



جامعة أبو بكر بلقايد - تلمسان

Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen

Faculté de Technologie

Département de Génie Biomédical

**MEMOIRE DE PROJET DE FIN D'ETUDES**

Pour l'obtention du Diplôme de

**MASTER en GENIE BIOMEDICAL**

**Spécialité : Instrumentation Biomédicale**

Présenté par : Labidine Feyrouz et Lairedj Mebarka

---

**ETUDE ET REALISATION D'UN DETECTEUR  
DE RAYONS GAMMA**

---

Soutenu le 03 juillet 2019 devant le Jury

M. SOULIMANE S.	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Président
Mme BENDELHOUM T.	<i>MCB</i>	Université de Tlemcen	Examineur
M. KERAI S.	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen	Encadreur
Dr MEDJAHDI A	<i>MCA</i>	Université de Tlemcen CHU Tlemcen	Invité
M. BENREZKALLAH A	<i>LRSO</i>	BP	Invité

Année universitaire 2018-2019

# *Dédicaces :*

## ***Dédicace 1 :***

*Je dédie ce modeste travail:*

*A Mes parents :*

*Ma mère, mon inspiration, mon soutien, ma confidente, ma force, mon espoir, ma positivité. Pour tous les sacrifices consentis et ses précieux conseils, ses prières tout au long de mes études, pour toute son assistance et sa présence dans ma vie, reçois à travers ce modeste travail l'expression de mes sentiments et de mon éternelle gratitude.*

*Mon père, qui a m'écouter, me conseiller, apaiser mes craintes dans les moments de doute, me donner le sourire dans les moments de peine; Merci pour les valeurs nobles, l'éducation et le soutien permanent venu de toi.*

*Que dieu leur procure bonne santé et longue vie*

*A mes amies et plus particulièrement la personne avec laquelle je fais ce projet Labidine Feyrouz, et mes chères Ghenemi Souhila, Hadjout Asma Assia, Fekir Sabiha, Ben fedel Rachida.*

*Lairedj Mebarka*

## ***Dédicace 2 :***

*C'est avec un grand plaisir que je dédie ce travail à:*

*A mes chers parents, qui sont la cause de mon existence dans cette vie, pour leur soutien, leur patience et leur amour qui m'ont donné la force pour continuer mes études.*

*A Lairedj Mebarka, la personne avec laquelle je fais ce projet, le fait de marcher tous les deux en parallèle a été essentiel pour le bon déroulement de ce projet, j'ai beaucoup apprécié toute son aide et ses discussions.*

*A tous ceux qui m'ont soutenu pendant toute la durée de mes études, et plus particulièrement :  
Ma chère cousine Labidine Wafaa, mes chers amis Hadjout Asma Assia, Ghennami Souhila  
Fekir Sabiha, Ben fedel Rachida, Ahmed Chaouch Seif Eddine, Si Ali Bilal.*

*Labidine Feyrouz*

# Remerciements :

En préambule à ce mémoire nous remercions ALLAH qui nous a aidé et qui nous a donné la patience et le courage durant ces longues années d'étude.

Nous souhaitons adresser nos remerciements les plus sincères aux personnes qui nous ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de ce mémoire ainsi qu'à la réussite de cette formidable année universitaire.

Nous tenons à exprimer nos vifs remerciements à notre encadreur, Monsieur KERAI Salim, qui nous a dirigé durant ce travail. Nous lui sommes reconnaissantes pour ses encouragements, son enthousiasme, sa confiance, sa compétence et sa rigueur scientifique.

Nous remercions les membres du jury qui ont accepté de juger notre travail :

- Monsieur SOULIMANE S. qui nous a fait l'honneur de présider le jury de notre soutenance ;
- Madame BENDELHOUM T. qui nous a fait l'honneur d'examiner notre PFE.

Nos vifs remerciements au Dr MEDJAHDI A. Chef service de médecine nucléaire du CHU de Tlemcen pour son aide et son accueil ainsi Monsieur BENSANE Physicien qui nous a expliqué le fonctionnement des différents équipements et dispositifs dans ce service.

Nous remercions Monsieur BENREZKALLAH Abdelnacer LRSO (Local Radiation Safety Officer ) de l'intérêt qu'il a porté à notre travail et ses conseils précieux.

Nous tenons aussi à remercier Monsieur HAMOUDI Yousef, pour son professionnalisme et sa disponibilité et son aide technique.

Nous n'oublions pas nos PARENTS pour leur contribution, leur soutien et leur patience.

Enfin, nous adressons nos plus sincères remerciements à tous nos proches et amis, qui nous ont toujours encouragés au cours de la réalisation de ce mémoire.

Merci à tous et à toutes.

# Sommaire :

Introduction générale.....	1
----------------------------	---

## Chapitre I : la médecine nucléaire

I.1 Introduction .....	3
I.2 La médecine nucléaire pour quoi faire ?.....	3
I.2.1.Les actes diagnostiques «IN VITRO» .....	3
I.2.2.Les actes diagnostiques «IN VIVO» .....	4
I.2.3.Les actes thérapeutiques .....	4
I.3 Les radiopharmaceutiques .....	4
I.4 Les radionucléides .....	5
I.5 Un peu d'histoire .....	6
I.6 Etat de l'art de la médecine nucléaire .....	8
I.7 Quelques notions sur les rayonnements .....	12
I.8 Conclusion .....	16

## Chapitre II : Les équipements de la médecine nucléaire

II.1 Introduction .....	17
II.2 La tomographie d'émission monophotonique SPECT .....	17
II.2 .1 Le dispositif de détection .....	17
II.2.2. Les performances d'une gamma-caméra .....	21
II.2.3 L'appareil hybride SPECT/CT .....	21
II.3 Tomographie par émission de positons .....	22
II.4 La scintigraphie .....	24
II.5 Cyclotron .....	28
II.6. Activimètre .....	30
II.7 Conclusion .....	30

## Chapitre III : Contrôle qualité en médecine nucléaire

III.1 Introduction .....	31
III.2 Contexte normatif et réglementation .....	31
III.3 Contrôles Qualité .....	32
III.3.1 Quels équipements ?.....	32

III.3.2 Pourquoi le QC des TEMP, TEMP - TDM, TEP, TEP - TDM .....	32
III.3.3 Pourquoi le CQ de l'Activimètre .....	32
III.4. Procédures de Contrôle de qualité .....	33
III.4.1 Le contrôle qualité du SPECT .....	33
i. Les types de contrôles qualité .....	33
ii. Contrôle qualité de gamma caméra .....	33
III.4.2 Les contrôles effectués pour le SPECT/CT .....	40
III.4.3 Contrôle qualité de TEP .....	40
III.4.4 Contrôle qualité de TEP/TDM .....	44
III.4.5 Contrôle qualité de l'activimètre .....	45
III.5 Conclusion .....	47

## **Chapitre IV : Conception et réalisation du dispositif**

IV.1 Introduction .....	48
IV.2 Mesures des rayons $\gamma$ .....	48
IV.3 Caractéristiques du détecteur utilisé.....	49
IV.3.1 Détecteurs de rayonnement gamma .....	49
IV.3.2 Description du compteur Geiger Muller .....	49
IV.3.3 Principe de fonctionnement .....	50
IV.4 Conception du dispositif .....	50
IV.4.1 Schéma bloc d'un compteur Geiger-Muller GM.....	50
IV.4.2 Conditionnement du détecteur .....	51
IV.4.3 Mise en forme et détection lumineux et sonore.....	52
IV.4.4 Pompes de courant .....	54
IV.4.5 Mesure de débit de dose .....	55
IV.5 Réalisation et test du Dispositif .....	58
IV.5.1 Circuit détecteur avec le circuit de conditionnement .....	58
IV.5.2 Circuits réalisés .....	59
IV.5.3 Résultat et test .....	61
IV.6 conclusion .....	66
conclusion générale.....	67

# Liste des figures :

Figure II. 1: Schéma de principe d'une gamma caméra digitale .....	18
Figure II. 2: Caméras multi-têtes (a : double-tête ; b : triple-tête).....	18
Figure II. 3: Un schéma descriptif d'un collimateur à section hexagonale. ....	19
Figure II. 4: Les différents types de collimateurs. ....	19
Figure II. 5: Un tube photomultiplicateur ou PM.....	20
Figure II. 6: L'appareil hybride SPECT/CT.....	22
Figure II. 7: Principe du PET.....	23
Figure II. 8: Différents types de coïncidences. Seules les coïncidences vraies non diffusées permettent une localisation correcte de l'annihilation du positon.....	23
Figure II. 9: L'appareil TEP/CT .....	24
Figure II. 10 : Scintigraphie thyroïdienne .....	25
Figure II. 11: un balayage «corps entier» obtenu en déplaçant la gamma-caméra à vitesse constante dans le cas d'une scintigraphie osseuse.....	26
Figure II. 12: Scintigraphie rénale dynamique .....	26
Figure II. 13 : Mode d'acquisition synchronisé. ....	27
Figure II. 14 : a) Profil obtenu avec une gamma-caméra b) Orientation des coupes reconstruites .....	28
Figure II. 15: Cyclotron.....	28
Figure II. 16: parties composant le cyclotron. ....	29
Figure II. 17: Modèles d'activimètre.....	30
Figure III. 1: Cycle de vie des dispositifs médicaux. ....	32
Figure III. 2: Comparaison de la position déterminée pour les deux détecteurs .....	34
Figure III. 3: Galette de Co-57 .....	35
Figure III. 4: Galette de Co-57 placée sur le détecteur.....	36
Figure IV. 1 Compteur Geiger Muller.....	50

Figure IV.2 brochage du circuit intégré NE 555.....	51
Figure IV. 3 Alimentation HT du tube GM.....	52
Figure IV. 4 Le circuit de mise en forme avec détection lumineux et sonore.....	53
Figure IV. 5 Circuit des pompes de courant.....	54
Figure IV. 6 Réalisation de l'afficheur LCD avec l'Arduino sur Isis.....	55
Figure IV. 7 Test l'afficheur LCD avec l'Arduino.....	57
Figure IV. 8 Circuit de conditionnement du tube GM.....	58
Figure IV. 9 Tube GM J305 .....	58
Figure IV. 10 Circuit de mise en forme avec différentes signalisations.....	59
Figure IV. 11 Circuit imprimé de mise en forme .....	59
Figure IV. 12 Réalisation de l'afficheur LCD avec l'arduino sur ARES.....	60
Figure IV. 13 Test de circuit GM avec GBF et Alimentation .....	60
Figure IV. 14 Test de dispositif .....	61
Figure IV. 15 Mesure de cpm et de DDD pour plusieurs fréquences.....	63
Figure IV. 16 Scintigraphie SPECT/CT GE.....	64
Figure IV. 17 Générateur des radioactifs et l'Activimètre (unité en Curie).....	64
Figure IV. 18 Radiamètre mesurant le DDD (unité en $\mu\text{Sv/h}$ ).....	65
Figure IV. 19 Test du tube J305 au service de Médecine nucléaire .....	65

## **Liste des tableaux :**

Tableau I. 1 : quelques-uns des principaux radionucléides utilisés dans diverses explorations en médecine nucléaire .....	15
Tableau IV. 1 Comparaison des résultats .....	63

# Abréviation :

SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
PET	Positron Emission Tomography
SPECT-CT	Single Photon Emission Computed Tomography – Computed Tomography
PET-CT	Positron Emission Tomography – Computed Tomography
FDA	Food and Drug Administration
FDG	Fludeoxyglucose
CZT	Cadmium Zinc Telluride
TOF	Time Of Flight
RSNA	Radiological Society of North America
GM	Geiger Muller
PM	Photomultiplicateur
LDR	Ligne de réponse
CQ	Contrôle Qualité
ISO	Organisme international de normalisation
DM	Dispositif Médical
CE	Certification Européenne
SMQ	système de management de la qualité
NEMA	National Electrical Manufactures Association
ICE	International Electrotechnic Commission
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
FOV	Field Of View
UFOV	Useful Field Of View
CFOV	Central Field Of View
LMH	Largeur à Mi-Hauteur
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
NECR	Noise Equivalent Count Rate
SUV	Standard Uptake Value
OMS	Organisation Mondiale de la Santé
IAEA	International Atomic Energy Agency
SFPH	Société Française des Physiciens d'Hôpital
AIEA	agence internationale d'énergie atomique
EURATOM	La communauté européenne de l'énergie atomique
CIPR	comission internationale de protection radiologique
COMENA	commissariat à l'énergie atomique
ALARA	As Low As Reasonably Achievable(aussi basse que raisonnable possible)
PCR	Personne Compétente en Radioprotection
DDD	Débit De Dose

# Introduction générale :

La médecine nucléaire est une spécialité qui utilise les éléments radioactifs pour des fins de diagnostic en imagerie médicale appelée Scintigraphie ou pour des fins de traitement des cancers appelée radiothérapie métabolique.

Dans les deux cas, une substance contenant un isotope radioactif ou radionucléide est administrée au patient. Celle-ci se dirige vers un tissu biologique ou un organe qu'elle reconnaît sélectivement. Le substrat ou vecteur organique ou biologique auquel est greffé ce radionucléide est conçu de telle façon qu'il favorise une concentration de ce radionucléide sur le tissu ou l'organe ciblé. La radioactivité émise par ce radionucléide sera alors mise à profit soit pour visualiser sa localisation (diagnostic), soit pour initier la détérioration des cellules environnantes (thérapie)

Pour la scintigraphie, on utilise la capacité d'un élément radioactif à se fixer sur des cellules du corps d'où ils émettront des rayonnements qui pourront être détectés. La scintigraphie est une imagerie fonctionnelle. Plutôt qu'une juste information anatomique, la médecine nucléaire produit des images qui informent sur la physiologie donc la fonction. C'est ce qui constitue l'intérêt de la cette spécialité.

Il existe deux modalités de scintigraphie : la première est la tomographie d'émission monophotonique ou SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) dans laquelle le radiotraceur émet des photons de type gamma qui sont détectés par une gamma-caméra. La deuxième est la tomographie par émission de positons ou PET (Positron Emission Tomography) dans laquelle le radiotraceur émet des positons qui, suite à leur annihilation avec des électrons de notre corps, donnent lieu à une paire de photons émis en coïncidence et détectés sur une couronne de cristaux scintillants.

Les images reconstruites dépendent des performances des détecteurs et des dispositifs utilisés qui peuvent se dégrader au cours du temps engendrant ainsi des distorsions au niveau de la formation de l'image. Il est alors important de mettre en œuvre un programme de contrôle qualité régulier permettant de suivre périodiquement l'évolution de l'état des dispositifs médicaux SPECT et PET du service de médecine nucléaire.

Afin d'éviter et réduire les risques liés aux rayonnements ionisants des éléments radioactifs sur le personnel et les patients dans le service de médecine nucléaire, un programme de radioprotection doit être suivi par une Personne Compétente en Radioprotection (PCR) et qui repose sur le principe général de la précaution ALARA (As Low As Reasonably Achievable). La radioprotection s'appuie sur trois grands principes : justification, optimisation et limitation des doses de rayonnements. Pour appliquer ces principes, la radioprotection met en œuvre des moyens réglementaires et techniques spécifiquement adaptés à trois catégories de population : le public, les patients et les travailleurs.

Plusieurs organismes internationaux sont chargés par la réglementation relative à la radioprotection : AIEA, CIPR, EURATOM. A l'échelle nationale, les procédures techniques et organisationnelles mises en œuvre pour respecter ce principe font l'objet de contrôles de la part des autorités publiques dont le ministère de la santé et la COMENA. Différents appareils de mesure sont utilisés pour le suivi de la radioprotection : les activimètre pour la mesure de la radioactivité (Curie) et les radiamètres pour la mesure de débit de dose ( $\mu\text{Sv/h}$ ).

Pour toutes ces raisons de qualité de soin et de radioprotection, les dispositifs médicaux et les appareils de mesure sont concernés par l'obligation de maintenance et de contrôle de qualité obéissant aux normes internationales établies par plusieurs organismes : ISO, IEC, AIEA, CIPR, EURATOM, COMENA, réglementation nationale de chaque pays et des fiches établies par les sociétés savantes.

# Introduction générale

---

L'objectif de ce projet de fin d'études est d'une part l'étude des différents équipements utilisés dans les services de médecine nucléaire et la réalisation d'un dispositif de mesure de débit de dose du rayonnement gamma à base d'un compteur Geiger d'autre part.

Ce mémoire est organisé en quatre chapitres. Le premier est consacré aux définitions de base relatives à la radioactivité et ces différentes applications dans la médecine nucléaire. Dans le deuxième chapitre, nous décrivons l'ensemble des dispositifs utilisés dans cette spécialité qui sont les SPECT/CT, PET/CT et les activimètres. Les procédures de contrôle de qualité de ces dispositifs et tous les aspects normatifs sont décrits dans le troisième chapitre.

Dans le dernier chapitre, nous détaillons les étapes de conception et de réalisation du dispositif de mesure de débit de dose avec tous les tests et les résultats obtenus. Notre dispositif comporte trois blocs électroniques : Le détecteur et son circuit de conditionnement, le circuit de mise en forme et la partie mesure et affichage lumineux avec une indication sonore.

### Chapitre I : la médecine nucléaire

#### I.1 Introduction :

Le terme « médecine nucléaire » regroupe les utilisations biologiques et médicales des radioéléments artificiels en sources non scellées. Le champ de ce domaine recouvre trois activités distinctes : les explorations par imagerie fonctionnelle (scintigraphie), la thérapie métabolique et l'activité de dosage biologique (dosage radio-immunologique). En imagerie, la médecine nucléaire est également complémentaire des autres techniques qui utilisent des radioéléments ionisants (radiologie, scanographie...) ou non ionisants (échographie, imagerie par résonance magnétique nucléaire..).

Les applications de la médecine nucléaire sont très diverses et se sont développées depuis les années 1950. Elles reposent sur la possibilité de détecter avec une très grande sensibilité les rayonnements émis par les atomes radioactifs, des isotopes choisis pour leurs propriétés métaboliques et/ou physiopathologiques.

En effet, le radioélément est introduit par voie veineuse (le plus souvent) dans l'organisme d'un patient. Le produit seul ou associé à un vecteur à tropisme prédéterminé pour un organe ou une pathologie, est suivi par détection externe et donne la possibilité d'enregistrer sa distribution, sa concentration et son élimination, par un système de détection approprié, nommé «gamma-caméra». [1]

Dans ce chapitre, nous rappelons les différents domaines d'utilisation de la médecine nucléaire, l'état de l'art et la radioactivité.

#### I.2 La médecine nucléaire pour quoi faire ?

Après une cinquantaine d'années d'expérience et de pratique, la médecine nucléaire a atteint un tournant de son histoire. Les nouvelles modalités d'imagerie apparues sur le marché en ce début de siècle et les nouvelles molécules et techniques thérapeutiques associées au nucléaire, laissent entrevoir des perspectives encourageantes qui fascinent les spécialistes des autres disciplines médicales, et plus particulièrement les oncologues, les hématologues, les cardiologues et les neurologues.

Les médecins ont toutes les compétences nécessaires pour décider quel sera le traitement le plus approprié pour une pathologie précise et un patient donné.

Au niveau thérapeutique, la médecine nucléaire se limite souvent aux cas difficiles et à une mise en œuvre en dernier ressort. En échec répétitif de chimiothérapie ou de radiothérapie, les médecins envisagent, dans certains cas uniquement, la mise en œuvre de substances de radiothérapie métabolique. On oublie un peu trop vite que le traitement des cancers de la thyroïde ne se conçoit plus sans l'utilisation l'Iode 131. Plus de 90% des cancers de ce type sont traités avec succès de façon définitive et irréversible par cette méthode, et ce depuis plus de cinquante ans. Mais il est vrai, qu'il s'agit dans ce domaine, du seul réel succès qui n'a pas pu être reproduit sur d'autres cancers jusque vers la fin des années 1990.

Jusqu'à présent, le rôle de la médecine nucléaire a donc essentiellement été dédié à une aide au diagnostic au travers de toutes les méthodes de scintigraphies développées à ce jour. [2]

##### I.2.1. Les actes diagnostiques «IN VITRO» :

Ces actes sont fondés sur l'utilisation de réactifs marqués, ils ne nécessitent pas l'administration d'un radiopharmaceutique au malade. Les techniques radio-immunologiques permettent de doser facilement de nombreuses substances d'intérêt biologique (hormones, vitamines, enzymes, médicaments, antigènes tumoraux) qui ne peuvent pas être par les techniques conventionnelles, en raison de la complexité de leur structure ou de la faiblesse de leur teneur dans les milieux biologiques. [1]

### I.2.2. Les actes diagnostiques «IN VIVO» :

Ces actes nécessitent l'administration au patient d'un radiopharmaceutique.

Ces diagnostics permettent de déterminer, par comptages externes, la fraction de l'activité administrée fixée par un organe, la radioactivité d'échantillons biologiques (sang, urines, selles, ...), de mesurer différents paramètres (volume sanguin, durée de vie des hématies, ...), d'étudier grâce aux techniques gammagraphiques et tomoscintigraphiques, la distribution dans l'organisme du radiopharmaceutique administré. Celui-ci peut, soit, transiter simplement dans l'organisme, soit, se fixer dans un organe [3]. Le principal intérêt des techniques scintigraphiques n'est pas de donner des informations morphologiques, qui sont d'une qualité en général inférieure à celles fournies par les autres techniques d'imagerie (radiologie conventionnelle, tomodensitométrie, échographie, imagerie par résonance magnétique), mais des renseignements sur la valeur fonctionnelle d'un organe, la présence de lésions tumorales ou inflammatoires.

### I.2.3. Les actes thérapeutiques :

Ils font appel à des isotopes qui sont essentiellement émetteurs de particules bêta moins ( $\beta^-$ ) assez énergétiques pour traiter ou pallier à certains cancers mais qui sont également utilisés dans des pathologies non cancéreuses comme l'hyperthyroïdie (exp. l'iode 131) [1].

#### ➤ La radioactivité au service du diagnostic et des thérapies :

Grâce à l'utilisation de radio-isotopes en médecine et à un matériel de détection approprié, de nombreuses explorations du fonctionnement de nos organes ont été rendues possibles. Ces techniques de visualisation des fonctions du corps humain ont permis de mieux connaître le vivant et de mieux le soigner. Elles ont mis à la disposition des biologistes et des médecins nucléaires des outils de diagnostic extraordinaires que ne pouvaient pas fournir les techniques de radiologie.

Pour le diagnostic, grâce à l'injection du traceur radioactif in vivo, le médecin nucléaire peut accéder à une imagerie fonctionnelle et métabolique permettant la détection de lésions profondes, la surveillance de leur évolution ainsi que le guidage précis du geste chirurgical si nécessaire. Deux techniques existent : la **scintigraphie gamma** et la **tomographie à émission de positons**.

Dans le domaine de la thérapie, le produit radioactif permet de détruire les cellules cancéreuses en introduisant des doses élevées de rayonnements. Grâce à l'injection ciblée de médicaments radiopharmaceutiques, il est possible de traiter, par exemple certains cancers comme l'hyperthyroïdie et la synovite. Ils sont également utilisés pour le traitement palliatif de la douleur liée aux cancers secondaires.

On estime en 2016 à 35 millions le nombre de personnes qui ont recours à la médecine nucléaire, soit pour un diagnostic, soit pour une thérapie. La demande en radio-isotopes pour ces diagnostics et thérapies est en forte augmentation à l'échelle mondiale, à la fois dans les pays développés et ceux en voie de développement rapide comme la Chine et l'Inde. [4]

### I.3 Les radiopharmaceutiques :

En 1923, Georg Von Hevesy fut le premier à employer la méthode des indicateurs radioactifs. Il montra qu'il est possible, grâce aux isotopes radioactifs, de suivre à la trace une espèce chimique, une particule, sans perturber le comportement physique, hydrodynamique ou bien chimique de l'objet qu'on suit. Les radiotraceurs sont des molécules marquées par un isotope radioactif, choisies pour mettre en évidence certains processus physiologiques ou pathologiques. Le choix du radiotraceur dépend de sa capacité à suivre un métabolisme ou à fournir un diagnostic sur le fonctionnement d'un organe donné [5].

Le traceur peut être un atome seul (iode 123), une molécule marquée (diphosphonate marqué au technétium 99m), une hormone marquée ou encore un anticorps marqué par un isotope. Cet isotope doit être fixé chimiquement sur la molécule d'intérêt, sans modifier les propriétés de celle-ci. La liaison doit être

solide de façon à ce que l'élément radioactif ne se détache pas, auquel cas on suivrait le parcours de l'élément radioactif et non celui de la molécule cible. L'accès in vivo aux informations sur le devenir du radiotraceur dans l'organisme tel que sa distribution dans les tissus (distribution biologique, fixation préférentielle sur certaines cellules...) et son évolution en fonction du temps (métabolisme, élimination et dégradation ...) permettent l'étude, d'une façon non invasive, de certains processus pathologiques (mise en évidence de métastases), physiologiques et biochimiques (mesure du débit sanguin et du métabolisme du glucose) [6].

La sélection de l'isotope radioactif se fait aussi selon différentes caractéristiques physiques [7]:

- **La nature du rayonnement** : la localisation de l'isotope radioactif doit se faire en utilisant une détection externe et en exposant le corps examiné à une dose minimale d'irradiation. Les rayonnements gamma sont bien adaptés vu leur faible pouvoir d'irradiation et leur puissant pouvoir de pénétration qui leur permet de sortir de l'organisme afin d'être détectés. Ces rayonnements gamma doivent avoir une énergie suffisamment élevée pour sortir de l'organisme et suffisamment faible pour être détectés facilement.
- **La demi-vie physique** : la période de l'isotope radioactif (durée au bout de laquelle le nombre de désintégrations de l'isotope est réduit de moitié) doit être suffisamment longue pour permettre de suivre le processus biologique étudié et de procéder à l'examen, mais être aussi assez courte pour éviter une irradiation inutile.

Le radiotraceur administré au patient dépend de la modalité de la tomographie d'émission. En SPECT, l'isotope le plus adapté et présentant de bonnes propriétés pour l'imagerie, est le Technétium 99 métastable noté  $^{99m}\text{Tc}$ . Le  $^{99m}\text{Tc}$  a une période physique  $T = 6$  heures et il est émetteur de rayonnement gamma (89%) ayant une énergie de 140 keV. Le  $^{99m}\text{Tc}$  est le résultat de la décroissance radioactive du molybdène 99 ( $^{99}\text{Mo}$ ). La production du  $^{99m}\text{Tc}$  à partir du  $^{99}\text{Mo}$  est possible à partir d'un générateur portable d'où la simplicité de l'accès en routine clinique et le faible coût. Il est utilisé dans environ 90% des examens en SPECT : citons les examens osseux pour la détection de métastases, les scintigraphies ventriculaires afin de caractériser la fonction cardiaque (volume d'éjection, fraction d'éjection, etc.) en marquant des globules rouges au  $^{99m}\text{Tc}$ , diagnostiquer la présence de tissus non irrigués dans le myocarde en marquant des cellules du muscle cardiaque et le repérage du ganglion sentinelle en particulier dans le traitement chirurgical du cancer du sein.[5]

### I.4 Les radionucléides :

Les radionucléides sont des nucléides radioactifs capables de se transformer spontanément en un autre nucléide, avec éventuellement émission de particules chargées de rayons X ou de rayons gamma. [2]

En médecine nucléaire, un radionucléide donné est administré au patient dans le but d'étudier un phénomène physiologique spécifique au moyen d'un détecteur spécial, généralement une caméra gamma, située à l'extérieur du corps. Le radionucléide injecté est déposé sélectivement dans certains organes (thyroïde, rein, etc.). La taille, la forme et le fonctionnement de ces organes sont visibles à partir de la caméra gamma. La plupart de ces procédures sont diagnostiques, bien que dans certains cas les radionucléides soient administrés à des fins thérapeutiques.

