les différents principes physiques utilisés. Le deuxième comporte sur l'explication du principe de fonctionnement et de la détection d'une gamma camera –l'appareil le plus utilisé en médecine nucléaire- et la mise en œuvre du contrôle qualité du fonctionnement de la gamma-caméras : DIACAM SCINTRON (MiE GmbH) en passant par le processus d'installation qu'on a assisté pendant notre stage à l'entreprise MiE GmbH.

Les résultats des tests réalisés sur la gamma-caméra DIACAM SCINTRON montrent que cette dernière est très performante et prête à fonctionner.

Certains contrôles n'ont pas pu être effectués. Néanmoins, nous avons décrit les procédures nécessaires pour les accomplir. A travers ce travail, nous estimons avoir apporté les contributions suivantes :

- Le protocole de contrôle qualité rédigé dans ce manuscrit pourrait être adopté dans les services de médecine nucléaire pour les gamma-caméras existantes tout en prenant en considération les valeurs de références fournies par le constructeur et les normes NEMA.

- L'étude des processus physiques : atténuation et diffusion qui se déroulent au cours d'un examen tomographique à l'aide des logiciels spécialisés dans l'imagerie médicale.

Resume

L'imagerie nucléaire délivre des informations fonctionnelles et métaboliques. La technique la plus utilisée en imagerie nucléaire est la scintigraphie du moment que la scintigraphie est une technique d'imagerie par émission L'interprétation des images scintigraphiques repose sur une analyse morphologique et quantitative des distributions de l'activité nucléaire sur l'image.

Le protocole de CQ qualité rédigé dans ce manuscrit pourrait être adopté dans les services de médecine nucléaire pour les gamma-caméras existantes tout en prenant en considération les valeurs de références fournies par le constructeur et les normes NEMA

La majorité des services de médecine nucléaire sont dépourvus de matériel de contrôle qualité car, un examen fonctionnel dans un service de médecine nucléaire nécessite une précision dans le diagnostic car le moindre dysfonctionnement de la machine peut conduire à une mauvaise interprétation ; d'où la nécessité de contrôler régulièrement le dispositif de détection et d'évaluer ses performances

NEMA: National Electrical Manufacturers Association

CQ : Contrôle de qualité