Les radionucléides utiles en médecine nucléaire sont les suivants :

- Diagnostique "in vivo" : émetteurs gamma de demi-vie courte (technétium-99 métastable, indium-111, iode-131, xénon-133 et thallium-201) et émetteurs de positrons à demi-vie ultra-courte (carbone-11, oxygène-15, fluor 18 et rubidium 82).
- Diagnostique "in vitro" : émetteurs gamma (iode 125, chrome 51 et cobalt 57) et émetteurs bêta (tritium et sodium 24).
- Thérapie : émetteurs bêta (iode 131, yttrium 90 et œstrogène 90). [8]

### ➤ Les principes de la production des radionucléides :

Les radionucléides peuvent être produits de plusieurs manières, soit à l'aide d'un générateur, d'un réacteur, d'un cyclotron ou d'un accélérateur linéaire. L'extraction de produits obtenus dans un réacteur à neutrons, ou la séparation à partir de produits de fission sont d'autres moyens d'obtention de radionucléides utilisables en médecine nucléaire.

Deux difficultés majeures limitent les méthodes de production. D'une part, la manipulation de substances radioactives nécessite un environnement adapté d'un point de vue sécurité et donc très onéreux. D'autre part, la médecine nucléaire ne peut prendre en considération que des radionucléides de très haute pureté, nécessitant des méthodes de séparation et de purification optimisées. D'une façon générale, la plupart des radionucléides à visée pharmaceutique sont d'accès facile. En fait, les produits de médecine nucléaire n'ont été développés que sur la base de radio-isotopes facilement accessibles. Néanmoins, de par leur courte demi-vie, ils nécessitent une mise en œuvre rapide. Les parties production et purification sont évidemment incluses dans cette durée d'utilisation du matériel radioactif, car celui-ci génère en permanence du fait de sa décroissance rapide, des isotopes de filiation qui doivent être considérés également comme des impuretés. [9]

### I.5 Un peu d'histoire :

Le développement de la médecine nucléaire a profité de l'évolution de trois techniques parallèles : la physique nucléaire depuis la découverte de la radioactivité jusqu'à la mise au point de radionucléides d'énergie et de période adaptées à une application clinique, la chimie des radionucléides et enfin l'instrumentation avec, en particulier, la mise au point d'appareils de détection et les outils informatiques associés.

Henri Becquerel découvre par hasard en 1895 que certaines substances, des sels d'uranium en l'occurrence, noircissent en absence de lumière une plaque photographique, et constate dans le même temps que certains objets, placés entre cette source (appelée par la suite radioactive) et cette plaque, diminuent l'intensité du rayonnement. Parallèlement, Wilhelm Conrad Röntgen met au point un appareillage délivrant un rayonnement inconnu, qu'il appellera X, parce qu'indéfinissable et original. Les rayons X présentent des propriétés analogues aux rayonnements découverts par Henri Becquerel mais les scientifiques ne font pas le lien immédiatement. En revanche, moins d'un an après sa découverte, Wilhelm Röntgen réalise la première image d'une main traversée par ce rayonnement, et démontre que les tissus humains se comportent différemment en fonction de leur densité. Cette première radiographie de la main de Mme Röntgen datée de 1896 est restée célèbre et a donné naissance à une nouvelle discipline de la médecine, la radiologie. L'appréciation de la valeur et de l'utilité de cette technologie est telle qu'il faudra moins de cinq années pour que des services de médecine militaires en particulier créent des services mobiles d'imagerie.

Suite à cette découverte, de nombreuses expériences ont été réalisées avec de l'uranium et du radium. Dès 1900, les allemands Otto Walkoff et Friedrich Giesel constatent les effets du radium sur la peau conduisant à des résultats analogues à ceux observés à peine quelques années plus tôt avec les rayons X. Par curiosité scientifique, Pierre Curie renouvelle l'expérience en plaçant pendant une dizaine d'heures une source de radium directement en contact avec la peau de son bras.

Henri Becquerel constate le même effet de façon accidentelle sur sa poitrine après avoir transporté pendant plusieurs heures dans la poche de son gilet un petit tube scellé contenant une source de radium. En 1903, placer des sources radioactives sur les tumeurs. C'est le début de la curiethérapie. Mesurer plus précisément les rayonnements n'a pu se faire qu'après la découverte en 1908–1910 de compteurs spéciaux par Hans Wilhelm Geiger (1885–1945).

## Chapitre I : la médecine nucléaire

---

Le système est amélioré par Walter Müller en 1928 avec la mise au point des tubes de comptage permettant de quantifier ces rayonnements. Plus tard, ces compteurs seront remplacés par des cristaux à scintillation associés à des photomultiplicateurs (Samuel Crowe Curran et William Baker en 1944, Hartmut Kallman en 1947, Robert Hofstadter en 1948). Georg Charles de Hevesy a pu dès lors proposer de suivre la diffusion de substances radioactives dans des solutions, puis dans des plantes (1911). Frederick Proescher publie en 1913 une première étude sur la répartition du radium injecté par voie intraveineuse, dans un but thérapeutique. En 1924, Georg de Hevesy, J. A. Christiansen et Sven Lomholt utilisent le Plomb 210 et le Bismuth 210 sur des animaux. Sur ces bases, Herman Blumgart (1895–1977), un médecin américain, s'injecte, en 1926, quelques millicuries de Bismuth 214 pour suivre sa propre circulation sanguine et applique la méthode à quelques autres volontaires et patients, avec l'aide de Saul Weiss.

Un vaste champ d'analyse s'ouvre en 1934 à partir de la découverte de la production artificielle des radionucléides par Frédéric Joliot (1900–1958) et son épouse Irène Curie (1897–1956). Sans cette découverte qui a valu au couple le Prix Nobel de Chimie en 1935, la médecine nucléaire aurait été très rapidement limitée.

Dès 1937, John Livingood, Fred Fairbrother et Glenn Seaborg (1912–1999 ; Prix Nobel 1951) découvrent le Fer 59. Un an plus tard, John Livingood et Glenn Seaborg mettent au point la production d'Iode 131 et de Cobalt 60. Ces trois isotopes sont encore aujourd'hui utilisés en médecine nucléaire et en radiothérapie.

Le Technétium 99, dont le nucléide métastable  $^{99m}$  est devenu l'isotope artificiel le plus important en imagerie, est découvert en 1937 par Emilio Segrè associé à Carlo Perrier et Glenn Seaborg. John Lawrence, le frère de l'inventeur du cyclotron Ernest Orlando Lawrence (1901–1958), injecte en 1936 pour la première fois une substance radioactive, en l'occurrence du Phosphore 32, à un patient dans le but de soigner sa leucémie. En 1938, Saul Hertz, Arthur Roberts et Robley Evans pratiquent les premières études sur la thyroïde en utilisant de l'Iode 131, et traitent dès 1942 les premiers patients atteints d'hyperthyroïdie. Sur cette même base, Samuel Seidlin (1895–1955), Leonidas Marinelli et Eleanor Oshry démontrent en 1946 qu'il est possible de faire disparaître l'ensemble des métastases d'un patient atteint d'un cancer de la thyroïde en le traitant avec de l'Iode 131. Puis, Benedict Cassen (1902–1972) démontre avec de l'iode radioactif que les nodules thyroïdiens accumulent de l'iode, permettant de différencier les cellules bénignes des cellules malignes.

L'Iode 131 sous forme d'iodure de sodium devient en 1951 le premier radiopharmaceutique approuvé par la Food and Drug Administration (FDA – autorité de santé américaine). Du côté de l'imagerie, il aura fallu attendre 1950, année de l'invention du scanner rectiligne par Benedict Cassen (1902–1972). En 1953, Gordon Brownell et William Sweet construisent le premier détecteur permettant le comptage par coïncidence des rayons émis par annihilation de positons. Hal Anger développe en 1957 la caméra gamma (caméra à scintillation), capable de mesurer la radioactivité d'une surface en une seule fois, plutôt que point par point comme dans le scanner rectiligne.

La tomographie, l'imagerie en deux dimensions, ou tomodensimétrie, a fait son apparition en 1962 sous l'impulsion de David Kuhl et a donné naissance aux techniques connues aujourd'hui sous les noms français de Tomoscintigraphie ou Tomographie par Émission Monophotonique TEMP et Tomographie par Émission de Positons TEP (respectivement SPECT et PET en anglais). Hal Anger a contribué au développement d'autres outils d'imagerie médicale en inventant, entre autres, le scanner tomographique, le scanner corps entier et la caméra à positons. L'utilisation des émetteurs de positons en imagerie médicale doit beaucoup aux travaux de Michel Ter-Pogossian et Michael Phelps. Le Technétium  $^{99m}$  ne trouve de réelles applications qu'à partir de la commercialisation des premiers générateurs par Louis Stang Jr. et Powell (Jim) Richards du Brookhaven National Laboratory en 1960. Le premier générateur de positons (Rubidium 82) est accepté par la FDA en 1989. C'est Henri Wagner qui fit, en 1963, les premières images

pulmonaires à l'aide d'agrégats d'albumine radiomarqués et William Strauss qui introduisit les tests de stress pour l'imagerie myocardique en 1973.

David Goldenberg utilise, en 1978, les premiers anticorps radiomarqués chez l'homme pour l'imagerie de tumeurs et ce n'est qu'en 1992 que la FDA approuve ce type de produit en tant que médicament. Enfin, la technologie TEP ne serait pas devenue ce qu'elle est aujourd'hui sans le développement de cyclotrons et surtout sans le FDG (Fluorodeoxyglucose). Quant au terme « médecine nucléaire », il est à mettre, dans les années 1950, au crédit du médecin Marshall Brucer (1913–1994), grand défenseur auprès de l'armée américaine de l'utilisation de radionucléides en médecine. En tant qu'enseignant, il a mis en place aux États-Unis un cycle d'études permettant aux médecins d'obtenir les premières autorisations d'utiliser les radionucléides dans ce domaine. [2]

### I.6 Etat de l'art de la médecine nucléaire :

#### I.6.1 Introduction :

L'évolution actuelle de la médecine nucléaire à l'échelle internationale, notamment européenne avec le développement et l'encouragement de politiques fusionnelles avec la radiologie au sein de certains pays a tendance à déstabiliser la communauté de médecine nucléaire. En effet, les fournisseurs profitent de ce rassemblement de la communauté d'imagerie pour présenter et introduire sur le marché de nouvelles machines, notamment les matériels hybrides alliant un tomographe à émission de positons (TEP) et un scanner (TDM).

Parmi les principaux fournisseurs d'équipements de radiologie, les trois sociétés, GEMS, Philips et Siemens, offrent une gamme complète de modalités de médecine nucléaire, du gamma caméra simple tête au TEP dédié haut de gamme avec scanner couplé. [10]

#### I.6.2 L'offre industrielle :

##### General Electric Medical Systems (GEMS) :

##### **Gamma-caméras :**

La gamme de gamma caméras GEMS n'a pas beaucoup varié. Appelée Discovery, elle comporte cinq modèles

- En simple tête, équipée de photomultiplicateurs de 3/8 pouce, peu vendues en France
- Millenium MPR : caméra à tête rectangulaire, proposée avec un petit champ (37 cm X 37 cm) ou un grand champ (37 cm X 50 cm)
- Millénium DSX : caméra circulaire à petit champ (37 cm X 37 cm) ou grand champ (54 cm X 40 cm) et qui peut évoluer en double tête.
- En double tête
- Millenium VG : son statif en anneau offre de multiples montages et permet les examens traditionnels (tomographiques, cardiologiques, etc). Elle peut être équipée de cristaux NaI de 3/8, 5/8 et 1 pouce. Son prix d'entrée de gamme est de l'ordre de 460 000 e. Elle est aussi proposée en version avec détection par coïncidence, avec correction d'atténuation par RX (Hawkeye), et qui permet également la fusion d'image. Enfin son évolution permettrait le couplage à un scanner.
- Millenium MG : équipée des mêmes détecteurs que la MPR avec un champ de 37 X 50 cm, elle est déclinée en deux versions

## Chapitre I : la médecine nucléaire

---

- dédiée cardiaque avec détecteur à angulation fixe (101°)
- orientation corps entier avec détecteur à angulation variable
- Son prix avoisine les 380 000 €, elle est peu vendue en France
- Millénium DST Xii : produit de la fusion avec SMV, elle utilise des cristaux NaI rectangulaires de 3/8 pouce d'épaisseur, avec un grand champ de 54 cm X 40 cm. Elle offre de multiples incidences et se distingue par son ergonomie, sa flexibilité et son accès aisé pour les patients à mobilité réduite.

### **Cyclotron et TEP :**

GEMS dispose de 2 cyclotrons : le Minitrace (10 MeV auto-blindé), pour la fabrication du FDG in situ, et le PetTrace (16 MeV non blindé).

GEMS a acquis la société Coïncidence pour ses modules de synthèse de radiopharmaceutiques.

En TEP, avec le modèle de détecteur « full ring », cristaux de BGO, et acquisition de 5 champs en 30 minutes), GEMS annonce une production de machines en pleine croissance, avec une visée à 100 caméras par an.

GEMS annonce enfin le lancement de son système HawkEye, combinaisons Gamma-caméra/TEP et Scanner/TEP (en ensembles monoblocs), pour fusion des images fonctionnelles et anatomiques.

### Philips :

#### **Gamma-caméras :**

Le regroupement chez Philips d'Adac et de Marconi a donné un coup d'arrêt à deux caméras, l'une chez Adac et l'autre chez Marconi.

La gamme Philips repose sur 2 produits phares, d'origine Adac :

caméra Forte à 2 têtes, dotée d'articulations permettant des examens en position debout, assise, couchée en lit...

caméra SKYLight à l'architecture originale, composée de détecteurs articulés sur 2 suspensions télescopiques sur portique à 4 piliers. La plus value de cette caméra est d'environ 25 % par rapport à une caméra 2 têtes polyvalente.

L'informatique est basée sur le nouvel environnement d'acquisition Jet Stream qui est constitué du poste opérateur et d'un écran tactile pour le positionnement du patient. Il est doté d'une intelligence de pilotage qui affine les réglages à disposition au fur et à mesure de l'installation du patient. Une télécommande sans fil est aussi proposée.

La gamme d'origine Marconi, Axis et Irix à 3 têtes, existe encore mais n'est pas présentée au RSNA car le marché américain était surtout basé sur Ada. [10]

#### **TEP (Tomographe à Émission de Positons) :**

Les TEP chez Philips, se déclinent en :

- modèle haut de gamme, le constructeur revendique le choix de ces cristaux GSO, pour leur rapidité d'acquisition sans perte d'information, la correction de l'atténuation étant faite par source de <sup>137</sup>Césium (662 KeV). C'est ainsi, qu'un examen corps entier est réalisé, correction d'atténuation comprise, en 20 à 30 minutes.
- modèle d'entrée de gamme, avec cristaux au NaI.

La grande nouveauté présentée ici est le **CT-PET**, appelé Gemini, dont l'agrément FDA a été obtenu quinze jours avant le congrès RSNA. Les premières livraisons devraient intervenir fin du premier semestre 2002. Des évaluations cliniques sont en cours, notamment à l'université de Pennsylvanie (USA) et à Charbrouk au Canada.

## Chapitre I : la médecine nucléaire

---

Philips, comme les autres fournisseurs de produits couplés, reconnaît néanmoins que plusieurs mises au point restent encore à réaliser, notamment dans la corrélation des corrections d'atténuation entre les deux machines (le 511 keV n'étant pas vu par les détecteurs du scanner). Les protocoles d'injection sont aussi à affiner.

### Siemens :

#### **Gamma-caméras :**

La gamme E-cam, construite autour d'un statif en anneau (origine Siemens) et d'une plate-forme Syngo, avec le logiciel E-soft (version 2.0), se décline comme suit

- e.cam simple détecteur : équipée d'une seule tête avec des cristaux de 3/8 ou 5/8 de pouce.
- e.cam double tête à angulation fixe (180°), elle est équipée de cristaux de 3/8 ou 5/8 de pouce et est plutôt dédiée à des examens corps entier.
- e. cam cardiaque et e. cam angle-variable : ce sont deux caméras double tête avec angulation variable (notamment 60° et 90° pour la cardiologie), équipées de détecteurs de 3/8 ou 5/8 de pouce ; comme son nom l'indique la première est à orientation cardiaque et la deuxième pour tout type d'examen, avec le système de correction d'atténuation Profil.
- e. cam Duet : elle se distingue de la gamme par une double tête équipée de cristaux d'un pouce pixellisé, afin d'augmenter la sensibilité de détection pour les moyennes, hautes et très hautes énergies.

Les têtes sont numérisées avec un CAD derrière chaque PM (57-59 PM de forme carrée par tête). Le système d'auto contour utilise une détection infra-rouge, et les têtes peuvent prendre une inclinaison cranio-caudale.

#### **TEP (Tomographe à Émission de Positons) :**

Siemens dispose de la gamme Biograph, à tunnel de diamètre 70 cm, qui peut recevoir un scanner 2, 6 ou 16 barrettes, couplé à une caméra TEP disposant de cristaux LSO avec des blocs de 8 x 8 (soit 64 cristaux). les cristaux LSO Siemens sont fabriqués par CTI. [11]

### Toshiba :

Toshiba ne présente aucune caméra (ni TEP). Un accord datant de deux ans avec Siemens, leur fait décliner des produits communs (tête Toshiba sur statif Siemens, et logiciels propres à chacun des deux) en complément de leur propre gamme.

Répartir les produits communs (tête Toshiba sur statifs Siemens, et logiciels propres à chacun des deux) de la façon suivante : Toshiba vend sur l'Asie, Siemens vend sur les États-Unis. Pour l'Europe, Toshiba a considéré qu'il était inutile de lutter contre Siemens, sur son terrain, avec des produits identiques.

### Trionix :

Petite société de 30 employés de Cleveland, créée en 1988, Trionix a abandonné sa représentation en Europe, après avoir eu un siège en Belgique, et installé quelques caméras en Suisse, Suède et Belgique.

Quatre caméras sont présentes chez ce constructeur, qui dit ne pas croire à l'avenir de la détection en coïncidence sur les caméras :

- Triad XLT 20 Arc : caméra tomographique corps entier (trois têtes) ;

## Chapitre I : la médecine nucléaire

---

- Triad XLT 9 : caméra cardiaque (trois têtes) ;
- Biad XLT 20 Arc : caméra cardiaque (deux têtes) ;
- Biad XLT 24 : caméra généraliste (deux têtes).

### CTI :

Cette compagnie américaine du Tennessee, qui ne fabrique que pour la TEP, vendait jusqu'ici seulement via Siemens. Elle s'adresse aujourd'hui directement à la clientèle — américaine — avec

- une combinaison scanner-TEP, le E-CAT Reveal, en versions HD et RT, selon le type de scanner, et avec des cristaux au LSO.
- un cyclotron médical, le RDS Éclipse.

Depuis maintenant quelques années, le vent du digital souffle sur les industriels et nous avons vu naître progressivement plusieurs nouveaux équipements munis des dernières technologies disponibles sur le marché : les capteurs Cadmium Zinc Telluride – CZT, les d-SiPM et SiPM..

Ces nouvelles technologies ont tout d'abord été implémentées en 2013 sur le premier PET/CT digital, proposé par Philips : le Vereos, basé sur la technologie d-SiPM. La société GE Healthcare a ensuite commercialisé en 2016 le Discovery MI, et cette année la société Siemens vient leur emboîter le pas le pas avec leur dernier né, le Biograph Vision. Ces deux sont basés quant à eux sur la technologie SiPM.

Les capteurs aux CZT ont été implémentés de manière très efficace sur des caméras dédiées cardiaques, telles que celle de la société Spectrum Dynamics Medical, la D-SPECT Cardio ou la NM530 de GE Healthcare.

Cette technologie est également intégrée sur des caméras à plus grand champ, comme sur le SPECT/CT Discovery NM/CT 670 CZT de GE Healthcare .Spectrum Dynamics apporte l'innovation majeure en SPECT cette année en dévoilant le Veriton, gamma caméra CZT au design révolutionnaire permettant d'accéder à une acquisition tomographique simultanée sur 360°.

Les SPECT /CT analogiques ne sont pour autant pas oubliés et la société Siemens sort cette année son nouveau haut de gamme en SPECT /CT : l'Intevo Bold.

La décision du 16 janvier 2017 de l'Union nationale des caisses d'assurance maladie de créer un tarif amorti de forfait plein pour les équipements TEP et TEP/SCAN amortis au delà de 7 ans encourage les centres à renouveler leurs équipements plus rapidement.

Du côté de la technologie CZT, les premières caméras corps entier de GE ont fait leurs débuts en clinique depuis l'année dernière. Initialement prévues pour un marché plutôt public, celles-ci voient leurs ventes progresser également dans le privé, reflétant le vif intérêt qu'apporte cette nouvelle technologie.

Le marché des caméras CZT dédiées cardiaques installées dans le public en France se partage à part égale entre GE Healthcare et Spectrum Dynamics. En englobant le privé et le public, environs 40 gammas caméras CZT cardiaques sont installées (GE Healthcare : 30 ; Spectrum Dynamics : 10).

Concernant le marché des caméras hybrides en France, le nombre d'unités SPECT/CT se renouvelle au rythme de 30 équipements par année, privé et public confondus, totalisant 300 équipements installés.

### Philips :

Gamma caméras et SPECT/CT

Philips propose ses propres caméras, baptisée CardioMD et BodyMD, dans certains pays.

La BodyMD est le plus petit système sur le marché. Cette caméra double tête permet la réalisation d'examen corps entier.

## Chapitre I : la médecine nucléaire

---

Cette camera à budget et encombrement réduits (installation dans des salles de 3mx3m) est d'abord prévue pour le marché des Etats-Unis et de l'Amérique du Sud avant de s'orienter vers l'Europe.

### Toshiba :

Toshiba propose toujours son PET/CT Celesteion dont les caractéristiques évoluent sensiblement depuis l'année dernière. Notons principalement une amélioration de TOF de 450ps vers 396 ps.

### Siemens Healthineers :

Siemens Healthineers présente pour la première fois au RSNA sa nouvelle SPECT/CT Intevo Bold, dont l'introduction a eu lieu au congrès de la SNM en Juin 2017.

L'Intevo Bold est équipée de la nouvelle plateforme scanner Scope Power 16/32 coupes qui permet d'accéder à la reconstruction itérative SAFIRE, à la réduction d'artéfact métallique iMAR (utilisable de surcroît pour la correction d'atténuation) et aux applications de double énergie.

Ce système SPECT/CT se place en haut de la gamme, et dispose de toutes les dernières technologies Siemens Healthineers, notamment xSPECT Bone (Imagerie osseuse Haute Résolution), Broad Quantification (Quantification absolue pour tous les isotopes) et xSPECT Quant (quantification absolue standardisée et reproductible) présentées l'année dernière.

### **PET/CT**

En 2015, Siemens Healthineers étendait sa gamme avec l'introduction du PET/CT Biograph Horizon. En 2016, ils introduisaient la nouvelle technologie du FlowMotion et du HD-Chest sur les PET/CT haut de gamme (Biograph Horizon et Biograph mCT). En 2017, le PET/CT Biograph Horizon Flow a été installé dans de nombreux centres libéraux, centres hospitaliers, et centres hospitaliers universitaires.

Pour cette édition 2017, le Biograph mCT s'équipe de la -dernière plateforme logicielle VG70, d'un nouveau gating respiratoire OncoFreeze, d'un nouveau gating cardiaque CardioFreeze, l'Imagerie Paramétrique et la technique Quality Guard. [12]

## **I.7 Quelques notions sur les rayonnements :**

L'origine de la radioactivité naturelle de la planète date de sa création et les radionucléides présents dans les sols correspondent aux radionucléides de très longue période ou de décroissance des radionucléides originaux.

De ce fait, l'homme a été et est soumis à la radioactivité par son environnement, qu'elle soit d'origine terrestre ou cosmique, et il rencontre ces radionucléides dans son alimentation, et donc dans toutes les cellules de son corps. La notion de radioactivité étant souvent liée à celle de danger, il est important de mieux préciser la nature, l'origine, la quantité et les effets de ces rayonnements.

En particulier, la discussion sur les dangers de la radioactivité ne prend tout son sens que si les valeurs prises en considération sont comparées aux valeurs de radioactivité naturelle subie par l'homme dans son quotidien. Nous commencerons par donner quelques éléments de vocabulaire, avant de parler des unités de mesure et d'aborder leurs effets sur les individus. Un radioisotope est un atome instable se transformant dans le temps en une autre entité, stable ou instable, et en émettant de l'énergie sous forme de particules ou de rayonnements. L'origine de cette émission d'énergie est appelée source radioactive. La radioactivité s'accompagne donc du phénomène de décroissance, qui correspond à la réduction dans le temps de la quantité de rayonnement émis.

La période (ou demi-vie) détermine le temps au bout duquel la moitié de la quantité de cette matière est transformée en un autre isotope. La période est une constante pour un radioisotope déterminé, pouvant s'étaler entre une fraction de seconde et plusieurs milliards d'années.

La décroissance étant une fonction exponentielle inverse, il en résulte que l'activité d'une source est réduite au dixième de sa valeur initiale après 3,3 périodes et au millième ( $210 = 1024$ ) de cette même valeur après 10 périodes. Le terme radioisotope ne devrait en principe s'appliquer qu'aux éléments d'une même entité chimique (Iode 123, Iode 124, Iode 131, ...), alors que le mot pluriel radionucléides s'applique à l'ensemble des éléments radioactifs du tableau périodique. Par commodité, certains utilisent le terme substance ou isotope « chaud », donc radioactif, par opposition à l'isotope stable, « froid ».

### I.7.1 Les types de rayonnements :

Quatre types de rayonnements trouvent leur utilité plus particulièrement en médecine nucléaire, mais d'autres rayonnements commencent à montrer un intérêt croissant, plus particulièrement en thérapie.

✓ **Le rayonnement gamma ( $\gamma$ ) :**

Correspond à l'émission de photons de courte longueur d'onde et d'énergie très variable. Il traduit la perte d'un excès d'énergie au niveau du noyau et le retour vers une entité plus stable, au contraire des rayons X qui sont produits par excitation et ionisation des électrons de l'atome. Ce rayonnement semble présenter les meilleurs avantages au niveau diagnostique. Ces rayons sont très pénétrants et peuvent traverser de fortes épaisseurs de matière, et en particulier, peuvent parcourir des centaines de mètres dans l'air. Des matériaux denses tels que le plomb, le tungstène ou l'uranium ou de grandes épaisseurs de béton ou d'eau permettent de les arrêter ou du moins de les atténuer fortement. L'énergie du rayonnement émis par chaque isotope est différente, ce qui permet de bien caractériser l'isotope d'origine.

✓ **Le rayonnement bêta plus ( $\beta^+$ ) :**

Est constitué par des électrons chargés positivement appelés positons (en anglais positrons). Le positon résulte de la transformation d'un proton surnuméraire en neutron, neutrino et positon, ce dernier n'étant qu'un anti-électron. Le neutrino, sans masse, ne joue pas de rôle en médecine nucléaire.

L'isotope résultant possède un nombre de masse inchangé, mais un nombre atomique réduit d'une unité. Les électrons positifs émis par le radioisotope dans un spectre d'énergie continu vont rencontrer dans leurs trajectoires d'éjection un électron négatif et la collision conduira à une annihilation de la matière, accompagnée d'une émission d'énergie sous la forme de deux photons de 511 keV qui ont la particularité de se diriger exactement à l'opposé l'un de l'autre. Deux détecteurs placés de part et d'autre de la source d'émission permettent de déduire la localisation précise de la collision.

La méthode pourrait être extrêmement précise si ce n'est que l'image obtenue est celle du point de collision et non celle de l'origine de l'émission du positon. Certains positons de forte énergie peuvent parcourir plusieurs millimètres avant de rencontrer un électron et n'émettre qu'à cet instant leurs deux photons. L'analyse du parcours de ce rayonnement est à la base de la technologie d'imagerie nommée Tomographie par Émission de Positons (TEP).

✓ **Le rayonnement bêta moins ( $\beta^-$ ) :**

Est constitué d'électrons, donc de particules de masse identique à celle d'un positon et de vitesse élevée. Il résulte de la transformation d'un neutron surnuméraire en proton, électron et antineutrino. L'antineutrino, comme le neutrino, sans masse, ne joue pas de rôle en médecine nucléaire. Le proton participe à la réorganisation du noyau et à la transformation du radionucléide initial en un nouvel élément ayant un nombre atomique augmenté d'une unité.

Le pouvoir ionisant d'un isotope à visée thérapeutique est évalué en distance moyenne de pénétration, valeur directement liée à son énergie. Il est évident que plus l'énergie est élevée, donc plus la distance de

pénétration est grande, plus le risque pour les cellules saines est grand. En même temps, le risque d'irradiation pour l'environnement est grand.

Un noyau qui décroît en émission bêta laisse le radioisotope résultant dans un état excité qui pour revenir à l'équilibre émettra immédiatement un rayonnement  $\gamma$ . Dans certains cas, cet état excité est lui-même stable pour une période bien définie et mesurable. On parle d'un état métastable noté au niveau du nombre de masse par la lettre « m ». Le meilleur exemple est celui du Technétium 99m, de période 6,01 heures, émetteur  $\gamma$  pur, formé par décroissance et émission  $\beta^-$  du Molybdène 99 (période 8,04 jours).

✓ **Le rayonnement alpha ( $\alpha$ ) :**

Correspond à la production spontanée d'une particule lourde constituée d'un noyau atomique nu formé de deux protons et de deux neutrons et qui est en fait un noyau d'hélium. Cette entité étant 7 000 fois plus lourde que l'électron émis par un rayonnement  $\beta^-$ , elle est arrêtée par une très faible épaisseur de matière. Quelques centimètres d'air les absorbent et une simple feuille de papier suffit à se protéger des rayonnements d'un émetteur alpha. La particule alpha est arrêtée par la matière organique en l'ionisant et donc indirectement en coupant cette molécule ou en lui permettant de se transformer chimiquement. Si la molécule touchée est vitale dans le mécanisme de la reproduction (ADN ou ARN par exemple), cette interaction se traduira le plus souvent par la mort cellulaire.

✓ **Les rayons X (RX) :**

Correspondent à l'émission de photons d'un type particulier consécutif à l'excitation des électrons d'un atome. C'est le premier rayonnement identifié et produit artificiellement et il est surtout connu pour ses applications en imagerie à partir d'une source externe. Il a donné lieu au développement de la radiologie qui a évolué considérablement grâce aux progrès technologiques des détecteurs et de l'informatique.

Le rayonnement X peut résulter aussi en tant que rayonnement secondaire de l'interaction d'un rayonnement à haute énergie de type  $\beta^-$  et du matériau par lequel il est absorbé. Ce rayonnement secondaire, dit de freinage (Bremsstrahlung), prend sa source au point d'impact entre le rayonnement  $\beta^-$  et le matériau, c'est-à-dire dans la masse. Si ce phénomène se produit dans les éléments utilisés pour la protection, il se peut que l'épaisseur résiduelle au niveau de la génération de rayons X ne soit plus suffisante pour stopper le rayonnement résultant, générant des problèmes de protection supplémentaires. [2]

### I.7.2 Les doses :

En médecine nucléaire, les doses utilisées sont la plupart du temps de l'ordre du mégabecquerel (1 MBq =  $10^6$  Bq) ou du gigabecquerel (1 GBq =  $10^9$  Bq). La nature du médicament radiopharmaceutique employé dépend de l'organe ou de la fonction à explorer. Ce médicament peut être un radionucléide utilisé seul ou fixé sur un vecteur (molécule, hormone, anticorps...). [13]

- L'unité utilisée pour caractériser les effets des rayonnements ionisants sur l'homme est le Sievert et ses sous-multiples : millisievert (mSv), microsievert ( $\mu$ Sv)....
- On peut estimer par calcul la dose efficace "corps entier" délivrée au patient selon l'examen considéré, à partir de l'activité injectée de médicament radiopharmaceutique et du produit dose. Longueur (PDL) qui traduit la dose délivrée au patient par le scanner. Par exemple, dans le cas des examens TEP, la dose due à l'injection de 400 MBq de FDG (FluoroDesoxyGlucose, principal traceur utilisé pour les examens TEP, marqué au Fluor 18) est estimée à 8 mSv et celle due au scanner est estimée à 7 mSv, soit un total de 15 mSv pour l'examen.
- Ainsi, les doses corps entier délivrées au cours des examens les plus courants se situent entre 2 mSv pour un examen de la thyroïde au Tc99m à 40 mSv pour une scintigraphie myocardique au Tl201 [14]

## Chapitre I : la médecine nucléaire

### i. La dose absorbée :

La grandeur physique qui permet de quantifier l'interaction d'un rayonnement avec la matière est la dose absorbée. Pour un rayonnement d'énergie incidente qui pénètre un élément de volume de masse et qui en ressort avec une énergie, la dose absorbée est donnée par :

$$D = \frac{E_i - E_f}{dm} \quad (1)$$

- Unité : Gray Gy
- 1 Gy = 1 J/kg

### ii. La dose équivalente :

Produit de la dose absorbée dans ou un organe par un facteur de pondération WR tenant compte de l'effet biologique lié à la nature et à l'énergie du rayonnement. S'exprime en Sievert (Sv).

$$H_T = \sum_R W_R \times D_{T,R} \quad (2)$$

### iii. La dose efficace :

Somme des doses équivalentes pondérées délivrées par exposition interne et externe aux différents tissus et organes du corps. L'unité de la dose équivalente engagée est le sievert (Sv). [2]

$$E = \sum_T W_T \times \sum_R W_R \times D_{T,R} \quad (3)$$

### iv. Débit de dose :

Le débit de dose absorbée est la fraction de dose absorbée par unité de temps. (Sv/h)

$$J = \frac{dD}{dt} \quad (4)$$

Type d'exploration	Radionucléides utilisés
Métabolisme thyroïdien	Iode 123, technétium 99m
Perfusion du myocarde	Thallium 201, technétium 99m
Perfusion pulmonaire	Technétium 99m
Ventilation pulmonaire	Krypton 81m, technétium 99m
Processus ostéo-articulaire	Technétium 99m
Oncologie – Recherche de métastases	Fluor 18

Tableau I. 1 : quelques-uns des principaux radionucléides utilisés dans diverses explorations en médecine nucléaire [15]

### I.8 Conclusion :

Ce chapitre a été dédié aux rappels des différentes activités de la médecine nucléaire et son histoire, un rappel d'état d'art était nécessaire pour suivre l'évolution technologique dans ce domaine. Ainsi nous décrivons la radioactivité et les radiotraceurs sur lesquels se base la médecine nucléaire.

### Chapitre II : Les équipements de la médecine nucléaire :

#### II.1 Introduction :

La tomographie d'émission en médecine nucléaire regroupe deux modalités : la tomographie d'émission monophotonique ou SPECT (Single Photon Emission Computed Tomography) et la tomographie par émission de positons ou PET (Positrons Emission Tomography). [16]

La tomographie d'émission est une technique d'imagerie fonctionnelle. Elle fournit des images de la répartition dans le corps d'une substance marquée, appelée radiotracteur, injectée en quantité infime, non toxique. Un radiopharmaceutique est le plus souvent une molécule biologique marquée par des isotopes radioactifs à demi-vie courte qui permet d'étudier le fonctionnement de certains organes du corps humain. Selon la molécule traceuse, une fonction particulière de l'organisme va être explorée. [17]

Dans ce chapitre nous décrivons l'ensemble des techniques utilisées en Médecine Nucléaire. Nous commençons par la scintigraphie et puis par les techniques tomographiques qui sont le SPECT et le TEP/CT.

#### II.2 La tomographie d'émission monophotonique SPECT :

Les rayons gamma émis par le radiotracteur sont détectés par une gamma-caméra qui, durant le processus d'acquisition, effectue un mouvement de rotation autour du patient. Les rayons détectés sous différents angles forment les projections bidimensionnelles de la distribution tridimensionnelle du radiotracteur. [18]

##### II.2 .1 Le dispositif de détection :

Au début du vingtième siècle, les compteurs Geiger-Müller ont été utilisés comme premiers dispositifs de détection en médecine nucléaire. En 1950, les scintigraphes à balayage ont remplacé les compteurs Geiger- Müller. En 1957, le physicien américain Hal Anger mit au point la caméra à scintillation (gamma-caméra) et en réalisa le premier prototype qui remplaça alors les scintigraphes à balayage. [1]

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 II.1). 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 les 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. 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. [19]

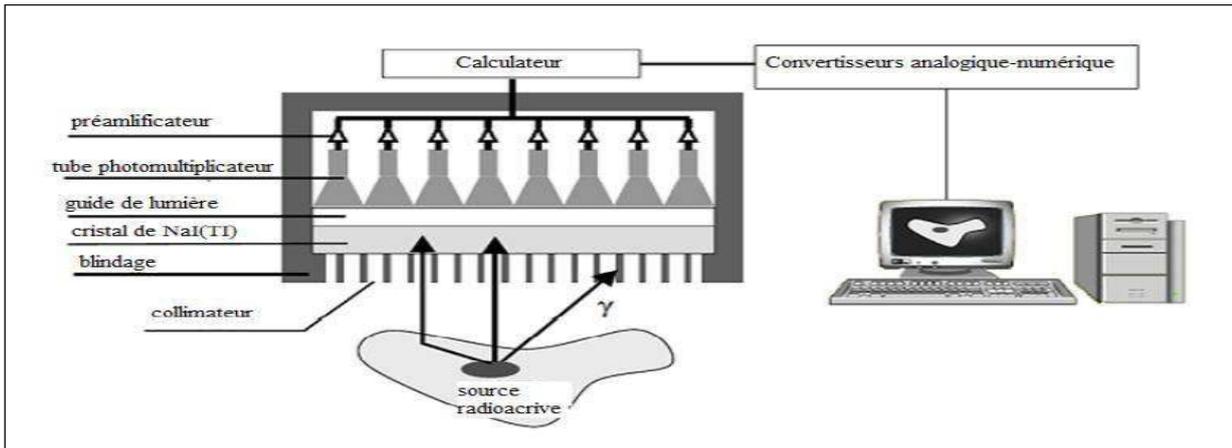


Figure II. 1: Schéma de principe d'une gamma caméra digitale

La gamma caméra est donc 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. [20]

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 II.2). 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.

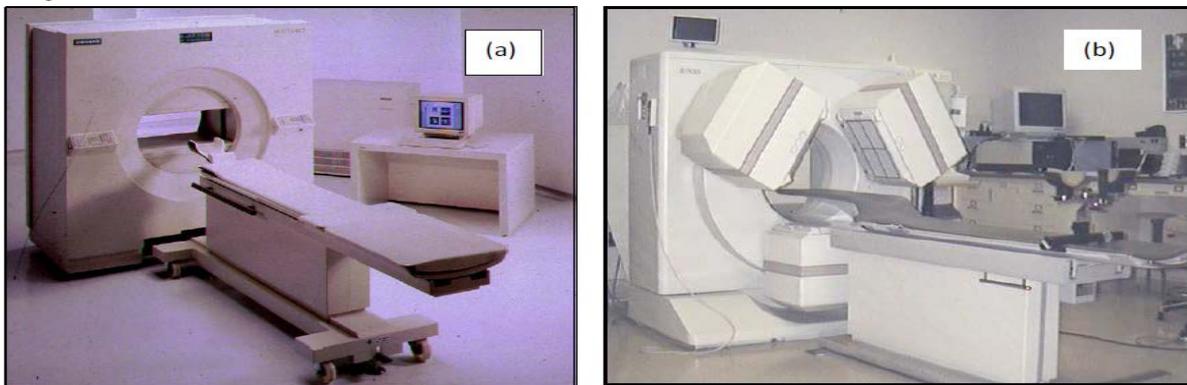


Figure II. 2: Caméras multi-têtes (a : double-tête ; b : triple-tête)

### Chaîne de détection :

- **Collimateur :**

Un collimateur est une plaque épaisse constituée d'un matériau de numéro atomique élevé (plomb, tungstène ...) très absorbant pour les photons et percée de trous cylindriques ou coniques, à section circulaire ou hexagonale (voir figure II.3), suivant un système d'axes déterminé. Les photons gamma dont le parcours n'emprunte pas ces directions sont absorbés par le collimateur avant d'atteindre le cristal. L'image scintigraphique obtenue après le collimateur correspond à la projection de la distribution de la radioactivité sur le cristal détecteur [21].

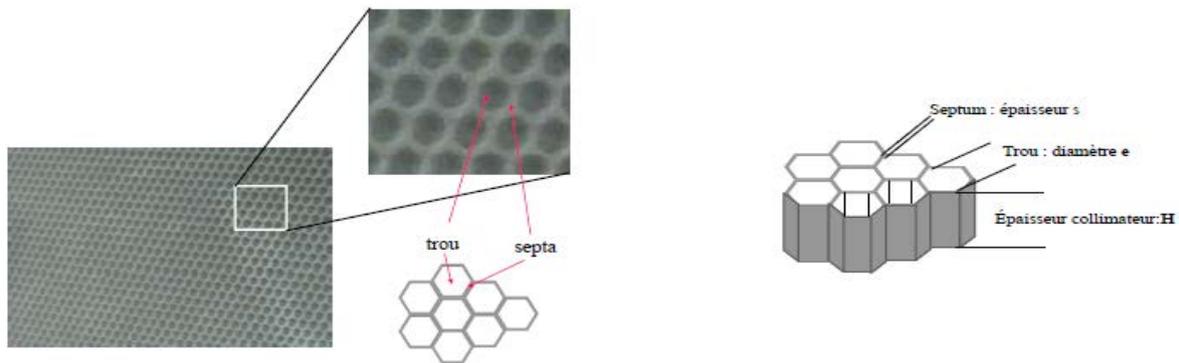


Figure II. 3: Un schéma descriptif d'un collimateur à section hexagonale.

La cloison séparant deux trous voisins du collimateur est appelée septum.

L'épaisseur de plomb est calculée pour entraîner une atténuation d'au moins 95% des photons traversant les septa. Le collimateur le plus couramment utilisé est à trous parallèles. Il conserve les dimensions de l'image. Des collimateurs sténopés (pinhole en anglais) sont aussi utilisés pour les scintigraphies thyroïdiennes et des collimateurs en éventail pour les scintigraphies cérébrales (voir figure II.4). Pour les collimateurs à trous non parallèles, la transformation des dimensions de l'image dépend de la distance de celle-ci au collimateur. Ceci entraîne une distorsion géométrique dont il faut tenir compte. Les caractéristiques géométriques du collimateur définissent le champ de vue, sa résolution spatiale et la sensibilité du système de détection [1].

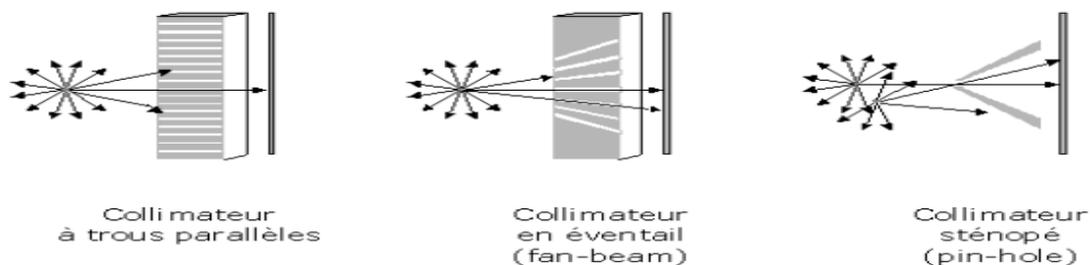


Figure II. 4: Les différents types de collimateurs.

### • Détecteur

Pour la détection des rayons X, on utilise différentes sortes de détecteurs qui sont les détecteurs à gaz comme le Geiger-Müller, les détecteurs à semi-conducteurs utilisant une jonction p-n polarisée en opposition et les détecteurs à scintillations utilisés exclusivement en imagerie nucléaire.[22]

Certains matériaux, dit scintillateurs, émettent des flashes de lumière lorsqu'ils sont excités par un rayonnement ionisant. Quelques détecteurs à scintillations sont utilisés en médecine nucléaire tels que le BGO et le LSO qui sont utilisés en imagerie PET, le tellure de cadmium et l'iode de sodium dopé au thallium NaI(Tl).

Lorsqu'un photon traverse le cristal NaI(Tl), on aboutit à l'un des phénomènes suivant:

- Un échappement du photon du cristal (pas d'interaction).
- Une interaction par effet photoélectrique.
- Une ou plusieurs interactions par effet Compton.

## Chapitre II : Les équipements de la médecine nucléaire

Généralement, après des séries d'interactions par effet Compton, le photon diffusé final est soit absorbé par effet photoélectrique, soit échappé du cristal. Les photons lumineux, à l'exception des photons échappés, sont émis avec des intensités lumineuses proportionnelles à l'énergie des photons incidents. En fait, un photon lumineux est émis en moyenne pour chaque 30eV d'énergie déposée dans le cristal.

Le nombre de photons lumineux générés par scintillation est très faible pour être mis en valeur, ce qui nécessite une amplification par l'intermédiaire de photomultiplicateurs [20]

- **Tube photomultiplicateur (PM) :**

Le rôle des PMs est de convertir la lumière visible issue de la scintillation dans le cristal en un signal électrique exploitable par les circuits électriques.

Le PM (Figure II.5) est un tube à vide comportant une photocathode (potentiel négatif) et une anode (potentiel positif), entre lesquelles se trouvent des dynodes, qui sont des électrodes à potentiels intermédiaires. Les PMs ont typiquement une section circulaire avec un diamètre de 5 cm et sont placés suivant un motif hexagonal. Le nombre de PMs posés à la surface du cristal peut varier entre 50 et 100. [1]

Grâce au guide de lumière, les scintillations produites dans le cristal sont guidées vers la photocathode du PM. Quand un photon lumineux atteint la photocathode, un effet photoélectrique aura lieu et un électron sera éjecté de celle-ci. A l'aide d'électrodes mises à un certain potentiel, des lignes de champ sont créées, et les électrons qui sortent de la photocathode vont suivre ces lignes de champ pour finir sur la première dynode. Ils y arrivent avec une énergie cinétique de quelques centaines d'eV qui leur permet d'arracher des électrons secondaires. Ces électrons arrachés sont à leur tour accélérés vers la dynode suivante par une différence de potentiel croissante et vont arracher à leur tour d'autres électrons. Le processus continue jusqu'à la dernière dynode. Les électrons seront finalement collectés au niveau de l'anode et donneront un signal électrique mesurable à la sortie.

Le facteur d'amplification des PM peut aller jusqu'à 10<sup>6</sup>. Les PM sont aussi caractérisés par leur rendement de conversion qui est le nombre de photoélectrons émis par la photocathode sur le nombre de photons incidents. Le rendement de conversion (appelé aussi rendement quantique) est fonction de la longueur d'onde de la lumière incidente [23].

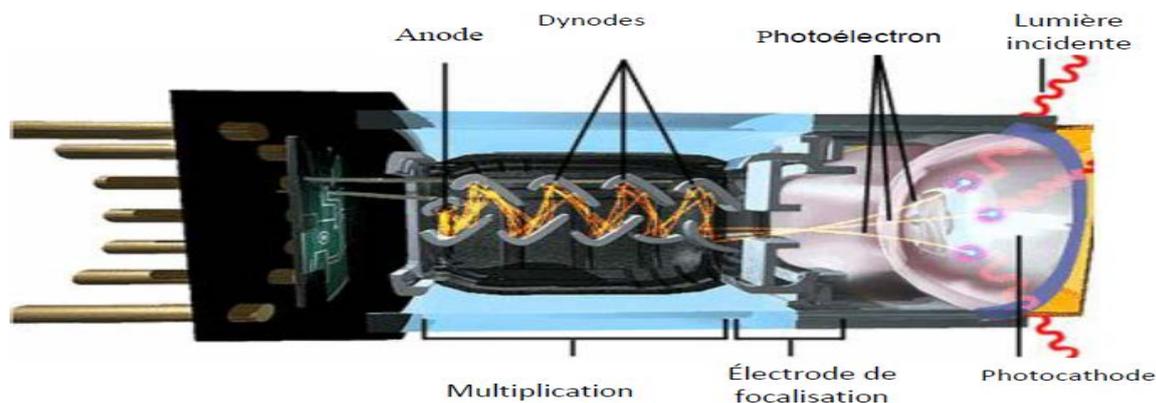


Figure II. 5: Un tube photomultiplicateur ou PM

- **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.

- **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.

### II.2.2. Les performances d'une gamma-caméra :

La gamma-caméra fournit une estimation de la distribution du traceur dans l'organisme. La précision de cette estimation est liée aux performances du système ; on peut les caractériser par plusieurs paramètres :

- **la résolution spatiale** qui représente la taille de la plus petite structure qui puisse être restituée par la caméra;
- **la résolution en énergie** qui définit la capacité de la caméra à discerner 2 isotopes d'énergie proche ou de discerner les photons primaires des photons diffusés ;
- **la sensibilité** qui traduit les performances de comptage de la caméra, c'est-à-dire le taux de photons détectés pour une activité donnée. Les performances de sensibilité de la caméra influent sur l'activité à injecter aux patients et sur le bruit dans les images;
- **l'uniformité** qui caractérise la capacité du système à reproduire une image homogène lorsque le détecteur est soumis à une irradiation homogène du champ de vue;
- **la linéarité spatiale** qui caractérise les distorsions géométriques ou défauts de localisation observés entre la position mesurée des photons et leur position réelle dans le plan d'entrée du détecteur;
- **le temps mort** qui traduit la durée pendant laquelle le détecteur est dans l'impossibilité de détecter un deuxième événement après l'arrivée d'un premier photon. Les pertes de comptage liées au temps mort entraînent la non-détection d'une fraction des photons.[24]

### II.2.3 L'appareil hybride SPECT/CT :

Le terme « hybride » signifie que deux modalités d'imagerie différentes (SPECT et CT) coexistent au sein d'une seule caméra.

Le SPECT et le CT sont deux techniques utilisées séparément depuis longtemps, respectivement en médecine nucléaire et en imagerie médicale.

La caméra gamma fournit l'information fonctionnelle (p. ex. l'augmentation de fabrication osseuse en cas de fractures ou de métastases dans l'os), tandis que le scanner multi-détecteurs fournit les informations structurelles, anatomiques et morphologiques.

Les deux modules sont par essence tomographiques, ce qui veut dire que, dans les deux cas, il s'agit d'une imagerie tridimensionnelle qui permet la fusion des informations des images dans les trois dimensions. Le « single photon » du SPECT indique que l'information est obtenue après l'injection intraveineuse d'une molécule spécifique marquée d'une infime quantité d'une substance radioactive (le plus souvent du Technétium-99m) dont le rayonnement est détecté par une caméra gamma.

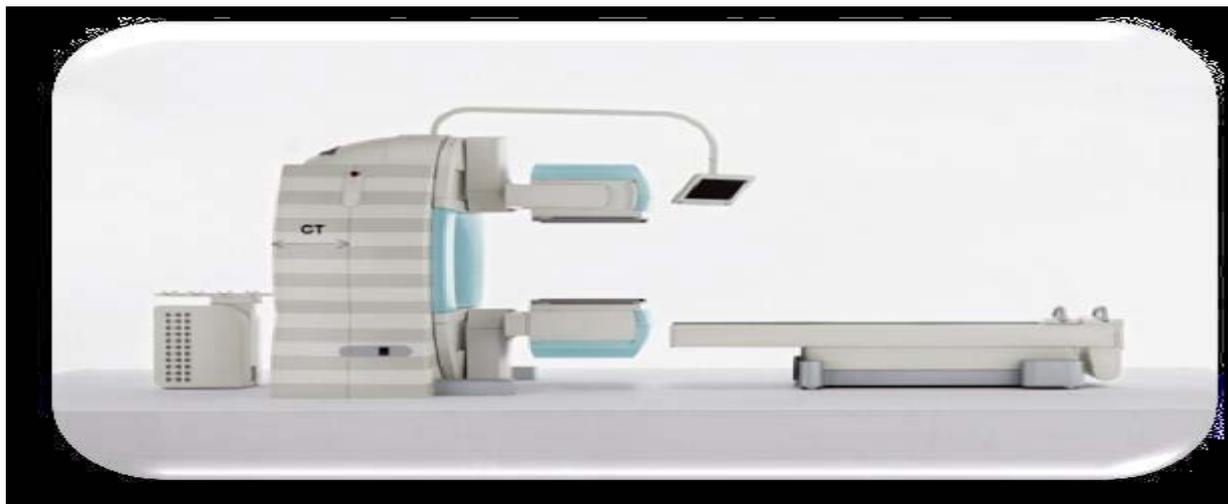


Figure II. 6: L'appareil hybride SPECT/CT

### Le couplage avec le CT permet :

- la localisation anatomique exacte de la lésion.
- la forme et les dimensions de la lésion.
- les aspects structurels de la lésion (p. ex. un caractère ostéocondensant ou ostéolytique).
- Mise au point de douleurs orthopédiques – rhumatismales.
- Évaluation du matériel d'ostéosynthèse.
- Mise au point de problèmes thyroïdiens.
- Mise au point des affections des parathyroïdes.
- Détection scintigraphique du ganglion sentinelle.
- Tumeurs neuroendocrines et néoplasmes thyroïdiens.
- Détection et suivi des métastases osseuses.
- Diagnostic (complémentaire) d'embolies pulmonaires.

### II.3 Tomographie par émission de positons :

La Tomographie par Émission de Positons (TEP) utilise les propriétés particulières des émetteurs bêta plus (+) qui sont injectés au patient sous forme de produits marqués se liant spécifiquement aux cellules dont on veut obtenir une image. Les émetteurs de positons ont la particularité de produire par annihilation deux photons gamma. Ces radionucléides pourraient donc être utilisés et détectés avec l'outillage classique de spectrométrie. Néanmoins, ces photons gamma présentent deux particularités intéressantes supplémentaires. D'une part, ils sont émis dans deux sens opposés l'un de l'autre, et d'autre part, ils ont la même énergie de 511 keV quel que soit l'isotope utilisé. Cette technique nécessite donc un outil d'imagerie adapté qui lui donne toute sa puissance et sa spécificité. Dès que le Fluor 18 a été identifié comme le radioisotope idéal pour cette technologie d'imagerie de part ses propriétés physiques et chimiques et que sa production de façon industrielle devenait réaliste, on a assisté à une envolée du développement de cette technologie initialement entraînée par le produit marqué de référence, le FDG. La tomographie par émission de positons est sur le point de dépasser les techniques TEMP de par sa polyvalence et pourrait devenir sous peu le nouveau standard de l'imagerie fonctionnelle.[25]

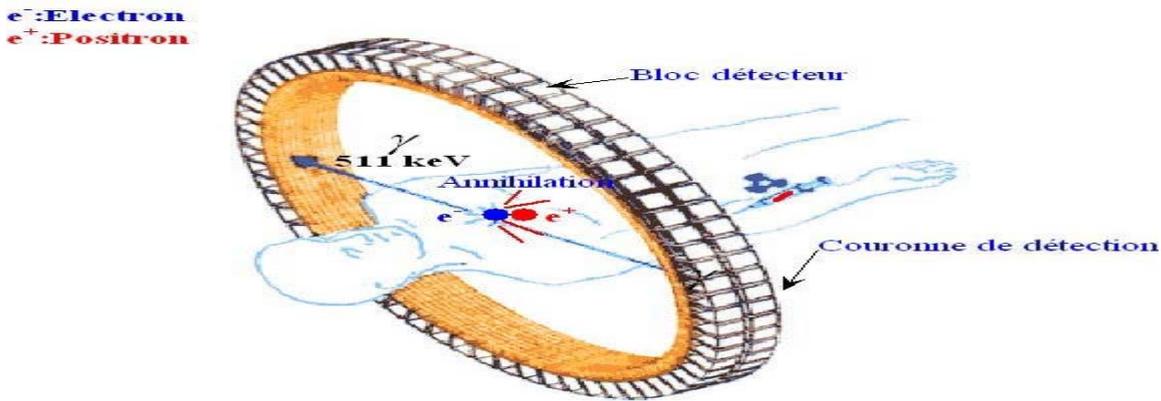


Figure II. 7: Principe du PET

La discrimination en temps repose sur un circuit de coïncidence qui n'autorise l'enregistrement d'un événement que si les deux photons sont détectés sur deux détecteurs en vis à vis dans un intervalle de temps (appelé fenêtre de coïncidence) de quelques nanosecondes. Le volume élémentaire assimilé à une ligne dite ligne de réponse (LDR) portée par ces deux détecteurs détermine la direction de l'émission des deux photons  $\gamma$ . Par principe, la détection de deux photons en coïncidence est assimilée à l'annihilation d'un positon et d'un électron quelque part le long de la ligne de réponse.

Les événements enregistrés en TEP ne sont pas tous formés par une paire de photons issus d'une même annihilation (coïncidence vraie) et qui s'échappent du corps du patient sans aucune interaction. Lors de l'acquisition du signal, l'interaction des photons dans la matière par effet Compton entraîne la détection de coïncidences diffusées. Dans ce cas, l'orientation des photons détectés ne correspond pas à celle de la ligne de réponse associée (voir figure II.8). Tout photon ayant interagi dans l'organisme, que ce soit par effet Compton ou par effet photoélectrique, est considéré comme atténué, qu'il soit détecté (coïncidence diffusée) ou non. Par essence, le principe de la détection en coïncidence génère également l'enregistrement de coïncidences fortuites, pour lesquelles la paire de photons détectés provient de deux annihilations distinctes. Seule une paire de photons non atténués détectés en coïncidence et provenant d'une même désintégration (coïncidence vraie non diffusée) contribue au signal utile permettant de reconstruire la distribution de la concentration radioactive. La somme des coïncidences détectées (coïncidences vraies, diffusées et non diffusées, et coïncidences fortuites) est appelée coïncidences totales. [26]

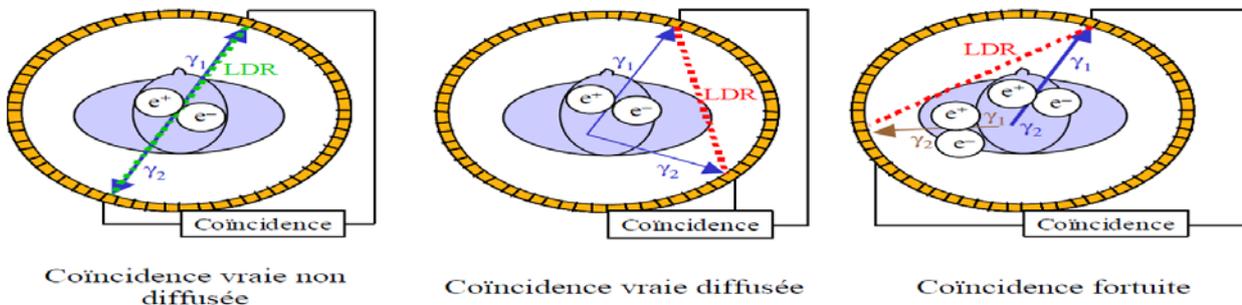


Figure II. 8: Différents types de coïncidences. Seules les coïncidences vraies non diffusées permettent une localisation correcte de l'annihilation du positon.

### ➤ L'appareil TEP/CT :

Le couplage d'un CT avec le TEP permet une correction d'atténuation plus rapide et une meilleure localisation des foyers fixant le [18F]-FDG et donc potentiellement une optimisation des procédures diagnostiques et thérapeutiques.

Les protocoles d'acquisition sont variables. Des techniques et algorithmes permettent de pallier les principaux artefacts.

L'acquisition séquentielle, en un seul positionnement du patient, des images dans les deux modalités TEP et TDM est possible sur un appareil unique (TEP-TDM ou machine hybride). Le couplage d'un TDM avec le TEP dans la machine hybride permet :

- une correction d'atténuation plus rapide que celle réalisée par des sources radioactives externes ;
- une meilleure localisation des foyers fixant le [18F]-FDG grâce à l'information anatomique du TDM.

Ce couplage pourrait permettre d'optimiser certaines procédures thérapeutiques (en particulier en radiothérapie pour mieux définir le volume cible ou dans les procédures interventionnelles pour mieux cibler les échantillons à prélever). [27]

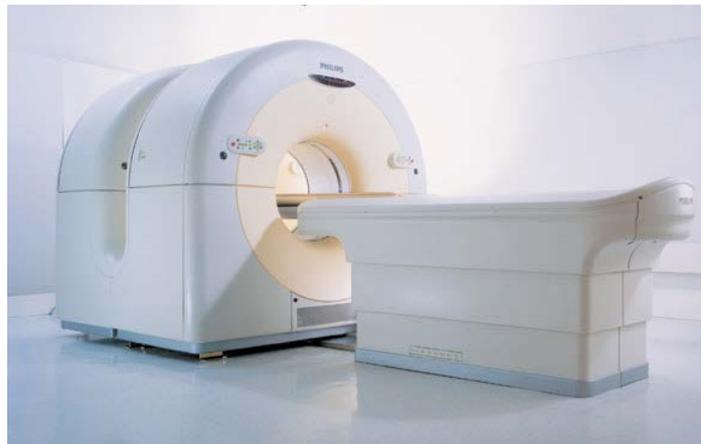


Figure II. 9: L'appareil TEP/CT

### II.4 La scintigraphie :

La scintigraphie est un examen fonctionnel mais aussi une technique d'imagerie qui en médecine nucléaire permet d'explorer tous les organes. Elle utilise un produit radiopharmaceutique associant un vecteur (basé sur une molécule phosphorée) et un traceur radioactif. Elle est réalisée par un médecin spécialisé, dans un établissement hospitalier (public ou privé) spécialement agréé.

Il existe de nombreux radiopharmaceutiques adaptés aux explorations endocriniennes, cardiaques, pulmonaires, osseuses, cérébrales, biliaires, hépatiques, rénales, lymphatiques ou ganglionnaires, tumorales. La scintigraphie est un examen très sensible, grâce auquel il est possible de détecter des anomalies non visibles par un autre examen radiologique.

#### ➤ Déroulement de l'examen :

Durant la scintigraphie, le produit radiopharmaceutique est le plus souvent injecté dans une veine du bras. Après l'injection, il peut être nécessaire d'attendre que le produit atteigne l'organe cible avant de prendre les clichés. Durant cette attente le patient est libre de sortir mais il doit boire fréquemment et vider souvent sa vessie. Cela lui permet d'éliminer le produit qui n'est pas fixé sur l'organe visé. Pendant l'examen, il est allongé sous une gamma caméra et doit rester immobile, pendant que le détecteur se déplace

de la tête aux pieds. Le rayonnement émis par l'organe étudié est alors détecté par la machine, qui reproduit une image sur un écran.

### ➤ **Formats de l'image scintigraphique :**

Les images scintigraphiques 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 vu 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. [28]

### ➤ **Les modes d'acquisitions scintigraphiques :**

#### • **Le mode planaire :**

-Le mode planaire statique :

En mode statique, les informations temporelles relatives aux photons détectés ne sont pas exploitées. On exploite uniquement les informations spatiales.

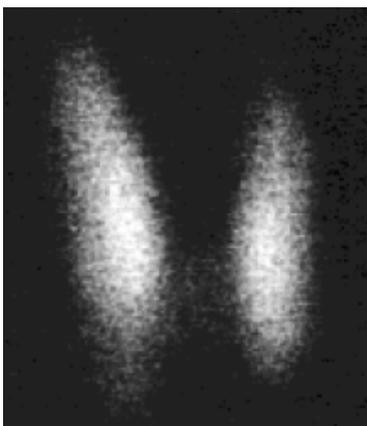


Figure II. 10 : Scintigraphie thyroïdienne

Pendant une acquisition en mode statique planaire, la gamma-caméra reste immobile et les projections acquises fournissent une information bidimensionnelle de la distribution tridimensionnelle du radiotracer dans l'organe. Cette information bidimensionnelle permet essentiellement une étude qualitative du fonctionnement de l'organe étudié, peu quantitative vu qu'on n'a pas d'informations sur la profondeur des lieux d'émission. Pour en tenir compte, une correction de l'atténuation est nécessaire.

Pour une acquisition statique planaire optimisée, il est important de choisir une fenêtre spectrométrique adaptée à l'énergie d'émission du photon et un collimateur dont le champ de vue couvre l'organe étudié et ayant une sensibilité assez élevée.

Le temps d'attente après l'injection est aussi un élément important dans la mesure où il est parfois souhaitable d'attendre l'élimination du radiotracer de certains tissus pour imager de façon plus spécifique les organes cibles. [29]

## Chapitre II : Les équipements de la médecine nucléaire

-Le mode planaire Corps Entier (CE) :

Ce mode est appliqué Lorsque la région à explorer est de dimension supérieure au champ de vue de la caméra, certaines caméras permettent le balayage par un déplacement à vitesse constante de la tête de détection (voir figure II.11). [30]

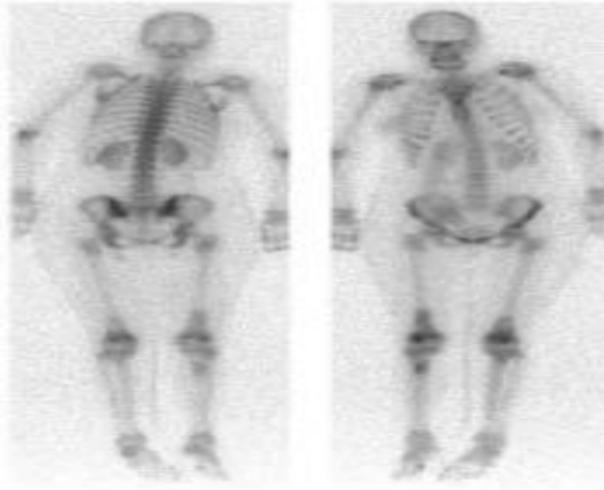


Figure II. 11: un balayage «corps entier» obtenu en déplaçant la gamma-caméra à vitesse constante dans le cas d'une scintigraphie osseuse.

-Le mode Planaire Dynamique :

Lors d'une acquisition en mode dynamique, des séquences d'images indexées par le temps sont acquises. Ceci permet d'avoir accès à des informations quantitatives sur le fonctionnement de certains organes tels que le coeur, les poumons et les reins. On traite les données acquises de façon à avoir des courbes « activité-temps » afin d'étudier le taux de fixation et d'élimination du radiotracer dans l'organe étudié. Des images paramétriques (représentant la distribution spatiale d'un paramètre d'intérêt) peuvent être utilisées afin de condenser les informations obtenues à partir d'une séquence d'images comme c'est schématisé dans la figure II.12.

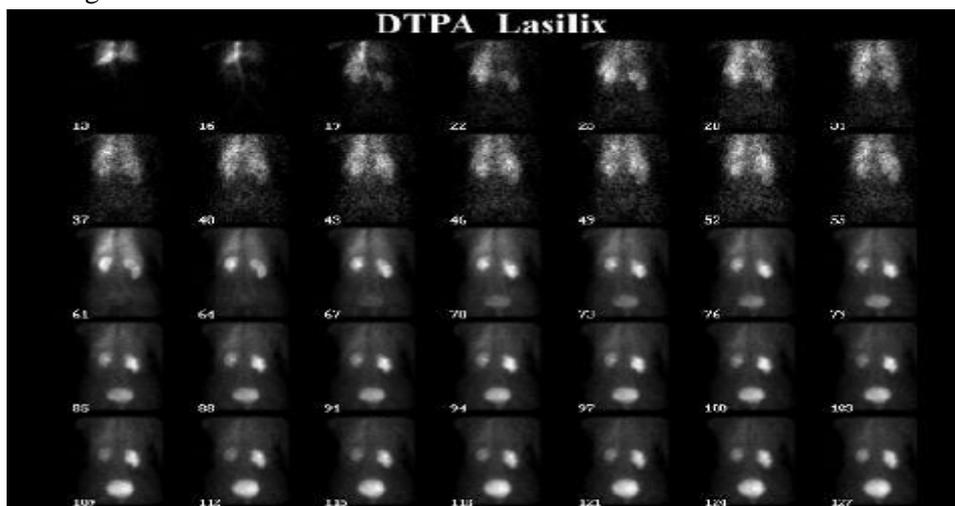


Figure II. 12: Scintigraphie rénale dynamique

-Le mode planaire Synchronisée ECG :

Il s'agit d'une division du cycle cardiaque en n segments (figure II.13). On peut aussi l'appeler une scintigraphie cavitaire qui est une méthode de référence de la mesure de la fraction d'éjection du ventricule gauche (FEVG). Cette méthode est plus robuste et plus reproductible que l'échographie cardiaque.

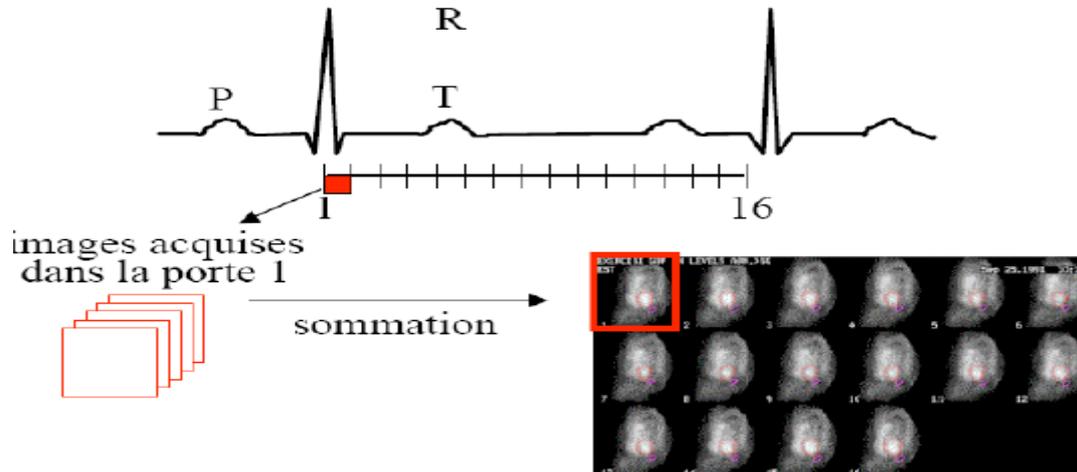


Figure II. 13 : Mode d'acquisition synchronisé.

-Le mode multi-isotopique :

Dans le cas de l'administration au patient de plusieurs isotopes, l'acquisition multi-isotopique permet l'enregistrement simultané de plusieurs images, chacune centrée sur le pic d'un isotope donné. Ce mode d'acquisition permet d'obtenir, à la suite d'une même acquisition, des données physiologiques, ou physiopathologiques relatives à chaque radiotracer, qu'on pourra comparer visuellement ou par soustraction d'images.

-Modes d'enregistrement des données :

Les événements produits dans le scintillateur peuvent être enregistrés selon deux modes :

- 1) Le mode incrémental : à chaque fois qu'un photon est détecté à un instant  $t$ , le nombre de photons correspondant à la position de détection  $(X, Y)$  du photon considéré est incrémenté dans l'image supposée décrire la distribution d'activité pendant un intervalle de temps contenant  $t$ .
- 2) Le mode séquentiel (ou mode liste) : Pour chaque photon détecté, la position de détection  $(X, Y)$  et le temps de détection sont enregistrés sous forme de liste, de façon séquentielle [31]

**-Le mode tomographique :**

On peut distinguer deux types de tomographies : la tomographie longitudinale et la tomographie transaxiale. La tomographie longitudinale consiste à représenter des coupes d'un organe parallèles au plan de détecteur. Dans le cas de la tomographie transaxiale, on reconstruit des coupes perpendiculaires au plan du détecteur.

Par rapport au mode planaire, le mode tomographique permet d'améliorer le contraste, la précision sur la localisation spatiale, la sensibilité de détection des anomalies et une meilleure quantification.

Le principe du mode tomographique consiste à acquérir une série d'images bidimensionnelles 2D, chacune composée de plusieurs profils unidimensionnels 1D. Chacun des profils 1D est la projection, sous une incidence angulaire précise, de la radioactivité contenue dans une seule coupe du patient. [32]

L'objet tridimensionnel 3D est composé de plusieurs coupes bidimensionnelles 2D (figure II.14-b), chacune de ces coupes se projetant en de multiples profils 1D discrets. En l'absence des phénomènes d'atténuation et de diffusion des rayons émis, chaque point d'un profil correspond à la somme des photons émis de la source

tout au long d'une ligne droite perpendiculaire à la surface du détecteur (dans le cas d'une collimation parallèle) (figure II.14-a). Avec un nombre important de données linéaires et angulaires, il est possible de reconstruire les images des coupes qui représentent la distribution tridimensionnelle du radiotraceur dans l'organe à étudier.

Afin d'avoir un nombre important de données angulaires et linéaires, il faut faire des acquisitions sous plusieurs angles (64 ou 128 valeurs d'angles discrètes) et il faut que les projections 2D acquises soient finement échantillonnées (64x64, 128x128, 256x256, 512x512) pixels. [33]

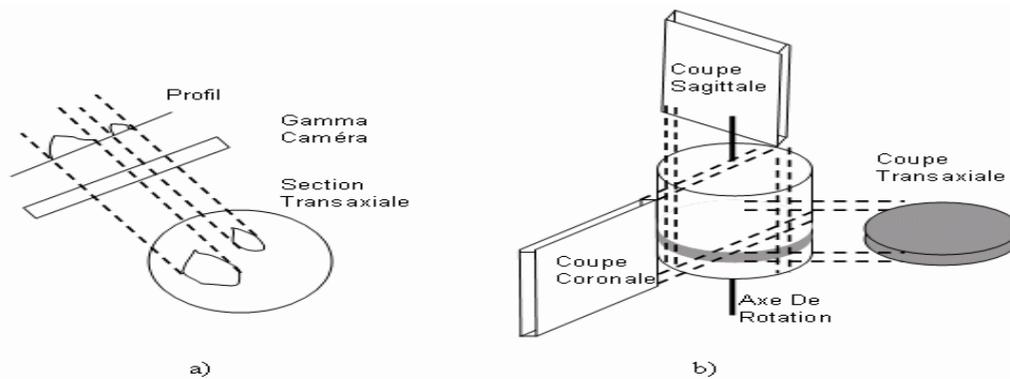


Figure II. 14 : a) Profil obtenu avec une gamma-caméra b) Orientation des coupes reconstruites

### II.5 Cyclotron :

Un cyclotron est un accélérateur de particules compact qui utilise des ondes électromagnétiques pour accélérer les particules. Un flux de particules chargées est introduit au centre de la chambre et la tension tour à tour attire et repousse les particules, provoquant leur accélération. [34]



Figure II. 15: Cyclotron

#### ➤ Principe de fonctionnement :

Dans son principe, le cyclotron utilise l'action combinée d'un champ magnétique et d'un champ électrique pour délivrer un faisceau de particules accélérées. Ces particules, électriquement chargées, sont introduites au centre d'une enceinte où règne un vide très poussé. Sous l'action combinée de champs électrique et magnétique convenablement choisis, elles décrivent une trajectoire en spirale depuis le centre du cyclotron jusqu'aux bords tandis que leur vitesse s'accroît.

Elles parcourent ainsi plusieurs tours avant d'être extraites de l'accélérateur. Elles sont ensuite concentrées à l'aide d'éléments électromagnétiques puis projetées à très grande vitesse sur une cible située à quelques mètres de l'accélérateur.

## Chapitre II : Les équipements de la médecine nucléaire

Dans le cyclotron, un filament chauffé émet des ions H<sup>-</sup> qui sont ensuite accélérés dans le vide par un champ électromagnétique. Les protons sont extraits des ions H<sup>-</sup> en extrayant les deux électrons des ions avec une mince couche de carbone. Les protons porteurs d'une grande énergie, due à leur vitesse, viennent frapper une cible composée d'eau enrichie en oxygène 18 (18 O, isotope naturel stable non radioactif de l'oxygène). Du fluor est envoyé dans la cible par un tube capillaire, et on obtient, après bombardement, l'isotope fluor 18 (18 F) dissout dans l'eau (16 O et 18 O). Les fabrications sont réalisées à la demande et il ne peut pas se passer plus de huit heures entre la fabrication et l'injection au patient. Cette péremption est courte pour deux raisons :

- demi-vie très courte du 18 F (119 minutes) ;
- non prolifération bactériologique dans le conditionnement final du produit injectable.[35]

Le cyclotron pendant son fonctionnement émet des rayons X, des rayons gamma et des neutrons rapides. Ces rayons et particules sont arrêtés par un blindage de béton, y compris la porte d'accès.

Le cyclotron se compose de plusieurs éléments tels que:

- **Le système radiofréquence** : les particules sont accélérées par une cavité multi-électrodes alimentée par un seul amplificateur, situé dans la salle du cyclotron ;
- **L'aimant** : l'aimant utilise deux bobines classiques résistives. Le champ magnétique isochrone guide le faisceau d'ions H<sup>-</sup> autour du centre du cyclotron et ses propriétés assurent la focalisation horizontale et verticale nécessaire;
- **Source d'ions** : le cyclotron est équipé d'une source à cathode froide pour la production des ions H<sup>-</sup> ;
- **Système d'extraction des ions H<sup>-</sup> (Strippers)** : les protons sont extraits en strippant les 2 électrons ions H<sup>-</sup> avec une mince feuille de carbone ;
- **Chambre à vide** : l'accélérateur est caractérisé par un vide de très haute qualité, nécessaire pour l'accélération des ions négatifs. Pour obtenir une bonne efficacité de transmission, 4 pompes cryogéniques et une pompe turbo moléculaire sont installées. Une pompe mécanique est utilisée pour le pompage primaire;
- **Systèmes de commande et de contrôle** : les différents modules du cyclotron sont commandés et contrôlés par informatique.

L'appareil est formé de deux cavités en forme de demi-cylindres, (les "Dés"), séparées par un petit intervalle. Un dispositif émetteur de particules chargées est situé au voisinage du centre. L'ensemble est soumis à un vide poussé et est placé entre deux électro-aimants qui produisent le champ magnétique désiré, comme indiqué sur la figure suivante. [36]

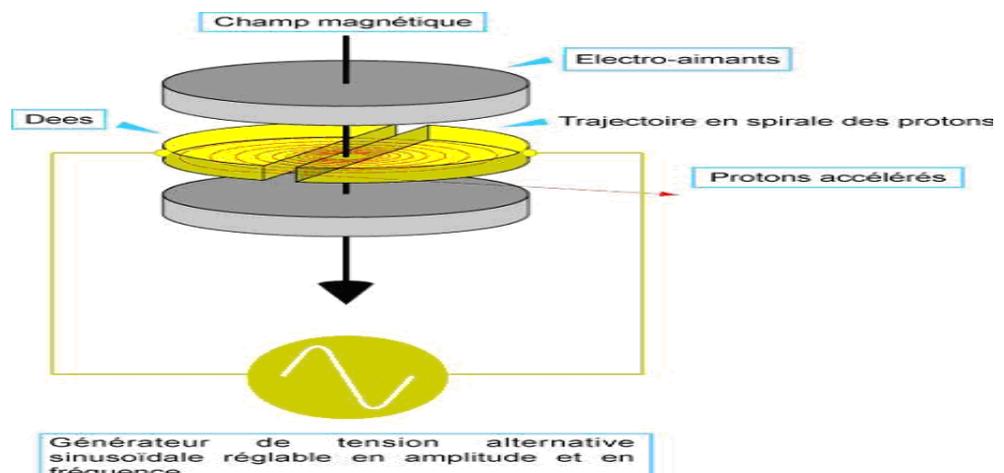


Figure II. 16: parties composant le cyclotron.

### II.6. Activimètre :

Un activimètre est un système de mesure constitué des éléments suivants:

- une chambre d'ionisation à puits;
- une alimentation haute tension stabilisée;
- un électromètre pour la mesure de l'intensité du courant d'ionisation;
- une électronique de calcul de l'activité;
- un dispositif d'affichage parfois complété d'une imprimante.

L'activimètre est utilisé pour la mesure d'activité de sources radioactives liquides de volumes variables contenues en général dans des flacons ou des seringues. Les radionucléides généralement utilisés dans les services de médecine nucléaire pour les mesures d'activité sont  $^{18}\text{F}$ ,  $^{67}\text{Ga}$ ,  $^{90}\text{Y}$ ,  $^{99\text{Tc}}\text{m}$ ,  $^{111}\text{In}$ ,  $^{123}\text{I}$ ,  $^{125}\text{I}$ ,  $^{131}\text{I}$ ,  $^{201}\text{Tl}$ .

Une chambre d'ionisation à puits est composée schématiquement d'une enceinte scellée contenant un gaz sous pression (azote, argon, ...) et de deux électrodes cylindriques coaxiales

La source (flacon ou seringue contenant une solution radioactive) étant introduite dans le puits de la chambre, le rayonnement qui atteint le gaz (photons X ou gamma, électrons) crée une ionisation des atomes du gaz. Une tension est appliquée entre les électrodes. Les charges négatives (électrons, ions négatifs) sont attirées par l'anode, les charges positives (ions positifs) par la cathode. Il s'établit alors un courant électrique appelé courant d'ionisation. La tension appliquée est suffisamment élevée pour permettre la collection quasi complète des ions positifs et négatifs et éviter ainsi les phénomènes de recombinaison. Cette tension est appelée tension de polarisation. [37]



Figure II. 17: Modèles d'activimètre.

### II.7 Conclusion :

Nous avons rappelé dans ce chapitre les principes sur lesquels l'ensemble des équipements en Médecine Nucléaire qui sont :

- les machines hybrides TEMP-TDM.
- la Tomographie par Émission de Positons et les machines hybrides TEP-TDM.
- la scintigraphie.
- cyclotron.
- l'activimètre.

Dans le chapitre suivant nous avons défini le contrôle qualité et son intérêt dans la médecine nucléaire en se basant sur la norme NEMA. Puis nous avons détaillé tous les contrôles effectués au sein du service de médecine nucléaire.

### Chapitre III : Contrôle qualité en médecine nucléaire :

#### III.1 Introduction :

Dans un processus d'assurance qualité, chaque appareillage utilisé doit faire l'objet d'un programme de contrôle de qualité. Ce dernier consiste à évaluer les performances de chaque dispositif médical selon une périodicité bien définie, préconisée par le constructeur ou le cas échéant prévue dans une politique d'assurance qualité interne au service.

Dans le contexte médical, la motivation première d'un contrôle qualité est de garantir la sécurité du patient et de l'utilisateur, et de s'assurer que le dispositif considéré assure bien sa fonction pour une bonne prise en charge du patient. En fait, le contrôle qualité (CQ), doit être assuré par un(e) technicien(ne) biomédical(e) ou un(e) physicien(e) médical(e) selon le type de contrôle, est réalisé par le constructeur lui-même. Pour cette raison, les services de médecine nucléaire sont dans l'obligation de procéder au contrôle qualité (sources, fantômes ...).

Dans ce qui suit, nous allons définir le contexte du contrôle qualité, puis nous allons décrire en détail les contrôles effectués, tout en expliquant comment nous les avons appliqués et en synthétisant les tâches pour lesquelles nous avons opté dans le cadre de ces contrôles.

#### III.2 Contexte normatif et réglementation :

La norme ISO 13485 : est une norme internationalement reconnue qui établit les exigences relatives à un système de management de la qualité propre au secteur des dispositifs médicaux. Cette norme est conçue pour être utilisée par les organismes tout au long du cycle de vie d'un dispositif médical, de la conception à la production et la postproduction, y compris la mise hors service et l'élimination définitive du produit.

D'autres aspects sont également couverts par la norme, tels que le stockage, la distribution, l'installation et les prestations associées, ainsi que la fourniture de services connexes. [38]

La norme peut également être utilisée tant par l'organisme en interne que par des parties externes, y compris des organismes de certification, pour les accompagner dans leurs processus de certification, ou par les organismes intervenant dans la chaîne d'approvisionnement qui sont contractuellement tenus de se conformer à ses exigences. [39]

ISO 13485 permet à un organisme de concevoir un système de management de la qualité établissant et garantissant le maintien de l'efficacité de ses processus. Cette démarche reflète la solidité de l'engagement de l'organisme en faveur de l'amélioration continue et donne à ses clients un gage de confiance quant à sa capacité à commercialiser des produits à la fois sûrs et efficaces.

La norme ISO 13485 est principalement destinée aux établissements ayant un lien avec le cycle de vie du DM. [40]

Les étapes de sa conception, marquage CE, vente, maintenance et modification doivent rigoureusement être définies. C'est en cela que la norme ISO 13485 définit et répond aux exigences qui impliquent le SMQ pour tous les intervenants dans le cycle de vie de ce DM. Ce système de management a pour but de satisfaire à la fois les clients directs et indirects, mais aussi répondre aux exigences réglementaires en vigueur. [41]

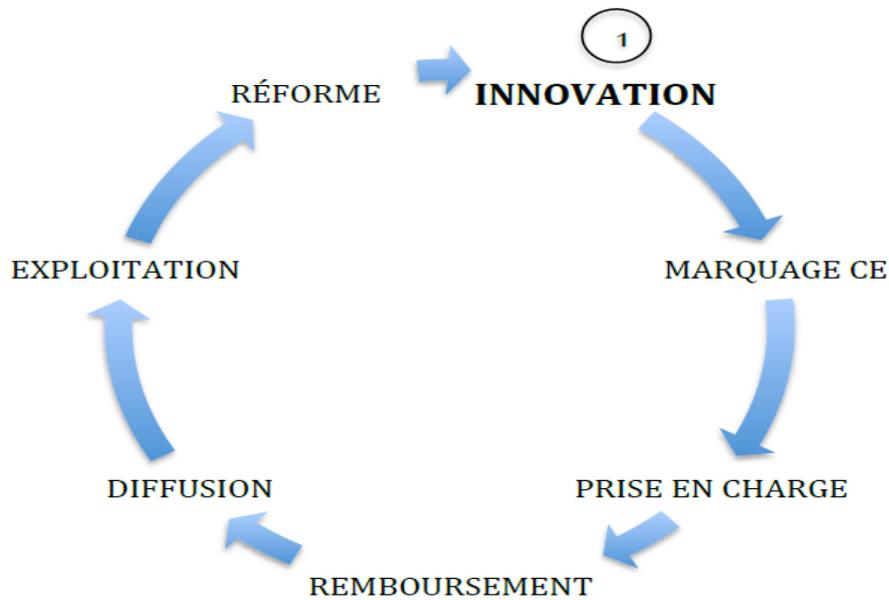


Figure III. 1: Cycle de vie des dispositifs médicaux.

Cette norme a été mise en place pour faciliter l'obtention du marquage CE sur les DM. En effet, les établissements intervenant sur les DM ont le plus souvent leur propre procédé, leurs propres exigences en terme de qualité. Il devient alors difficile de se retrouver dans ces SMQ. [42]

### III.3 Contrôles Qualité :

Système destiné à vérifier et à maintenir le niveau de qualité souhaité d'un produit ou d'un processus par une planification approfondie, l'utilisation d'un matériel adéquat, une inspection continue et une action corrective si besoin.

#### III.3.1 Quels équipements ?

- Caméra à scintillation et caméra semi-conducteur : TEMP
- Caméra à scintillation couplée avec un tomodensitomètre : TEMP - TDM
- Tomographe à Emission de Positrons : TEP
- TEP - TDM
- Activimètres
- Compteurs-gamma

#### III.3.2 Pourquoi le CQ des TEMP, TEMP - TDM, TEP, TEP - TDM :

Assurer une qualité d'image optimale dans les conditions cliniques pour assurer le meilleur diagnostic possible par le médecin.

#### III.3.3 Pourquoi le CQ de l'Activimètre :

Garantir avec précision l'activité du radiopharmaceutique administrée au patient.

Pour maintenir le niveau de radioactivité des radiopharmaceutiques administrés au niveau le plus faible possible afin de minimiser le niveau d'exposition aux rayonnements ionisants, compatible avec une qualité d'image permettant de réaliser le diagnostic.

En effet, à chaque type d'examen est associé un niveau d'activité de référence à injecter au patient pour assurer une qualité d'image correcte et un niveau d'exposition minimale. [43]

### III.4. Procédures de Contrôle de qualité :

#### III.4.1 Le contrôle qualité du SPECT :

Le contrôle qualité est l'ensemble des opérations (prévision, coordination, réalisation) visant à maintenir ou à améliorer la qualité de fonctionnement de la gamma- caméra. Dans son application à une procédure de diagnostic, le contrôle de qualité englobe la surveillance, l'évaluation et le maintien à un niveau optimal de toutes les caractéristiques qui peuvent être définies, mesurées et régulées.

Si en acquisition planaire, l'image se forme directement à partir d'une acquisition unique, en acquisition SPECT l'obtention de l'image nécessite une reconstruction de l'image à partir de plusieurs acquisitions selon différents angles d'incidence. Ceci amplifie les distorsions au niveau des images. Le contrôle qualité d'une gamma caméra tomographique concerne, en particulier, l'uniformité, la taille du pixel et le centre de rotation.

##### i. Les types de contrôles qualité :

On distingue essentiellement deux types de contrôles :

###### a. Les contrôles opérationnels :

Il est recommandé de les effectuer avant l'utilisation de l'appareil. Certains sont banals comme la vérification de la fixation du collimateur, le contrôle de la bonne marche de l'oscilloscope, et d'autres plus complexes comme le test d'homogénéité du champ, la vérification du bruit de fond en l'absence de source radioactive ou le réglage de la spectrométrie.

###### b. Les contrôles périodiques :

Qui sont divisés traditionnellement en trois groupes :

- **Contrôle d'acceptance** : au moment de la mise en service de l'appareil, qui doit être fait afin de vérifier la conformité des performances effectives par rapport aux performances annoncées ;
- **Contrôle de référence** : comme son nom l'indique, il permet de donner les valeurs de référence par rapport auxquelles on va juger l'évolution des performances de l'appareil au cours du temps ;
- **Contrôle de routine** : à effectuer périodiquement (hebdomadaire, trimestriel, semestriel) selon un calendrier préconisé par certains organismes officiels.

##### ii. Contrôle qualité de gamma caméra :

Les protocoles de tests des gamma caméras n'ont cessé d'être mis à jour en liaison avec les évolutions techniques et logicielles. Certaines procédures standardisées [NEMA, CEI] s'adressent essentiellement aux constructeurs alors que d'autres protocoles [AAPM, IAEA, EANM] sont rédigés par des commissions professionnelles et sont destinés à l'utilisateur. Le présent document a été élaboré à partir du protocole CEI, norme internationale, qui propose une évaluation des performances plus adaptée aux conditions cliniques d'utilisation que les protocoles NEMA. [44]

Les tests pour l'évaluation des performances des caméras à scintillations dans leurs trois modes d'utilisation :

### ➤ Contrôles de la caméra à scintillations en mode Planaire :

- Les paramètres à contrôler :

#### 1. *Etat fonctionnel* :

- Commandes des mouvements, témoins de sécurité, affichage.
- Etat général.
- Fixation des collimateurs.
- Systèmes anti-collision et arrêts d'urgence.

#### 2. *Contrôle spectrométrie* :

- Vérifier la position du pic principal :

Le repérage de la position du pic est souvent réalisé automatiquement par l'utilitaire d'acquisition utilisé qui délivre la position du pic en keV, ou sa déviation relative par rapport à la position de calibration exprimée en %. Quelque soit l'isotope utilisé, la tolérance sur la position du pic est de 1 à 2 keV maximum.

Critère acceptabilité : Selon radioélément utilisé pour faire le contrôle :

Tc-99m (140keV) : le pic doit être entre [137, 143] keV

Co-57 (122keV) : le pic doit être entre [119, 125] keV

Pour les deux détecteurs.

- Comparer la position déterminée pour les deux détecteurs.



Figure III. 2: Comparaison de la position déterminée pour les deux détecteurs

#### 3. *Non-Uniformité de réponse* :

La non-uniformité de réponse caractérise la variation de réponse d'un détecteur (homogénéité) à un flux de photons identique en tout point du champ de vue.

Ce test consiste à s'assurer de l'uniformité de réponse de la caméra en l'absence (non-uniformité intrinsèque) et en présence (non-uniformité du système) du collimateur, pour un flux de photons « éclairant » le détecteur de façon uniforme.

On distingue, conformément à la définition du protocole NEMA, les non-uniformités intégrale (non-uniformité sur la totalité de l'image) et différentielle (non-uniformité locale). Ces tests doivent être effectués pour chacun des détecteurs du système et pour chaque collimateur.

### a. *Non-uniformité de réponse intrinsèque :*

- ✓ Intrinsèque : sans collimateur

Le premier test consiste à évaluer l'uniformité de la réponse du gamma caméra.

Avant tout approfondissement, il est important de signaler certaines données clés qui seront fort utiles pour la suite : les pixels se trouvant à l'extérieur des limites du champ de vue (FOV) sont pris comme égaux à zéro. Après avoir filtré (ou non) les images, il est essentiel de déterminer les paramètres qui rendent compte de la non uniformité de la réponse qui sont l'uniformité intégrale et l'uniformité différentielle. Elles sont calculées pour le champ de vue utile UFOV et le champ de vue central CFOV (égal à 0,75 fois UFOV) .

#### ▪ *Non-uniformité intégrale : $U_i$ :*

Les valeurs maximale ( $VM_i$ ) et minimale ( $V_{mi}$ ) du contenu de l'ensemble des pixels non nuls sont déterminées. Le pourcentage de **non-uniformité intégrale** ( $U_i$ ) est obtenu par :

$$U_i = \frac{VM_i - V_{mi}}{VM_i + V_{mi}} \times 100 \quad (5)$$

#### ▪ *Non-uniformité différentielle : $U_d$*

L'image du flux uniforme doit être analysée comme un ensemble de rangées et de colonnes individuelles (lignes X et Y). Chaque ligne horizontale (direction X) doit être traitée à partir d'une extrémité, en analysant un ensemble de cinq pixels comprenant le pixel de départ, et en notant les pixels avec les impulsions maximale ( $VM_d$ ) et minimale ( $V_{md}$ ) dans cet ensemble. La non uniformité différentielle ( $U_d$ ) doit être calculée en utilisant l'équation suivante:

$$U_d = \frac{VM_d - V_{md}}{VM_d + V_{md}} \times 100 \quad (6)$$

L'ensemble est déplacé d'un pixel et ces cinq pixels sont analysés, et la non-uniformité différentielle est calculée. Ce processus est poursuivi jusqu'à ce que le pixel le plus externe soit inclus. Puis toutes les autres lignes horizontales sont traitées de la même manière et la non uniformité différentielle selon X est exprimée comme la valeur absolue maximale des non uniformités différentielles calculées. Ce processus est répété pour toutes les lignes verticales (direction Y) indépendamment.

L'uniformité différentielle est le maximum des valeurs calculées en X et en Y.

### b. *Non-Uniformité de réponse du détecteur en extrinsèque (système) :*

- ✓ Extrinsèque : avec collimateur

Source scellée de Co-57 : Galette de Co-57

Pour créer une distribution radioactive uniforme

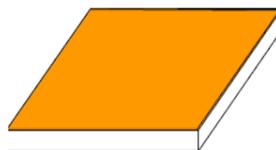


Figure III. 3:Galette de Co-57

Placer sur détecteur

122 keV (140 keV pour Tc-99m)



Entre 700 et 100 MBq

Figure III. 4:Galette de Co-57 placée sur le détecteur

### *c. Non linéarité et résolution spatiale :*

L'indice de résolution spatiale est la distance minimale entre deux sources radioactives ponctuelles ou linéaires pour que leurs images soient vues séparément.

L'indice de non-linéarité spatiale caractérise, sur le champ de vue du détecteur, les déplacements entre les positions mesurées de sources radioactives ponctuelles et leurs positions réelles. Le test est à adapter selon le calibrage du détecteur, soit une seule matrice de linéarité est employée sur tout le domaine en énergie (40 keV- 400 keV), soit plusieurs matrices sont nécessaires pour les différents isotopes. La méthode de calibrage de linéarité implémentée pour les acquisitions en fenêtres multiples va également conditionner les performances en termes de distorsions spatiales. [45]

On mesure la résolution spatiale intrinsèque (sans collimateur) au moyen d'un fantôme de transmission à fentes pour lequel on calcule, à partir des fonctions de dispersion linéaires mesurées sur l'ensemble du champ de vue, la largeur à mi-hauteur (LMH) qui caractérise la résolution spatiale. La non-linéarité intrinsèque est calculée à partir des positions des maxima des profils de l'image qui sont comparées aux positions attendues des lignes de réponse.

La résolution spatiale du système est calculée en présence de milieu diffusant pour un collimateur donné, à une distance donnée du collimateur et au moyen d'une source radioactive linéaire. [21]

#### ▪ *Résolution spatiale intrinsèque :*

Lors des **tests de réception**, la résolution spatiale intrinsèque est déterminée à partir d'un fantôme de transmission à fentes multiples conformément au protocole NEMA au moyen d'un dispositif particulier de fixation de la mire sur le détecteur et d'un logiciel de traitement.

Le test de non-linéarité intrinsèque est réalisé concomitamment. Ce test reste difficilement réalisable si ces moyens ne sont pas mis en œuvre en liaison avec le constructeur. [46]

#### ▪ *Résolution spatiale du système :*

Ce test prend en compte les modifications engendrées par la mise en place du collimateur. Le fantôme utilisé est constitué d'un ensemble de plaques de plexiglas et d'acier. Il est positionné perpendiculairement à l'axe du collimateur et parallèlement à l'un des axes électroniques du détecteur (X ou Y). L'intervalle d'air entre la face d'entrée du collimateur et la surface du fantôme est d'environ 5 cm.

▪ **Non linéarité spatiale intrinsèque :**

Les images obtenues lors du test visuel de résolution spatiale intrinsèque permettent aussi d'évaluer qualitativement la non-linéarité spatiale intrinsèque. [47]

**d. Sensibilité du système :**

Le but de ce test est de déterminer le rapport du taux de comptage du détecteur (nombre d'évènements comptés par le système) à l'activité d'une source radioactive de dimensions inférieures au champ de vue. La sensibilité est définie pour un collimateur, une fenêtre spectrale et un radionucléide donné. Elle est mesurée dans des conditions pour lesquelles les pertes de comptage sont négligeables.

La sensibilité du système est mesurée dans un fantôme diffusant pour une source radioactive plane d'activité connue (norme CEI). Les contributions associées aux photons ayant interagi dans le fantôme ou dans le collimateur sont prises en compte dans la mesure. Les conditions de mesure (collimateur, radioélément, fenêtre spectrométrique) seront celles employées pour les examens cliniques. Une mesure dans l'air (sans volume diffusant) pour caractériser le collimateur sera également réalisée (document NEMA). L'activité présente dans la source doit être mesurée avec une précision meilleure que 5 % au moyen d'un activimètre étalonné. [1]

**e. Taux de comptage du système en présence de milieu diffusant :**

La réponse en taux de comptage d'une gamma caméra dépend des caractéristiques des détecteurs ainsi que de la distribution de la source radioactive et des matériaux diffusants. De nombreux paramètres tels que la fenêtre spectrométrique, la géométrie de la source radioactive, le volume diffusant, le taux de comptage incident, les corrections appliquées sont susceptibles de modifier les pertes en taux de comptage du système qu'il convient de caractériser dans des conditions les plus proches des conditions cliniques d'imagerie. [5]

**f. Résolution intrinsèque en énergie :**

L'indice de résolution en énergie est la largeur à mi-hauteur du pic d'absorption totale, exprimé en pourcentage de l'énergie du rayonnement considéré. [48]

Le calibrage automatique du détecteur permet de centrer la réponse de chaque photomultiplicateur sur sa valeur de référence. La résolution en énergie est un indicateur du bon ajustement du gain des tubes photomultiplicateurs ; sa mesure est toujours associée à la valeur du pic photoélectrique. [49]

**g. Fuites de blindage :**

L'évaluation des fuites de blindage de la gamma caméra permet de mesurer la sensibilité du détecteur à :

- la radioactivité du patient se trouvant à l'extérieur du champ de vision,
- la présence de sources aux alentours de la caméra, par exemple des patients injectés attendant leur examen dans des salles contiguës.

Un contrôle initial du blindage d'une gamma caméra, appelé méthode simplifiée, est réalisé en déplaçant une source radioactive au contact des différentes parties externes du blindage du détecteur pour mettre en évidence des fuites de blindage aux régions situées à l'arrière et sur les côtés du blindage du détecteur et sur les joints entre le blindage et le collimateur. Cette méthode sera suffisante, pour vérifier l'absence de fuites de blindage pour les radionucléides de faible énergie comme le  $^{99m}\text{Tc}$ , notamment après une intervention mécanique sur le détecteur. Mais lorsque des fuites de blindage significatives sont identifiées (dans le cas de radioéléments comme l' $^{131}\text{I}$  par exemple), une méthode standardisée explorant l'influence de la présence de radioactivité en dehors du champ de vue sera utilisée

Le taux de comptage (corrigé du bruit de fond) produit par le détecteur est mesuré et exprimé en pourcentage du taux de comptage (hors bruit de fond) lorsque la source est placée sur l'axe d'un collimateur spécifié, à 200 mm de la face avant du collimateur. [50]

### *h. Vérification des dimensions du pixel :*

La mesure des performances (résolution spatiale, non-linéarité, ...), les logiciels de traitement des images font appel aux dimensions des pixels qui sont enregistrées lors du calibrage des détecteurs.

Il est nécessaire de s'assurer de l'exactitude de ces valeurs et de leur stabilité dans le temps.

### ➤ **Contrôles de la caméra à scintillations en mode corps entier :**

#### *a. Variation longitudinale de spectrométrie :*

Le but de ce test est de vérifier l'absence de décalage de la fenêtre spectrométrique lors du déplacement longitudinal du détecteur. En mode balayage corps entier, la position du maximum du pic d'absorption totale et sa largeur à mi-hauteur doivent être indépendantes de la position longitudinale du ou des détecteurs. Des variations peuvent apparaître lorsque le blindage magnétique des photomultiplicateurs est déficient.

Une variation longitudinale de spectrométrie va entraîner l'apparition de défauts d'uniformité lorsque les(s) détecteur(s) se déplace(nt).

Ce contrôle consiste à s'assurer de la constance de la spectrométrie pendant un balayage corps entier (BCE). Pour chaque détecteur, trois positions longitudinales sont étudiées, correspondant aux deux extrémités de la zone de balayage et à une position intermédiaire. Pour chacune des positions une analyse spectrométrique est réalisée. [51]

#### *b. Non-uniformité de réponse en mode balayage corps entier :*

Le but de ce test est de contrôler l'uniformité de réponse du système pendant le balayage corps entier d'une source plane uniforme. L'image obtenue pour un balayage corps entier d'une source radioactive uniforme sur la totalité du champ exploré, doit être uniforme. Des défauts d'uniformité peuvent être produits par des variations longitudinales de la spectrométrie ou des défauts d'uniformité des détecteurs mais également par des défauts de positionnement des informations pendant les différentes phases d'acquisition, des discontinuités entre ces phases ou des variations de la vitesse de balayage en cours d'acquisition.

Un balayage corps entier est effectué avec une source plane fixée sur le collimateur d'un des détecteurs. L'image obtenue est analysée pour la recherche d'inhomogénéités.

Dans le cas d'un système monodétecteur, les positions « antérieure » et « postérieure » doivent être contrôlées. Dans le cas d'un système multidétecteurs, la configuration des détecteurs doit être celle habituellement utilisée pour les examens cliniques. L'interposition du lit peut influencer sur le résultat d'un des détecteurs.

**Ce test doit être réalisé pour tous les collimateurs utilisés en mode balayage corps entier et doit être précédé d'un contrôle de la non-uniformité en mode planaire et d'un contrôle de variation longitudinale de spectrométrie.**

#### *c. Constance de la vitesse de balayage :*

Le déplacement mécanique des détecteurs ou du lit d'examen, doit se faire à vitesse strictement constante. Une variation de cette vitesse ou des discontinuités entre les phases de balayage électronique et mécanique, provoquent des défauts d'uniformité. [52]

Ce test consiste à s'assurer de la constance de la vitesse de balayage mécanique et de l'absence de discontinuités entre les phases de balayage mécanique et électronique.

**Ce test ne concerne pas les systèmes pour lesquels le balayage corps entier est obtenu grâce à un déplacement pas à pas.**

### *d. Résolution spatiale en mode balayage corps entier :*

Evaluer la plus petite distance entre deux sources linéaires ou ponctuelles pour que leurs images soient vues séparément en mode balayage corps entier.

Par rapport au mode planaire, la résolution spatiale en mode corps entier peut-être dégradée par la vitesse de balayage, des variations longitudinales de spectrométrie et l'atténuation du lit d'examen pour l'incidence postérieure. [53]

### ➤ **Mode tomographique :**

Il est indispensable de vérifier le bon ajustement des performances entre les différents détecteurs, particulièrement en mode tomographique afin de disposer d'un ensemble de projections cohérent pour la reconstruction.

La reconstruction tomographique est évaluée initialement en utilisant la méthode de reconstruction analytique qui répond aux conditions des spécifications de NEMA puis dans l'environnement clinique, c'est à dire avec l'algorithme itératif et les corrections disponibles. [54]

- Les paramètres à contrôler :

#### *a. Vérification de l'exactitude angulaire :*

Le but de ce test est de vérifier que l'indication angulaire de la machine correspond à la valeur programmée lorsque le détecteur est en rotation pour éviter les erreurs de positionnement dans les projections enregistrées et un défaut du centre de rotation expérimental.

#### *b. Vérification de la vitesse de rotation en mode continu :*

Le but de ce test est de vérifier que la vitesse de rotation est constante lors d'une acquisition tomographique en mode continu.

La statistique de comptage étant directement proportionnelle à la vitesse de rotation, elle doit être la même pour chaque projection pour l'acquisition tomographique d'une source radioactive fixée au collimateur.

Ce contrôle consiste donc à évaluer les variations du taux de comptage lorsque la caméra effectue une rotation en mode continu. En fonction de la période du radionucléide utilisé, il faudra ou non appliquer une correction de décroissance.

#### *c. Variation angulaire de spectrométrie :*

Vérifier l'absence de décalage de la fenêtre spectrométrique lors de la rotation des détecteurs.

Des décalages angulaires de spectrométrie pouvant faire apparaître des non-uniformités de réponse pour certains angles de rotation, les caractéristiques du spectre doivent être indépendantes de l'orientation des détecteurs.

#### *d. Variations angulaires d'uniformité et de sensibilité :*

S'assurer que la réponse des détecteurs n'est pas modifiée lors de la rotation en termes de non uniformité et de sensibilité du fait de variations de la réponse des tubes photomultiplicateurs et/ou d'un défaut de transfert des données lors de la rotation des détecteurs.

Des variations angulaires d'uniformité peuvent produire des artefacts de reconstruction et altérer la qualité de l'image tomographique.

### III.4.2 Les contrôles effectués pour le SPECT/CT :

Le contrôle de qualité de l'image TDM est nécessaire pour disposer d'informations fiables pour le calcul de la correction d'atténuation et la mise en concordance géométrique des images TEMP et TDM. En fonction des protocoles TDM accessibles qui, pour les systèmes les plus récents, sont équivalents à ceux des équipements de radiologie, la mise en service du TDM pourra faire l'objet de tests complémentaires de qualification associés aux scanners. [50]

#### i. Contrôles préliminaires de la qualité de l'image TDM :

Il s'agit de s'assurer que les nombres CT sont correctement quantifiés, afin notamment d'être utilisés dans le cadre de la correction d'atténuation des images TEMP. Il faut par ailleurs s'assurer du maintien d'un niveau de bruit et d'une uniformité acceptables des images scanner. Il convient en outre de s'assurer de l'absence d'artefacts de visualisation. [55]

#### ii. Indice de dose de scanographie :

Vérifier que les doses délivrées aux patients telles qu'affichées par le scanner correspondent aux doses réellement délivrées.

Mesurer à l'aide d'un dosimètre la dose délivrée lors d'exams standard. Vérifier que cette dose reste de même ordre de grandeur à chaque changement de tube à rayons X.

#### iii. Concordance des axes géométriques des images TEMP et TDM :

Le calibrage de la concordance entre les référentiels des images TEMP et TDM repose sur l'enregistrement dans les paramètres DICOM de chaque examen, des valeurs de translation, rotation et d'homothétie selon les 3 axes principaux du volume image. Ce test, qui concerne les systèmes hybrides TEMP-TDM, vérifie la correspondance spatiale des 2 séries d'images TEMP et TDM pour assurer la justesse du recalage des 2 modalités et la précision de la correction d'atténuation.

#### iv. Exactitude de la carte d'atténuation pour systèmes hybrides TEMP-TDM :

Ce test s'applique pour les protocoles cliniques de quantification faisant appel à l'imagerie TDM pour la correction d'atténuation. Ce test est réalisable lorsque la carte des coefficients d'atténuation utilisée pour corriger les images d'émission est accessible.

#### v. Test du centre de rotation pour différents collimateurs :

Ce test a pour but de vérifier que la position de l'axe de rotation de la gamma caméra est constante au cours de l'acquisition tomographique. Le centre de rotation doit coïncider avec le centre des matrices images reconstruites. Un décalage entre les axes de rotation mécaniques et théoriques peut aboutir à une dégradation de l'image.

### III.4.3 Contrôle qualité de TEP:

#### i. Mesure des performances:

Ces tests permettent d'évaluer les performances d'origine de l'appareil, puis de mesurer d'éventuelles dérives au cours du temps, lors d'interventions majeures ou de changement de logiciel. Ces tests sont une alternative simplifiée aux tests NEMA parfois disponibles sur les plateformes d'acquisition des constructeurs.

### a. Résolution spatiale :

La résolution spatiale du système caractérise sa capacité à distinguer dans l'image reconstruite deux points voisins. Le but du protocole est de déterminer quantitativement cette grandeur par la mesure de la largeur de la réponse impulsionnelle du système.

### b. Fraction de coïncidences diffusées :

La mesure de la fraction de coïncidences diffusées, quelque soit le protocole retenu (NEMA ou IEC), requiert un traitement au niveau du sinogramme. La méthode de mesure proposée n'échappe pas à cette règle.

En particulier, l'effet de l'activité présente en dehors du champ de vue est prise en compte. Cette contribution des coïncidences diffusées est exprimée par la fraction de diffusé :

$$Fd = \frac{Td}{Tv} \quad (7)$$

Où  $Tv$  est le taux de coïncidences vraies (diffusées et non diffusées) et  $Td$  le taux de coïncidences vraies diffusées.

La fraction de diffusé dépend de l'exactitude de l'étalonnage en énergie des détecteurs et de la résolution en énergie du système. Pour cette raison, il est important de vérifier l'étalonnage en énergie des détecteurs préalablement à la mesure. [56]

### c. Taux de comptage et sensibilité :

Les taux de comptage et la sensibilité sont propres à chaque tomographe et dépendent des caractéristiques des détecteurs et de l'électronique d'acquisition ainsi que de la géométrie du tomographe (angle solide de détection). Pour un tomographe donné, les taux de comptage et la sensibilité varient avec les conditions d'environnement du tomographe (telles que la température des détecteurs) et avec le vieillissement des détecteurs.

Les objectifs de ce test sont les suivants :

- mesurer la contribution relative des coïncidences fortuites par rapport aux coïncidences vraies pour une géométrie d'acquisition proche des conditions d'imagerie clinique et pour une large gamme de concentrations radioactives dans le champ de vue des détecteurs ;
- déterminer la plage de linéarité des taux de coïncidences vraies et diffusées en fonction de la concentration radioactive dans l'objet test ;
- déterminer le taux de coïncidences vraies maximum que peut restituer le tomographe et la concentration radioactive correspondante dans l'objet test ;
- évaluer le temps mort de l'ensemble de détection en fonction de la concentration radioactive dans le champ de vue du tomographe ;
- calculer à partir de la mesure des coïncidences vraies, fortuites et de l'évaluation de la fraction de coïncidences diffusées dans l'objet test, l'indice de rapport signal sur bruit dans les projections, NECR (Noise Equivalent Count Rate) ;
- mesurer la sensibilité du tomographe dans la géométrie d'acquisition proposée. La sensibilité est définie comme le nombre de coïncidences vraies par unité de temps et par unité de concentration radioactive évaluée en l'absence de temps mort du tomographe. [26]

### **d. Exactitude des corrections :**

L'objectif de ce test est d'évaluer la précision des corrections qui sont apportées aux données acquises. L'ensemble des corrections appliquées aux images avant ou au cours de la reconstruction (corrections pour l'enregistrement des coïncidences fortuites, pour la diffusion Compton des photons dans le patient et le détecteur, correction pour l'atténuation des photons dans le patient, correction de temps mort, normalisation et correction de décroissance radioactive) contribue à l'erreur sur la quantification des images en unité de concentration radioactive. Le choix de l'algorithme de reconstruction et des paramètres de celui-ci influe sur les corrélations entre voxels de l'image.

La précision de la restitution du coefficient d'atténuation de l'objet test est réalisée sur la carte des coefficients d'atténuation à 511 keV reconstruite à partir des facteurs de correction d'atténuation (FCA).

Pour les appareils TEP seuls, l'objectif est d'évaluer l'impact sur la valeur des coefficients d'atténuation de la carte finale :

- de la contamination éventuelle due à la présence de radioactivité dans les objets test lors de la mesure des coefficients d'atténuation ;
- de la présence de photons diffusés lors de la mesure des coefficients d'atténuation. [57]

La précision des corrections est évaluée globalement à partir de la linéarité de l'intensité des voxels de l'image reconstruite, exprimée en coups/voxel/seconde, en fonction de la concentration d'activité. L'objectif est de déterminer la plage de linéarité de la mesure de la concentration radioactive mesurée à l'aide de la TEP. [58]

Le réglage périodique des détecteurs TEP (gains de tubes photomultiplicateurs, ajustement des paramètres en énergie et en temps des éléments de détection), la mesure de l'efficacité de détection (intrinsèque et géométrique) et l'étalonnage du tomographe en unité de concentration radioactive doivent avoir été réalisés au préalable.

### **e. Qualité d'image :**

Évaluation de la qualité image du système d'imagerie pour une situation standardisée représentative d'une condition clinique typique. Il s'agit d'une mesure globale qui inclut les étapes d'acquisition des données, de quantification et de reconstruction des images. [59]

La mesure s'effectue dans des conditions comparables à celles obtenues dans une étude corps entier avec des lésions froides et chaudes insérées dans des milieux de densité variable (eau et insert poumon). Le contraste dans les images reconstruites entre les lésions et le fond, ainsi que la variabilité dans le fond sont utilisés comme mesure de la qualité image. [58]

## **ii. Contrôle de qualité et suivi des performances :**

### **a. Contrôles de qualité quotidiens :**

Lors de la mise en route des différents systèmes, une procédure d'initialisation (synchronisation de la console d'acquisition avec le statif, contrôles mécaniques, accès aux données d'étalonnage, ...) est mise en œuvre avant toute procédure de contrôle de qualité. La réponse du tomographe est en général évaluée qualitativement par une source scellée de géométrie variant suivant les constructeurs (ponctuelle, ligne, cylindre). La plupart des tomographes disposent d'une procédure intégrée qui permet de suivre quotidiennement les variations de sensibilité des détecteurs soit à partir d'une analyse visuelle du sinogramme, soit à partir d'indices calculés. Les variations de sensibilité relative des blocs de détection peuvent être estimées visuellement ou quantitativement par rapport à un sinogramme de référence, obtenu

après la mesure de l'efficacité de détection. D'autres indices variables suivant les appareils peuvent être accessibles dans les procédures de contrôle intégrées (gain des TPM, position du pic d'absorption totale, résolution en énergie, temps mort, ...). Le test de contrôle des gains des TPM, proposé par tous les constructeurs, est indispensable. Il permet d'évaluer la réponse globale de la chaîne de détection. Les tests de position du pic, résolution en énergie, synchronisation temporelle et temps mort précisent d'éventuelles dérives. [56]

Pour les tomographes disposant de sources radioactives de transmission, il faut réaliser une acquisition de transmission à blanc, qui mette en évidence les défauts de sensibilité dans les blocs détecteurs ou du dispositif mécanique de rotation de la source de transmission. Dans le cas de sources de transmission de  $^{137}\text{Cs}$ , il est par ailleurs important de vérifier que la commutation entre chaque fenêtre spectrométrique ne modifie pas les réglages spectrométriques des détecteurs. [60]

Le suivi des indices qualitatifs et quantitatifs du contrôle de qualité quotidien est consigné dans le journal de bord du système. Il est recommandé de définir des niveaux d'alerte pour qualifier les dysfonctionnements du système mis en évidence par le contrôle de qualité quotidien :

- les modes de fonctionnement dégradés qui ne nécessitent pas d'intervention corrective immédiate mais un suivi particulier sur plusieurs jours afin d'évaluer la stabilité de la réponse du détecteur ;
- les dysfonctionnements majeurs qui ne sont pas compatibles avec une utilisation clinique du système.

[61]

### **b. Contrôles de qualité hebdomadaires :**

Le groupe de travail ne préconise pas de contrôle hebdomadaire particulier, si le contrôle de qualité quotidien est réalisé. Cependant, certains constructeurs recommandent des ajustements ciblés. [62]

### **c. Contrôles de qualité mensuels :**

#### ➤ **Contrôle de l'exactitude des coefficients d'atténuation ( $\mu$ ) :**

Il permet de contrôler l'exactitude des  $\mu$  et d'évaluer l'impact :

- de la contamination éventuelle de photons émis par le volume d'émission détectés dans la fenêtre de transmission dans le cas d'une source de transmission de  $^{137}\text{Cs}$  ;
- de la présence de photons diffusés dans la fenêtre d'émission dans le cas d'une source de transmission de  $^{68}\text{Ge}$ .

#### ➤ **Contrôle de l'uniformité de la coupe reconstruite et de l'indice SUV :**

Il est important de contrôler l'indice SUV afin de vérifier la validité du facteur d'étalonnage.

Le principe consiste à acquérir un objet de concentration radioactive uniforme et connue.

L'indice SUV mesuré dans les images reconstruites doit être égal à 1. [58]

### **d. Contrôles de qualité annuels :**

Il est recommandé de réaliser les contrôles annuels à la recette, après une mise à jour technique ou logicielle importante et au minimum une fois par an. [63]

#### ➤ **Contrôle de l'exactitude du calibrage de la taille des voxels de l'image :**

Les dimensions des voxels des images TEP et TDM interviennent dans les algorithmes de reconstruction, de correction d'atténuation et de fusion des images. L'exactitude de leur calibrage constitue un pré requis nécessaire aux valeurs diagnostiques et quantitatives des images produites.

Il est important de vérifier la taille des voxels de l'image TEP avant d'entreprendre les tests de suivi des performances.

On calcule dans l'image reconstruite la distance séparant des sources ponctuelles selon les trois axes principaux du champ de vue. [64]

### ➤ Suivi des performances :

Le suivi des performances permet de vérifier que les caractéristiques physiques de la caméra sont stables. Il regroupe les tests de résolution spatiale, de fraction de coïncidences diffusées, de taux de comptage et sensibilité, d'exactitude des corrections, de qualité image.

Alternativement, les tests décrits dans les standards NEMA ou IEC peuvent être utilisés pour le suivi des performances.[ 65]

### III.4.4 Contrôle qualité de TEP/TDM :

#### i. Mesure des performances :

##### a. Exactitude des corrections :

L'objectif est d'évaluer l'exactitude des corrections apportées à la carte mesurée à l'aide du TDM pour la rapporter aux caractéristiques de la TEP.

##### b. Exactitude de la carte d'atténuation pour systèmes hybrides TEP-TDM :

Les systèmes TEP/TDM permettent d'accéder à une carte d'atténuation précise. Il convient donc d'évaluer la précision de cette carte à 511 keV sur une large gamme de densité.

L'objectif est d'évaluer :

- la chaîne de traitement permettant d'ajuster en énergie (511 keV) la carte d'atténuation issue du TDM ;
- le ré-échantillonnage de cette carte pour son intégration aux données TEP.

##### c. Exactitude de la correction d'atténuation pour systèmes hybrides TEP-TDM :

Les systèmes TEP/TDM permettent d'accéder à une carte d'atténuation précise. Il convient donc d'évaluer pour des milieux de densité différente l'exactitude de la correction d'atténuation à partir des cartes d'atténuation dérivées des images TDM.

Ce protocole évalue globalement la correction d'atténuation et constitue l'unique test de la correction d'atténuation des images TEP si le système TEP-TDM ne permet pas d'accéder aux cartes d'atténuation à 511 KeV à partir desquelles sont calculés les facteurs de correction d'atténuation. [56]

#### ii. Contrôle de qualité et suivi des performances:

##### a. Contrôles de qualité quotidiens :

Pour les systèmes disposant d'un TDM, une acquisition d'une coupe dans l'air est nécessaire pour l'initialisation du tomographe. [ 66]

##### b. Contrôles de qualité mensuels :

Pour les systèmes hybrides, un test complémentaire de l'alignement entre les images TEP et les images TDM permet de suivre la stabilité mécanique de l'ensemble des deux statifs et du lit d'examen.

### ➤ **Concordance des axes géométriques des statifs TEP et TDM pour système hybride :**

Permet de contrôler le recalage des origines et des axes des deux statifs TEP et TDM. L'étalonnage de la concordance entre les référentiels des images TEP et TDM repose sur une table de correspondance constituée des valeurs de translation, rotation et d'homothétie selon les trois axes principaux du champ de vue.[ 33]

### **III.4.5 Contrôle qualité de l'activimètre:**

Avant toute réalisation d'un test de l'appareil, il faut s'assurer :

- que l'appareil est sous tension depuis au moins 1 heure,
- de l'absence de toute source radioactive à proximité.

Les caractéristiques métrologiques vérifiées sont :

#### **i. Zéro électronique :**

Le «zéro électronique» correspond au signal mesuré à la sortie de l'électromètre lorsque son entrée est court-circuitée. Selon le type d'appareil, ce test correspond à un réglage du zéro électronique ou à une vérification des circuits électroniques d'amplification et de mesure. Ce test doit être réalisé régulièrement afin de s'assurer qu'aucune dérive des circuits n'est apparue.

**Note:** Les circuits électroniques de certaines chambres, très sensibles à l'humidité, rendent ce réglage impossible et il convient alors d'assécher la base de la chambre en changeant le dessiccateur.

#### **ii. Tension de polarisation :**

Ce test consiste à vérifier la valeur de la tension de polarisation (tension aux bornes de la chambre à puits). Compte tenu du principe de fonctionnement de ces détecteurs, cette valeur peut fluctuer à l'intérieur de limites propres à chaque type de chambre, spécifiées par le fabricant. Si la valeur n'est plus comprise à l'intérieur de ces limites, l'alimentation doit être changée.

#### **iii. Mouvement propre :**

Le mouvement propre est la valeur indiquée par l'activimètre dans ses conditions normales d'utilisation, en l'absence de source radioactive dans le puits de la chambre ou dans son environnement immédiat. Ce paramètre (parfois indiqué «background») rend compte de la réponse du détecteur à l'environnement et de la contamination radioactive éventuelle de la chambre. Afin d'améliorer l'exactitude de la mesure d'une source radioactive, sa valeur peut être diminuée automatiquement ou manuellement de la valeur du mouvement propre, notamment en cas de contamination.

#### **iv. Compensation du courant de polarisation :**

Le courant de polarisation est nécessaire pour le fonctionnement des circuits amplificateurs, mais celui-ci s'ajoute au courant d'ionisation et augmente la valeur du mouvement propre. Sur certains modèles, il est possible de compenser manuellement le courant de polarisation des circuits amplificateurs. La compensation de ce courant est effectuée en absence de sources radioactives dans et à proximité de l'activimètre.

Note : le terme «bias current» est parfois utilisé pour le réglage du courant de polarisation des circuits amplificateurs de l'activimètre.

#### **v. Linéarité :**

L'activimètre étant étalonné pour chacun des radionucléides à une valeur d'activité donnée, il faut vérifier que l'étalonnage est toujours valable à d'autres niveaux d'activité et en priorité à celles couramment mesurées. La linéarité caractérise la capacité de l'instrument de mesure à fournir un résultat lié à la grandeur à mesurer par un facteur de proportionnalité constant et indépendant de cette grandeur. Dans le cas des activimètres, on utilise la décroissance d'une source radioactive d'activité initiale élevée et dont la période

radioactive courte (quelques heures) est connue avec précision (quelques pour dix mille). La linéarité est contrôlée en mesurant l'activité de la source à différents instants à partir de l'activité maximale. [37]

### vi. Fidélité: mesure d'une source de constance :

La fidélité est l'aptitude d'un instrument de mesure à fournir des indications très voisines lors de l'application répétée du même mesurande dans les mêmes conditions de mesure. Le contrôle de cette caractéristique métrologique s'effectue au moyen d'une source de constance. La période radioactive de la source doit être suffisamment longue pour d'une part, minimiser l'incertitude due à la correction de décroissance et d'autre part, éviter son remplacement fréquent.

### vii. Répétabilité :

La répétabilité est l'étroitesse de l'accord entre les résultats des mesurages successifs dans les conditions de mesures suivantes:

- même mode opératoire;
- même opérateur;
- mêmes conditions d'utilisation;
- répétition sur une période de courte durée.

### viii. Reproductibilité :

La reproductibilité est l'étroitesse de l'accord entre les résultats des mesurages lorsque certaines conditions de mesures varient. Dans le cas d'un activimètre, ce paramètre est étudié en repositionnant successivement la même source radioactive dans la chambre à puits et en relevant les valeurs affichées par l'appareil.

### ix. Vérification de la correspondance Bq/Ci :

L'étalonnage d'un activimètre a généralement été effectué en becquerel (ou un multiple du becquerel), unité du système international depuis 1986. Cependant, la plupart des appareils peuvent afficher en «Bq» ou en «Ci». Si on veut obtenir un résultat en curie (ou un sous-multiple), il faut vérifier, pour les niveaux d'activité habituellement utilisés, que la concordance est correcte. Cela doit notamment être vérifié pour des valeurs proches des changements de gamme. [67]

#### ➤ Contrôle interne :

Le contrôle interne est composé d'un contrôle quotidien, rapide, portant sur l'ensemble des éléments de l'activimètre et effectué avant la préparation des médicaments radiopharmaceutiques, d'un contrôle mensuel permettant de vérifier la fidélité de l'activimètre pour la totalité des facteurs d'étalonnage et d'un contrôle annuel. Avant toute mesure, il est impératif de vérifier l'absence de sources radioactives à proximité de l'activimètre et de contamination.

#### ➤ Contrôle externe :

Le contrôle externe d'un activimètre consiste en un test inter-laboratoire qui permet de contrôler l'étalonnage des activimètres pour un radionucléide donné, mais aussi de valider la méthodologie d'obtention du résultat final.

La fréquence préconisée est de réaliser un test inter-laboratoire tous les 3 ans, si l'ensemble des contrôles internes et le suivi de leur interprétation sont respectés. L'utilisation clinique doit dicter la nature du radionucléide utilisé lors du test. En particulier, les services utilisant à la fois le  $^{99m}\text{Tc}$  et l' $^{131}\text{I}$  pourront alterner entre ces 2 radionucléides pour réaliser les tests inter-laboratoires. [37]

### III.5 Conclusion :

Le contrôle de qualité en médecine nucléaire est une obligation réglementaire mais c'est surtout la meilleure manière de garantir qualité des examens, radioprotection, et disponibilité des appareils.

Plusieurs normes sont actuellement applicables. Leur propos est de spécifier les procédures pour l'évaluation des performances des tomographes à émission monophotoniques, des tomographes à émission de positons, les appareils hybrides et les activimètres. Ces résultats sont utilisés par les constructeurs pour caractériser et garantir les niveaux de performances de leurs appareils. L'utilisateur peut donc comparer les performances des différents appareils sur le marché.

### Chapitre IV : Conception et réalisation du dispositif

#### IV.1 Introduction :

Avec la place de plus en plus importante prise par les méthodes de mesure et de contrôle utilisant des radio-isotopes, on constate actuellement une certaine stabilisation dans la technique des détecteurs de particules. Parmi ceux-ci les compteurs de Geiger-Muller offrent le très grand avantage de la simplicité et de la stabilité sur les autres types de détecteurs connus. C'est le but de notre travail pratique, de mettre en œuvre un dispositif permettant de mesurer le débit de dose à base d'un compteur de Geiger-Muller J305.

Ce chapitre présente quelques rappels sur les caractéristiques d'un détecteur, description du montage de mesure et ensuite nous allons rappeler une description de la conception du compteur Geiger Muller et l'ensemble des résultats obtenus.

#### IV.2 Mesures des rayons $\gamma$ :

Le rayon  $\gamma$  est la trajectoire suivie par un photon ayant une énergie supérieure à environ 0,1 MeV. Entre quelques eV et 0,1 MeV la trajectoire est un rayon X.

Nous avons vu que le rendement  $\gamma$  des compteurs GM est faible (souvent inférieur à 1%). Le photon est une particule non ionisante qui est détectable lorsqu'elle transfère une partie de son énergie à un électron, le transformant ainsi en rayon  $\beta$ , c'est la mesure de ces rayons  $\beta$  secondaires qui permet de mesurer l'intensité d'un flux de rayons  $\gamma$ . [68]

On distingue trois processus de projections d'électrons :

- a) **l'effet photo-électrique (projection d'un seul électron)** : est un phénomène où un photon gamma interagit avec un atome et libère un électron de l'enveloppe extérieure de l'atome. La somme de l'énergie absorbée par l'électron pour briser le lien et son énergie cinétique est égale à l'énergie déposée par le photon incident. L'effet photoélectrique se produit lorsque l'énergie du photon est au-dessus l'énergie seuil et l'électron est lâchement lié dans la coquille extérieure.
- b) **l'effet Compton (projection possible de plusieurs électrons)** : est un processus lorsqu'un photon frappe un électron atomique et qu'une partie de son énergie est utilisée pour libérer un électron et que le photon est émis avec une énergie réduite et une nouvelle longueur d'onde. L'angle incident du photon gamma et l'angle d'émission sont différents. La probabilité de dispersion Compton diminue avec l'énergie photonique croissante.
- c) **l'effet de matérialisation (création d'une paire d'électrons  $++$  et  $--$ )** : est le processus dans lequel une paire de positrons d'électrons est formée en raison de l'interaction entre un noyau atomique et photon incident de haute énergie. L'énergie du photon doit être supérieure à 1,02 MeV. A la fin de la gamme du positron, il se combine avec un électron libre et s'annihile mutuellement. Et la masse entière de ces deux est ensuite convertie en deux photons gamma d'au moins 0,51 MeV d'énergie chacun (ou plus selon l'énergie cinétique des particules annihilées). [69]

L'absorption des rayons  $\gamma$  dans la matière est de la forme :

$$I(d) = I(0) e^{-\frac{\mu}{\rho} d} \quad (8)$$

Avec,  $I(0)$  est l'intensité du flux pour les rayons incidents,

$I(d)$  est l'intensité du flux pour les rayons émergents,

$\frac{\mu}{\rho}$  est le coefficient d'absorption massique en  $\text{cm}^2/\text{g}$ ,

$\rho$  est la densité,

$d = \rho \cdot x$  ( $x$  étant l'épaisseur de matière).

### IV.3 Caractéristiques du détecteur utilisé:

#### IV.3.1 Détecteurs de rayonnement gamma

La détection d'un rayonnement ionisant repose sur la possibilité d'évaluer les effets de ses interactions avec la matière, quel que soit l'effet utilisé, un détecteur comporte :

- Un capteur, dans lequel le rayonnement produit un signal.
- Un système d'amplification de celui-ci (le plus souvent).
- Un système de traitement.
- Un système d'affichage.

Le détecteur de rayonnement ionisant est caractérisé par certain nombre de paramètres :

- Efficacité de détection : elle est définie comme le rapport du nombre de particules ou de photons détectés au nombre de ceux ayant traversé le détecteur. Elle dépend de leur nature et énergie.
- Temps mort : le temps mort d'un système de détection est l'intervalle de temps qui doit séparer deux détections pour que l'une et l'autre soient prises en compte individuellement par le système.
- Mouvement propre : il correspond au taux de comptage enregistré en l'absence de toute source de rayonnement. Il a pour origine : le bruit de fond naturel (radioactivité ambiante, rayonnement cosmiques), la radioactivité propre des matériaux de détecteur et le bruit de l'électronique associée.
- Résolution en énergie : certains détecteurs ont la capacité de trier les rayonnements en fonction de leur énergie (spectromètre).
- Caractéristiques géométriques : la réponse d'un détecteur dépend de la forme, de l'impédance de la surface sensible et aussi de sa position par rapport à la source car la réponse du détecteur n'est pas toujours isotrope. [70]

On trouve plusieurs détecteurs qui sont utilisés en Médecine nucléaire, à base de chambre d'ionisation et les capteurs solides à base des photomultiplicateurs et scintilleurs et thermo luminescents qui permettant la réalisation des dosimètres passifs et actifs.

#### IV.3.2 Description du compteur Geiger Muller :

Un compteur Geiger Muller (GM) consiste en une cathode cylindrique, sous la forme d'un revêtement en graphite conducteur déposé sur la face interne d'un cylindre, et d'une anode sous la forme d'un fil de tungstène tendu à l'intérieur du cylindre. Le cylindre est rempli d'un mélange de gaz inerte (argon ou néon) à une pression de 100 Torr et d'un gaz d'amortissement (vapeur de gaz halogène) à une pression de 10 Torr. Pour permettre aux particules ionisantes (électrons, photons, ...) de rentrer à l'intérieur du détecteur, l'extrémité du tube est bouchée par une très fine feuille de mica. [71]

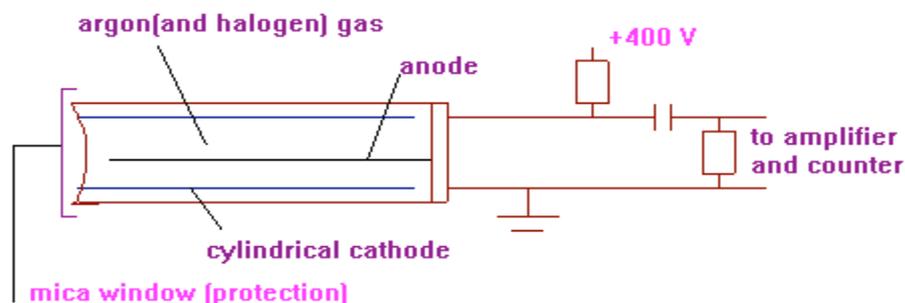


Figure IV. 1 Compteur Geiger Müller

### IV.3.3 Principe de fonctionnement :

Quand un rayonnement ionisant pénètre à l'intérieur du tube Geiger-Müller, il ionise le gaz, c'est-à-dire qu'il arrache des électrons par effet photoélectrique. Ces électrons se multiplient très vite par avalanche électronique, dite « avalanche de Townsend », rendant le gaz conducteur pendant un bref temps (phénomène de décharge) : les électrons sont accélérés par la haute tension, percutent des molécules de gaz et provoquent ainsi d'autres ionisations en cascade.

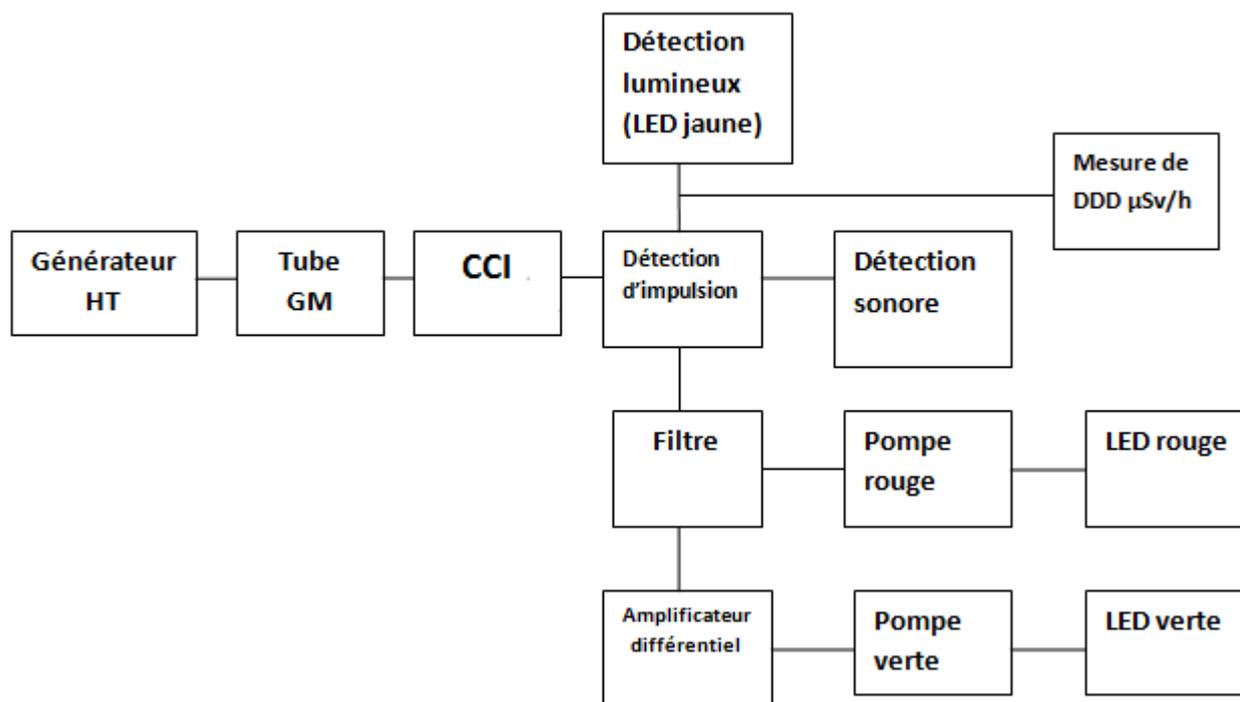
Du fait de cette cascade, c'est un détecteur qui fonctionne en permanence en saturation. L'appareil est sensible au plus petit événement, mais le temps mort est assez important, de l'ordre de 200 microsecondes, et le détecteur sature à partir de quelques centaines de coups par seconde; si le flux est plus important, des particules traversent le compteur sans être détectées. Par ailleurs, le facteur d'amplification est tel que toutes les impulsions sont à la hauteur maximale, il n'est pas possible de distinguer les différents types de particules.

Après amplification, le signal électrique ainsi produit est enregistré et se traduit par une indication visuelle (LED) ou sonore (détecteur sonores). [72]

### IV.4 Conception du dispositif :

#### IV.4.1 Schéma bloc d'un compteur Geiger-Muller GM:

Le schéma bloc de notre dispositif est donné par la figure indiquée ci-dessous. Notre Tube GM J305 est alimentée par une haute tension HT entre 380 V et 450 V. Le rayonnement détecté est mis en forme et est envoyé vers un monostable et un affichage lumineux et sonore. La sortie du monostable est envoyée vers une carte à microcontrôleur permettant de traduire les coups par minutes cpm en un débit de dose DDD.



## Chapitre IV : Conception et réalisation du dispositif

Les objectifs de ces blocs sont les suivants :

### 1. Conditionnement du détecteur :

- **Générateur HT** : Convertit la tension de la batterie de 5 V au 500 V nécessaire au tube GM.
- **Le tube GM** : détecte les rayonnements ionisants : émet une impulsion de courant chaque fois qu'une ionisation événement se produit à l'intérieur du tube.

### 2. Mise en forme :

- **Convertisseur courant impulsion CCI** : convertir le courant du tube GM en une impulsion de tension inversée à base d'un circuit de commutation à transistor bipolaire.
- **Détection d'impulsion** : c'est un monostable qui convertit l'impulsion très courte CCI en une impulsion de 1,5 ms.

### 3. Mesure et affichage :

- **Mesure de Débit de dose** : avec une carte Arduino qui permet de compter les impulsions en une minute et les convertir en un débit de dose  $\mu\text{SV/h}$
- **Détection lumineux** : c'est une LED jaune qui clignote chaque fois qu'une impulsion se produit.
- **Détection sonore** : Produit un bip sonore à chaque fois qu'une impulsion se produit et ceci à base d'un Haut parleur piézoélectrique.
- **Filtre** : génère une tension proportionnelle au taux de comptage envoyée au deux pompes.
- **Pompe rouge** : fournit un courant et une lumière rouge dans la LED rouge proportionnels au taux de comptage.
- **Amplificateur de différence et la pompe verte**: fournit un courant et une lumière verte dans la LED verte inversement proportionnels au taux de comptage.

### IV.4.2 Conditionnement du détecteur :

Le tube a besoin d'une haute tension continue pour pouvoir détecter des rayons gamma. Plusieurs circuits peuvent être utilisés soit des multiplicateurs de tension à base de diodes et de condensateurs ou soit comme dans notre cas (figure IV.3 ) un circuit élévateur de tension réalisé autour d'un oscillateur astable à base d'un timer 555 de fréquence :

$$F=1/T= \frac{1.44}{((R_1+R_2)*2)*C_5} \rightarrow F= 14.54 \text{ KHz}$$

(9)

Et un circuit RLC de facteur de qualité Q élevé suivi d'une détection de crête à base d'une diode et un condensateur dont la tension est appliquée directement au tube GM.

Le circuit intégré NE 555 permet de réaliser les fonctions astable et monostable de longue durée qui permettent la réalisation de temporisation allant de quelques microsecondes à quelques heures. Ses performances et ses facilités d'emploi lui ont ouvert des domaines réservés pendant longtemps à l'électromécanique. Comme le montre le brochage sur la Figure IV.2, les 8 bornes du circuit NE 555 sont :

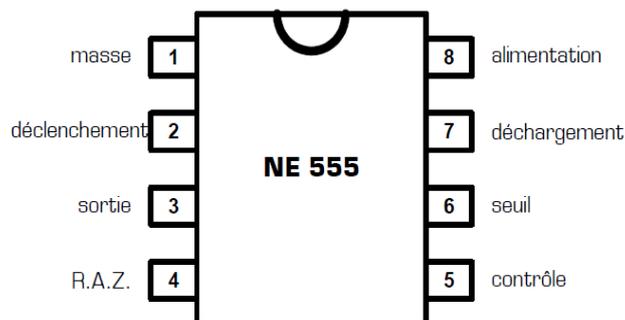


Figure IV. 2 brochage du circuit intégré NE 555

## Chapitre IV : Conception et réalisation du dispositif

- 1 → la masse (alimentation 0 V)
- 2 → entrée de déclenchement
- 3 → la sortie principale
- 4 → entrée RAZ (Remise A Zéro)
- 5 → sortie de contrôle
- 6 → entrée de seuil
- 7 → sortie déchargement
- 8 → alimentation (tension VCC)

Le circuit NE 555 possède donc 3 entrées, 3 sorties, et 2 bornes d'alimentation.

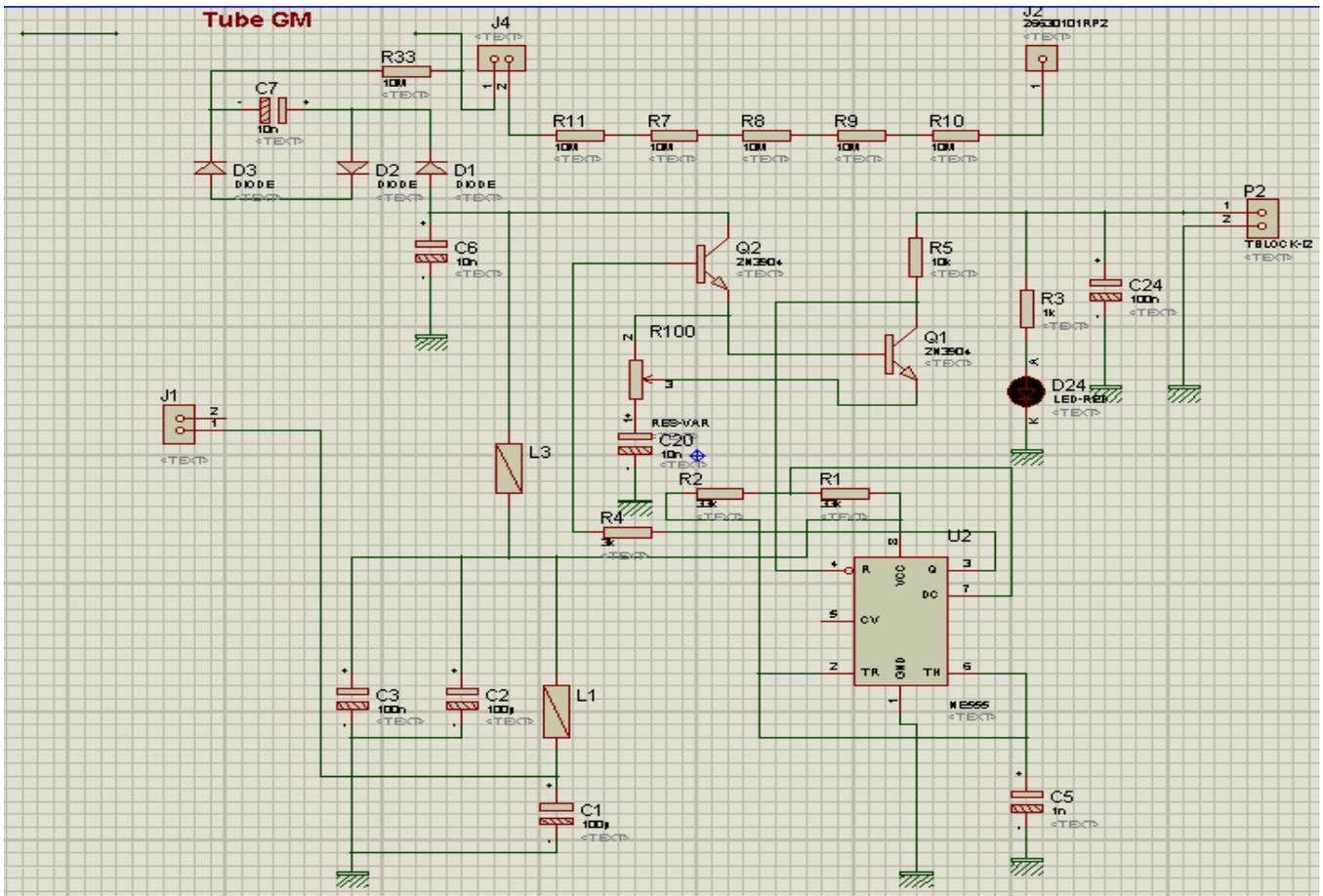


Figure IV. 3 Alimentation HT du tube GM

### IV.4.3 Mise en forme et détection lumineuse et sonore:

Le circuit de mise en forme est constitué d'un circuit de commutation à base de transistor 2N3904 qui déclenche un monostable à base de NE555 à travers l'entrée Trigger comme le montre la figure ci-dessous.



## Chapitre IV : Conception et réalisation du dispositif

Le haut-parleur piézo et la LED jaune sont connectés à la sortie du Monostable NE555 de sorte que la LED clignote et le haut-parleur génère un bip avec chaque impulsion détecté par le tube GM. Il est à noter que le haut parleur est alimenté via un transistor 2N3904.

### IV.4.4 Pompes de courant:

Il s'agit dans cette partie de visualiser l'intensité du rayonnement détecté à travers deux LED rouge et verte. Comme l'indique la figure ci-dessous, nous avons récupéré la valeur moyenne du signal du monostable à travers un filtre passe bas actif réalisé à base d'un premier amplificateur opérationnel du LM324 monté en amplificateur non inverseur par les deux résistances  $R8= 36\text{ k}\Omega$  et  $R7= 2,4\text{ k}\Omega$  ce qui donne un gain  $A= 16$ . La résistance  $R6= 100\text{ k}\Omega$  et le condensateur  $C3=10\text{ }\mu\text{F}$  permettant de limiter la bande passante à  $0,16\text{ Hz}$  ce qui laisse seulement la composante continue donnée par :

$$V_{DC}=A \times f \times tm \times E \quad (11)$$

Avec  $E$  est le niveau haut de la tension qui est égale à  $5\text{ V}$

La tension  $V_{DC}$  qui est proportionnelle à la fréquence du rayonnement est convertie en un courant qui alimente la LED rouge dont la luminescence est proportionnelle au taux de comptage. Pour cela nous avons utilisé le deuxième AOP du LM 324 monté en un convertisseur tension-courant.

Les deux AOP restant sont utilisés comme un convertisseur tension courant et un amplificateur de différence alimentant une LED verte indiquant le degré d'absence du rayonnement

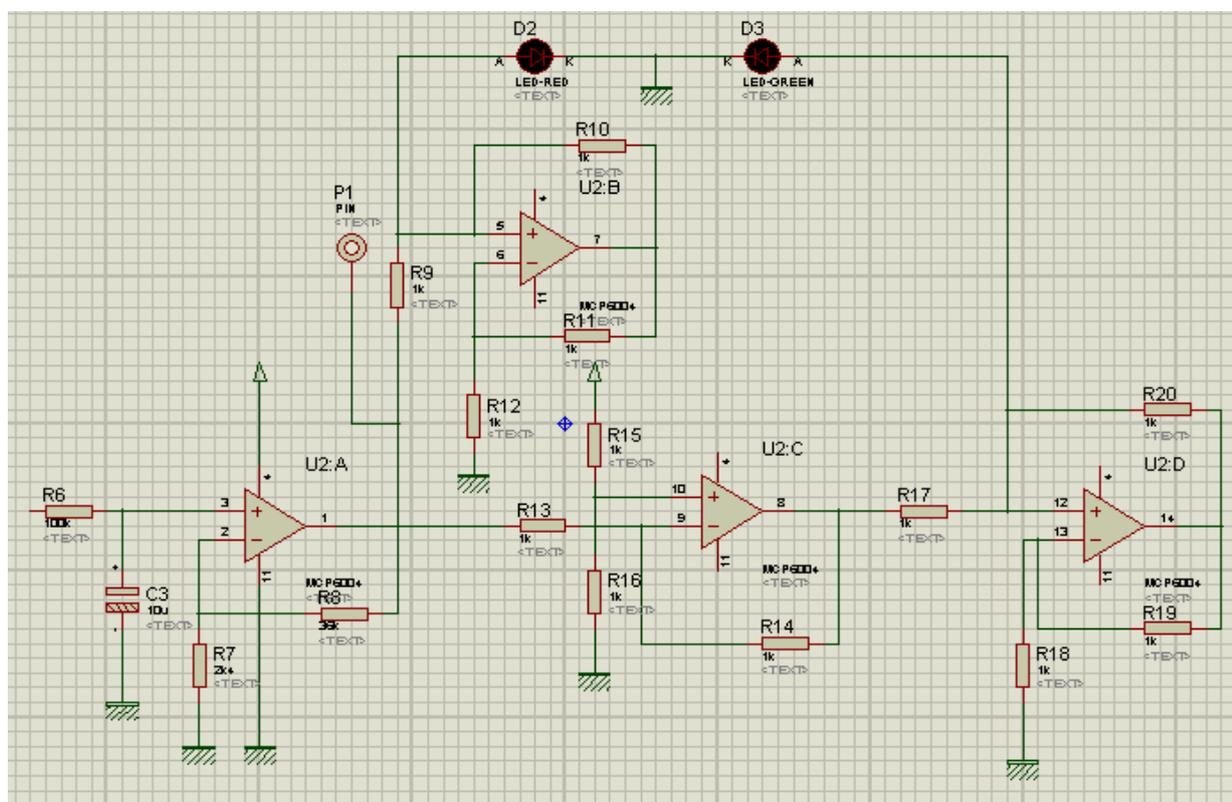


Figure IV. 5 Circuit des Pompes de courant

### IV.4.5 Mesure de débit de dose :

Le signal de la sortie du monostable est envoyé au pin A0 de la carte Arduino que nous avons programmé pour le calcul des coups par minutes cpm et les convertir en  $\mu\text{SV/h}$  pour déterminer le débit de dose. Le facteur de conversion du J305 étant  $FC=0.00812037037037 \mu\text{Sv/h}$

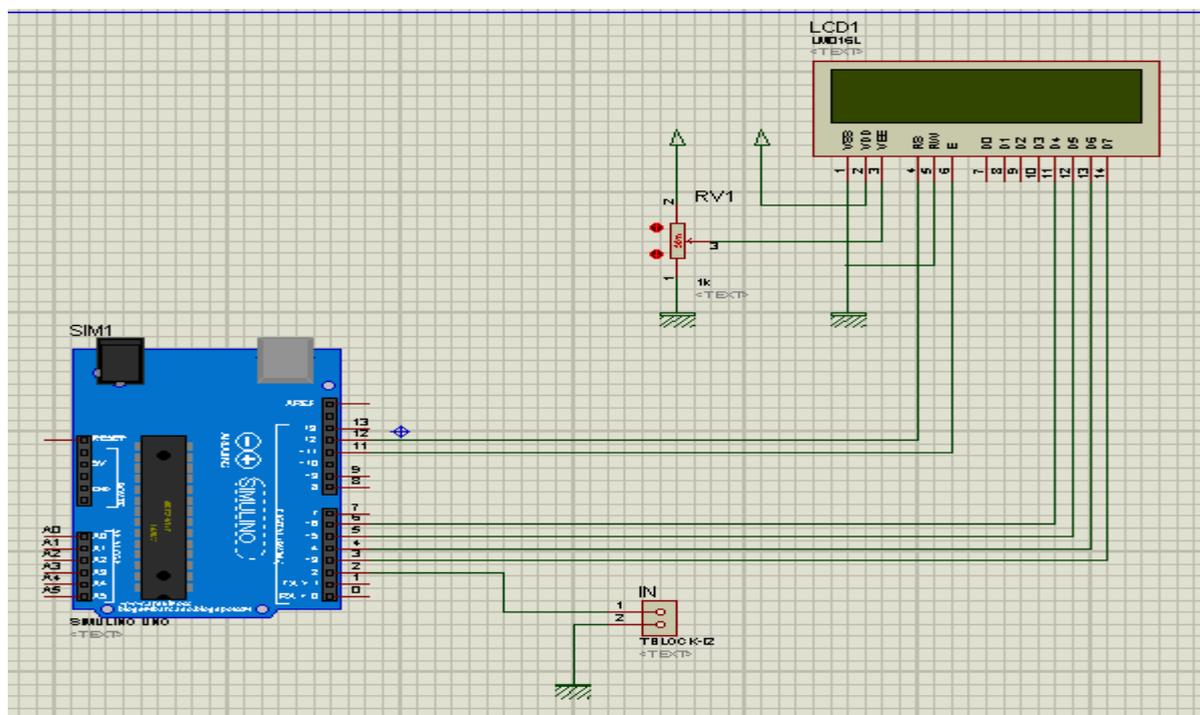


Figure IV. 6 Réalisation de l'afficheur LCD avec l'Arduino sur Isis

En partant de la gauche, voici à quoi servent les pins :

- Les deux premiers pins tout à gauche servent à l'alimentation de l'écran.
- Le troisième pin est connecté à un potentiomètre et sert à régler l'affichage (le contraste de l'écran).
- Le quatrième, noté RS, est connecté au pin 12 de l'Arduino dans notre exemple. Il sert à sélectionner la zone mémoire de l'écran LCD dans laquelle nous allons écrire (Register Select).
- Le cinquième doit toujours être connecté au ground. C'est un sélecteur de mode lecture ou écriture. On peut le connecter à un pin, mais dans notre cas c'est inutile. Comme il doit recevoir un signal à 0V, on le connecte au ground (état R/W).
- Le sixième, noté E, est connecté au pin 11 de l'Arduino dans notre exemple. Il permet de lancer ou non l'écriture dans les zones mémoires (Enable).
- Les quatre suivants ne reliés pas.
- Les quatre qui suivent, notés 11, 12, 13,14, se connectent dans notre circuit sur les pins 6,5,4,3, de l'Arduino. Ils servent pour la communication (8 bits ou 4 bits) et doivent toujours être connectés. Ils représentent les bits de poids faible (ou servent pour envoyer d'abord les bits de poids faible, puis les bits de poids fort).

## Chapitre IV : Conception et réalisation du dispositif

---

Voici un programme simple qui affiche "Conter Geiger"; "Labidine-Lairedj"; "CPM: "; "uSv/h" :

```
#include<LiquidCrystal.h>

LiquidCrystal lcd(12,11,6,5,4,3);

float value=0;

float rev=0;

int rpm;

int oldtime=0;

int time;

#define CONV_FACTOR 0.00812

void isr() //interrupt service routine

{

rev++;

}

void setup()

{

attachInterrupt(0,isr,RISING); //attaching the interrupt

lcd.begin(16,2);//initialize LCD

lcd.setCursor(0, 0);

lcd.print("Conter Geiger");

lcd.setCursor(0,1);

lcd.print("Labidine-Lairedj");

delay(5000);

lcd.clear();

}

void loop()

{

delay(1000);
```

## Chapitre IV : Conception et réalisation du dispositif

---

```
detachInterrupt(0);    //detaches the interrupt
time=millis()-oldtime; //finds the time
rpm=(rev/time)*60000;  //calculates rpm
oldtime=millis();     //saves the current time
rev=0;
lcd.clear();
lcd.setCursor(0,0);
lcd.print("CPM:");
lcd.print(rpm);
lcd.setCursor(0,1);
lcd.print(rpm*CONV_FACTOR);
lcd.setCursor(11,1);
lcd.print("uSv/h");
attachInterrupt(0,isr,RISING);
}
```

L'affichage des cpm est assuré par un LCD qui est un écran permettant l'affichage de 16x2 caractères, c'est-à-dire deux lignes de 16 caractères.

La figure ci-dessous illustre l'étape de test de bon fonctionnement de notre programme et LCD.

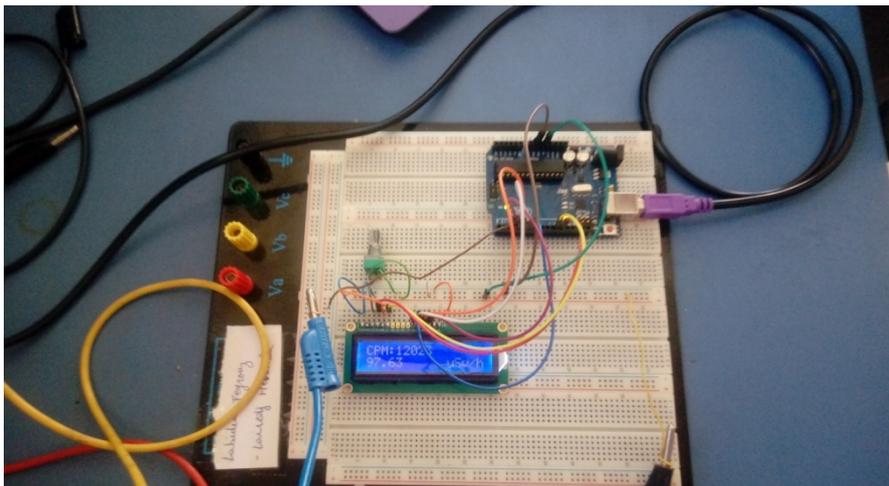


Figure IV. 7 Test l'afficheur LCD avec l'Arduino

### IV.5 Réalisation et test du Dispositif :

#### IV.5.1 Circuit détecteur avec le circuit de conditionnement :

La figure suivante représente le circuit de conditionnement du détecteur à base du tube GM J305.



Figure IV. 8 Circuit de conditionnement du tube GM.[73]



Figure IV. 9 Tube GM J305

Les caractéristiques de ce tube sont :

- **Constructeur** : North Optic
- **Rayonnement détectés** :  $\beta$ ,  $\gamma$
- **Longueur** : 111mm
- **Diamètre**: 11mm
- **Tension du tube**: 350V
- **Max cpm**: 30000
- **Sensibilité ( $^{60}\text{Co}$ )**: 65cps/ $(\mu\text{R/s})$

A partir de la sensibilité du  $^{60}\text{Co}$ , nous obtenons les facteurs de conversions suivants :

- **cps/mR/h**: 18
- **cpm/mR/h**: 1080
- **cpm/ $\mu\text{Sv/h}$** : 123.147092360319
- **Facteur de conversion utilisé**: 1 cpm=0.00812037037037  $\mu\text{Sv/h}$



Dans la figure suivante, nous présentons le circuit imprimé de la carte Arduino et du LCD.

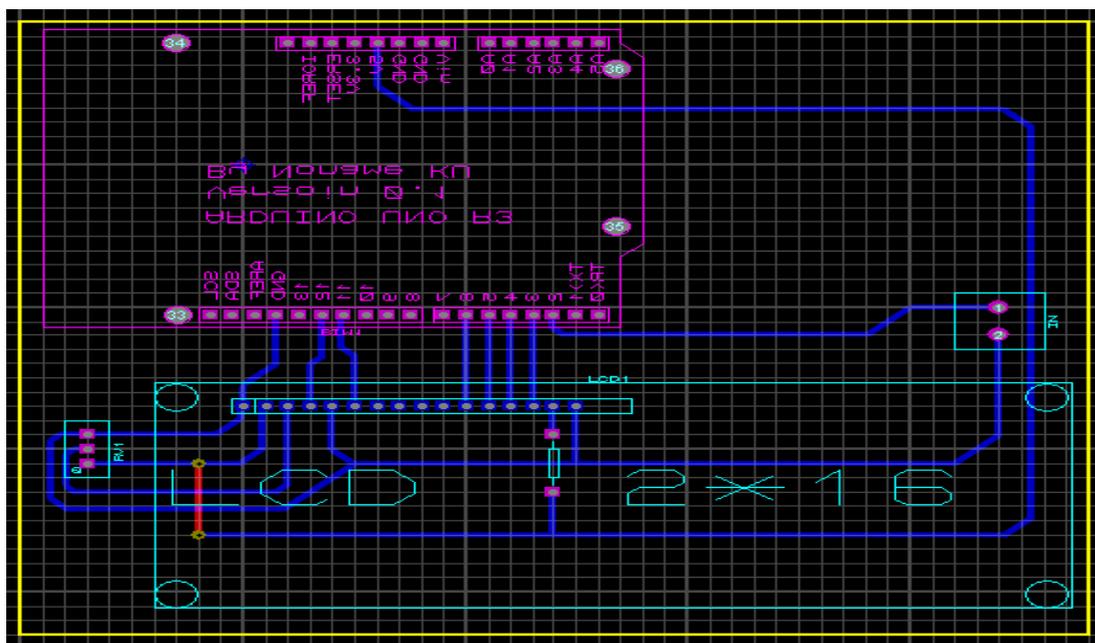


Figure IV. 12 Réalisation de l'afficheur LCD avec l'arduino sur ARES

### IV.5.3 Résultat et test :

#### IV.5.3.1. Test du circuit de mise en forme:

Pour tester notre circuit de mise en forme, nous avons utilisé le GBF du laboratoire pour la simulation de la source radioactive sous la forme d'un signal impulsionnel. Nous avons utilisé plusieurs amplitudes GBF et plusieurs fréquences. L'amplitude minimale permettant de déclencher le monostable étant 1,2 V. Pour des fréquences correspondant à une période supérieure à 1,5 ms soit des fréquences inférieures à 667 Hz, nous remarquons que le monostable délivre toujours une impulsion 0/5 V de durée 1,5 ms comme c'est illustré dans la figure ci-dessous.



Figure IV. 13 Test de circuit GM avec GBF et Alimentation

### IV.5.3.2. Test du circuit de mesure de débit de dose :

Le circuit ci-dessous illustre notre dispositif réalisé comportant la partie de mise en forme et le circuit de mesure de DDD.

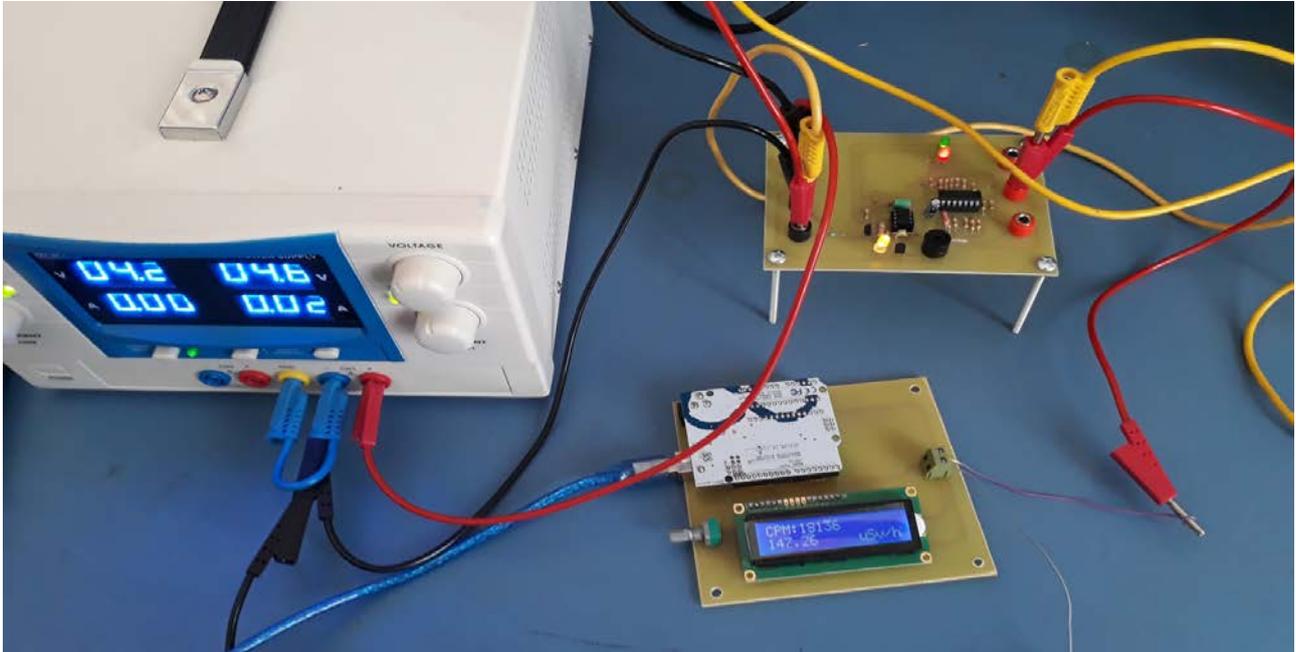
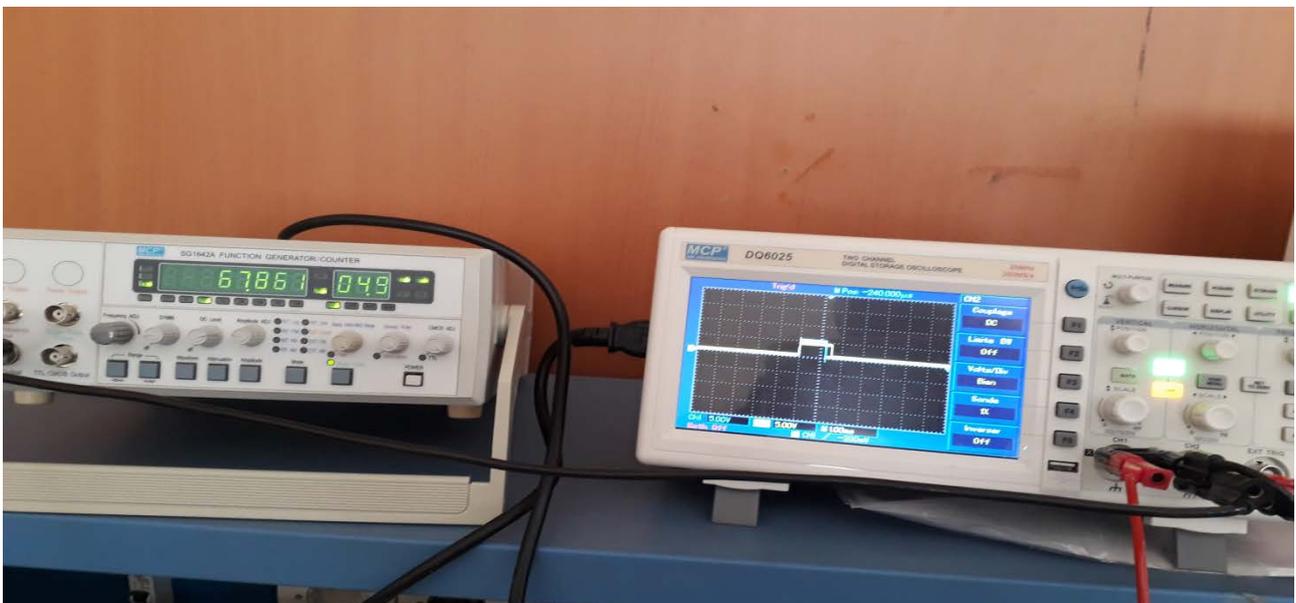


Figure IV. 14 Test de dispositif

Pour tester le circuit de mesure de débit de dose, nous avons utilisé plusieurs fréquences soit plusieurs différentes valeurs de cpm simulés par le GBF.





## Chapitre IV : Conception et réalisation du dispositif



Figure IV. 15 Mesure de cpm et de DDD pour plusieurs fréquences.

Nous remarquons que la durée de l'impulsion est toujours 1,5 ms et que les cpm relatifs au GBF sont proches à ceux mesurés par notre dispositif (tableau ci-dessous).

Fréquence GBF (Hz)	cpm (GBF)=60 f	cpm mesuré	Débit de dose ( $\mu\text{Sv/h}$ )
67.8	4068	4047	32.83
100	6000	6071	49.30
200	12000	12000	97.53
300	18000	17950	145.67
400	24000	23964	194.78
500	30000	29821	242.39

Tableau IV. 1 Comparaison des résultats

### IV.5.3.3 Test au service de médecine nucléaire:

Le chef de service de Médecine Nucléaire nous a offert la possibilité de visiter son service pour voir de près les différentes activités.

Les différentes photos montrent l'ensemble des équipements utilisés dans les actes de diagnostic et de traitement.

Les deux principaux radioactifs utilisés sont le Technétium et l'iode employés respectivement dans la scintigraphie et l'Irathérapie.



Figure IV. 16 Scintigraphie SPECT/CT GE



Figure IV. 17 Générateur des radioactifs et l'Activimètre (unité en Curie)

## Chapitre IV : Conception et réalisation du dispositif



Figure IV. 18 Radiamètre mesurant le DDD (unité en  $\mu\text{Sv/h}$ )

Le détecteur à base de tube GM J305 est testé avec différentes manières en changeant l'emplacement dans le service, en changeant la distance par rapport à la source de Technétium et aussi en changeant la distance par rapport aux patients ayant pris une dose de Technétium comme c'est illustré dans la figure ci-dessous.



Figure IV. 19 Test du tube J305 au service de Médecine nucléaire

### IV.6 conclusion :

Dans ce chapitre, nous avons présenté quelques rappels sur les caractéristiques des détecteurs gamma. Nous avons utilisé un tube GM J305 avec son circuit de conditionnement. Nous avons cité l'ensemble des étapes de conception permettant d'utiliser le tube GM J305 pour la réalisation d'un dispositif de mesure de débit de dose. Les schémas, les circuits imprimés et les circuits réalisés ainsi les différents tests au laboratoire et au service de Médecine nucléaire ont été décrits dans ce chapitre.

# Conclusion générale :

La médecine nucléaire est une spécialité qui repose sur l'utilisation des principes de la radioactivité pour des fins de diagnostic ou de traitement.

Les différents équipements utilisés sont le SPECT/CT, le PET/CT ; l'activimètres et les radiamètres.

Un programme de maintenance, de contrôle de qualité et de radioprotection est obligatoire dans les services de médecine nucléaire. Ce programme garantit l'utilisation des équipements tout en assurant une bonne qualité de soin avec une réduction des doses délivrées aux patients et la protection du personnel contre les risques du rayonnement ionisant.

Notre projet de fin d'étude a consisté en l'étude des différents équipements et dispositifs de la médecine nucléaire avec tous les aspects normatifs et réglementaires. Dans la partie pratique, nous avons réalisé un dispositif de mesure de débit de dose exprimé en  $\mu\text{Sv/h}$ .

Le capteur principal étant un tube GM J305 qui a une durée de vie d'un milliards de cpm. Une alimentation continue haute tension était nécessaire pour la détection des rayons gamma. Nous avons utilisé un circuit de commutation et un monostable pour convertir le signal analogique du compteur GM en un signal numérique TTL.

Nous avons utilisé une carte Arduino pour le calcul des cpm et le débit de dose à partir du signal TTL. Quant à l'affichage lumineux, deux convertisseurs permettant de transformer le signal TTL en deux courants alimentant deux LED rouge et verte pour indiquer l'intensité des sources radioactives. De la même façon un haut parleur piézoélectrique est alimenté directement par le signal TTL via un circuit de commutation à base de transistor bipolaire. Plus le son est aigu plus le débit de dose est plus élevé.

La source active est simulée dans le laboratoire par le signal du GBF pour tester et valider les différents blocs de notre dispositif : Mise en forme, le module de mesure et la partie affichage.

Enfin, le fonctionnement du compteur GM et son circuit de conditionnement est testé au service de médecine nucléaire avec le Technétium 99.

La visite au service de médecine nucléaire nous a permis de voir de près l'ensemble des équipements médicaux et des appareils de mesure utilisés dans le cadre de la dosimétrie et la radioprotection.

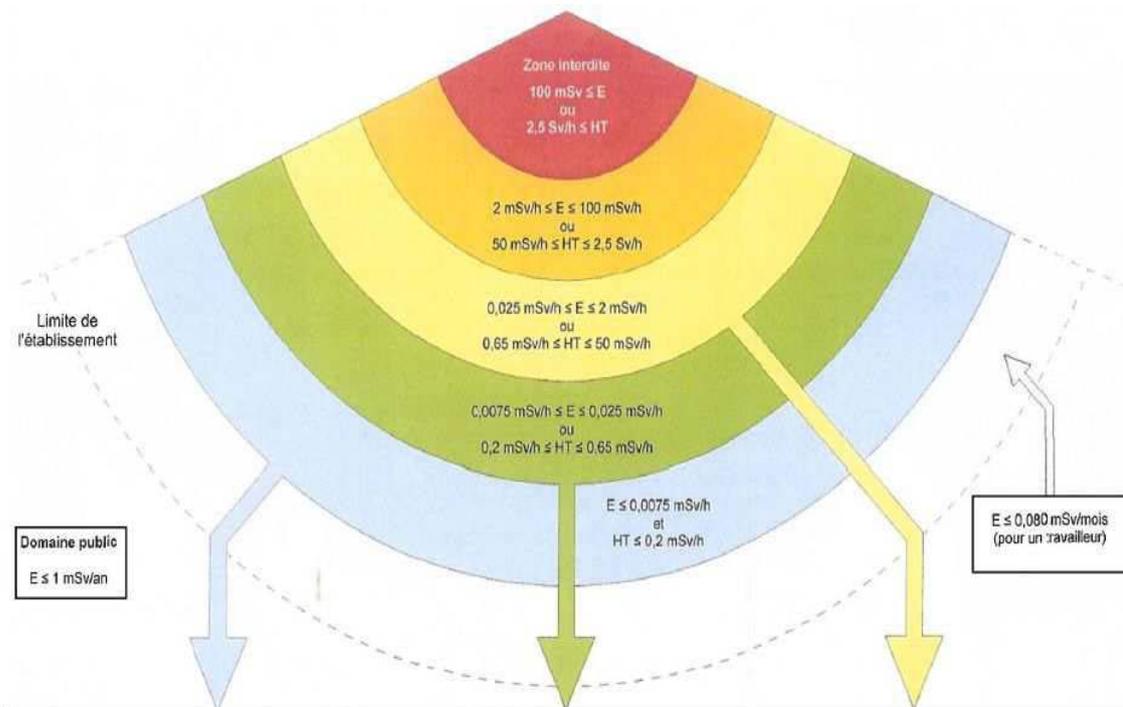
Nous proposons dans les perspectives d'installer plusieurs circuits dans le service de médecine nucléaire pour un monitoring en temps réel de la radioactivité dans les différentes zones du service et ceci pour renforcer la radioprotection et contrôler toute contamination ou fuite éventuelle.

### Les annexes :

- ↵ **Annexe I** : Doses efficaces et équivalente susceptibles d'être reçues.
- ↵ **Annexe II** : COBALT 60
- ↵ **Annexe III** : Technétium-99m
- ↵ **Annexe IV** : NE555
- ↵ **Annexe V** : LM324
- ↵ **Annexe VI** : 2N3904
- ↵ **Annexe VII** : Ministre de la santé, de la population et de réforme hospitalière

## Annexe I :

↪ Doses efficaces et équivalente susceptibles d'être reçues :



<p><b>Limite de la zone surveillée</b>            Créée dès que les travailleurs sont susceptibles de recevoir dans les conditions normales de travail une dose annuelle efficace dépassant 1 mSv ou une dose équivalente dépassant 1/10ème des limites fixées.  <math>1 \text{ mSv/an}_E</math> <math>6 \text{ mSv/an}</math>            Ou  <math>50 \text{ mSv/an}_\text{HT}</math> <math>150 \text{ mSv/an}</math></p>	<p><b>Limite de la zone contrôlée</b>            Créée dès que les travailleurs sont susceptibles de recevoir dans les conditions normales de travail une dose annuelle efficace dépassant 6 mSv ou une dose équivalente dépassant 3/10ème des limites fixées.  <math>6 \text{ mSv/an}_E</math>            Ou  <math>150 \text{ mSv/an}_\text{HT}</math></p>	<p><b>Limite de la zone spécialement réglementée.</b>            Domaine de la zone dans lequel l'exposition est susceptible de dépasser certains niveaux fixés. Compte tenu notamment des débits de dose et de la contamination radioactive.</p>
--	--	---

### Annexe II :

#### ↪ COBALT 60

#### I. Caractéristiques :

##### I.1 Chimiques :

Le cobalt est un métal gris, brillant et ferromagnétique. Il ne réagit ni avec l'eau, ni avec l'air à température ambiante. Les sels de cobalt forment des complexes et sont des oxydants.

##### I.2 Nucléaires :

Les principaux isotopes radioactifs du cobalt sont le  $^{57}\text{Co}$ , le  $^{58}\text{Co}$  et le  $^{60}\text{Co}$ . Le  $^{60}\text{Co}$  présente la période radioactive la plus longue.

$^{60}\text{Co}$	
<b>Période radioactive</b>	5,27 ans
<b>Activité massique</b>	$4,2 \cdot 10^{13} \text{ Bq.g}^{-1}$
<b>Emission(s) principale(s)</b> <small>(rendement d'émissions pour 100 désintégrations)</small>	<b>Désintégration <math>\beta^-</math></b> $E_{\text{max}} = 318 \text{ keV (100\%)}$ <b>Emission <math>\gamma</math></b> $E = 1332 \text{ keV (100\%)}$ $E = 1173 \text{ keV (99,9\%)}$

*[ICRP, 1983 - Browne et Firestone, 1986]*

#### II. Origines :

Le cobalt stable ( $^{59}\text{Co}$ ) est présent dans l'environnement, à une concentration moyenne de 23 ppm dans l'écorce terrestre. Sa concentration moyenne dans les eaux douces est de 1 ppb. C'est un élément essentiel à la vie, notamment en tant que noyau de la vitamine B12 (Cyanocobalamine).

Les principaux minerais du cobalt sont la linnéite (sulfures de cobalt) et la cobaltine (arséniosulfure de cobalt).

##### II.1 Naturelle :

Le cobalt 60 n'existe pas naturellement.

##### II.2 Artificielle :

Le  $^{60}\text{Co}$  est produit industriellement à partir de l'activation neutronique du cobalt stable.

En milieu terrestre, le bruit de fond est négligeable (absence de rejets atmosphériques) et les données radio-écologiques sont expérimentales.

#### III. Utilisations industrielles et médicales :

Compte tenu de leur activité spécifique élevée, les sources de  $^{60}\text{Co}$  sont utilisées dans les domaines médical (radiothérapie) et industriel (gammagraphie, jauges de niveau, stérilisation de matériel, ionisation d'aliments) et en recherche (métrologie et irradiation).

Les sources scellées de  $^{60}\text{Co}$  se présentent généralement sous la forme de capsules métalliques cylindriques à simple ou double enveloppe contenant la matière radioactive. Dans le cas d'un irradiateur industriel, il s'agit d'un empilement de sources élémentaires.

Les activités de ces sources s'échelonnent entre 109 Bq et 1015 Bq.

#### IV. Atteinte de l'homme :

##### IV.1 Exposition externe :

Les coefficients de dose efficace sont issus du rapport n°12 du Federal Guidance (1993) et sont valables quel que soit l'âge de l'individu exposé.

## Annexes

	Dose efficace
<b>Panache</b>	$1,26 \cdot 10^{-13} \text{ (Sv /s) / (Bq/m}^3\text{)}$
<b>Dépôt</b>	$2,35 \cdot 10^{-15} \text{ (Sv /s) / (Bq/m}^2\text{)}$
<b>Immersion dans l'eau</b>	$2,74 \cdot 10^{-16} \text{ (Sv /s) / (Bq/m}^3\text{)}$

Dans le cas d'une source ponctuelle de  $^{60}\text{Co}$ , le débit de dose pour 1 Bq est  $9,76 \cdot 10^{-17} \text{ Sv/s}$  à 1 mètre [Delacroix et al., 1998].

### IV.2 Contamination externe de la peau :

Une contamination homogène superficielle de  $1000 \text{ Bq.cm}^{-2}$  de peau délivre un débit de dose équivalente à l'épiderme (couche superficielle de la peau) de  $7,8 \cdot 10^{-4} \text{ Sv.h}^{-1}$  [OPRI/INRS, fiche  $^{60}\text{Co}$ ].

### IV.3 Exposition interne :

#### - Effets biologiques :

A très forte concentration, le cobalt stable et ses composés provoquent des intoxications graves (reins, systèmes nerveux, cardio-vasculaire et gastro-intestinal).

Dans l'atmosphère, la présence de fines particules de cobalt peut entraîner par inhalation des risques de fibrose pulmonaire.

#### - Mesure :

$^{60}\text{Co}$	Méthode de mesure		Limite de détection
	Spectrométrie $\gamma$ <i>in vivo</i>	Corps entier Poumons	50 Bq 100 Bq
	Spectrométrie $\gamma$ d'échantillons biologiques	Urine Fèces	1 Bq l <sup>-1</sup> 1 Bq

#### -Coefficients de dose :

		Dose efficace (Sv /Bq)	
		Adulte	Enfant (1-2 ans)
Inhalation	Aérosol (type M) $AMAD = 1\mu\text{m}$	$1 \cdot 10^{-8}$	$3,4 \cdot 10^{-8}$
Ingestion		$3,4 \cdot 10^{-9}$	$2,7 \cdot 10^{-8}$

		Dose efficace (Sv /Bq)
		Travailleur
Inhalation	Aérosol (type M) $AMAD = 5\mu\text{m}$	$7,1 \cdot 10^{-9}$
Ingestion		$3,4 \cdot 10^{-9}$

	Public	Travailleur
Dose efficace	1 mSv	100 mSv/ 5 ans consécutifs et au plus 50 mSv/an
Dose équivalente à la peau	50 mSv	500 mSv

### Annexe III : ↳ Technétium-99m

# Technétium-99m



- ▷ Émetteur X et gamma (raie principale = 141 keV)
- ▷ Période physique = 6 heures
- ▷ Période effective = 4 à 6 heures (en fonction de l'organe concerné)

- ▷ **Organes cibles** = thyroïde, foie et tractus gastro-intestinal
- ▷ **Surveillance du poste de travail** : mesures de débit de dose ambiant (radiamètre) et de contamination surfacique (contaminamètre, sondes X ou  $\gamma$ )
- ▷ **Surveillance individuelle de l'exposition externe** : dosimétrie passive (poitrine et extrémités), dosimétrie opérationnelle
- ▷ **Surveillance individuelle de l'exposition interne** : analyse radiotoxicologique des urines ou des fèces, ou anthroporadiamétrie

Le technétium est un métal gris argenté brillant. Son point de fusion est évalué à 2 140 °C. La densité de l'élément pur est de 11,5.

## I. Caractéristiques :

### I.1 Origine :

Le technétium-99métastable ( $\text{Tc-99m}$ ) est une substance artificielle de courte période physique obtenue par décroissance du molybdène-99(période physique de 66heures). Les rayonnements de 740keV et 778keV liés à la désintégration du molybdène doivent donc être pris en compte pour la radioprotection lors de la manipulation du générateur. Cet aspect n'est pas pris en compte dans cette fiche.

Le molybdène-99peut être produit en bombardant au moyen d'un flux de neutrons des cibles de molybdène naturel ou de molybdène enrichi en  $\text{Mo-98}$ (réaction  $^{98}\text{Mo}(n,)^{99}\text{Mo}$ ). Le molybdène-99ainsi produit est récupéré par séparation chimique puis fixé sur une colonne de chromatographie. Cependant, la production de  $\text{Mo-99}$ selon cette méthode est relativement faible en raison de la présence dans le produit final de  $\text{Mo-98}$ .Une autre méthode consiste à irradier par un flux de neutrons des cibles à base d'uranium enrichi en uranium 235. Du molybdène-99est obtenu et récupéré par séparation chimique. Le molybdène est ensuite fixé sur une colonne de chromatographie en phase liquide. Le générateur isotopique ainsi constitué permet ensuite d'extraire par élution en solution saline isotonique le technétium-99m, formé par désintégration du molybdène. Les services de médecine nucléaire reçoivent des générateurs isotopiques  $\text{Mo-99/Tc-99m}$ . Ils bénéficient ainsi d'une ressource de  $\text{Tc-99m}$  pour quelques jours.

### I.2 Propriétés radio-physiques :

Période radioactive : 6heures Les principales émissions du technétium-99m sont reportées dans le tableau I.

## Annexes

⇓ Principales émissions du technétium-99m

Tableau I

Principales émissions	Énergie (keV)	Pourcentage d'émission
Gamma/X	18	6
	141	89
Électron	120	9

Les données ci-dessus concernent les principales émissions dont le pourcentage est supérieur à 1%.

⇓ Filiation du technétium-99m

Tableau II

Produits de filiation	$^{99}_{43}\text{Tc}$	$^{99}_{44}\text{Ru}$
Équations	$^{99m}_{43}\text{Tc} \xrightarrow{\gamma} ^{99}_{43}\text{Tc}$	$^{99}_{43}\text{Tc} \xrightarrow{\beta} ^{99}_{44}\text{Ru stable}$

Le technétium-99a une période de 212000ans. Dans la suite de la fiche, la contribution du Tc-99est négligée compte tenu de sa faible activité résiduelle par rapport à celle du Tc-99m.

### I.3 Propriétés biologiques :

Le technétium élué est sous forme d'ion pertechnétate  $\text{TcO}_4^-$ . Incorporé sous cette forme par voie intraveineuse ou orale, le technétium se retrouve dans le tractus gastro-intestinal et le foie. Environ 50 à 80% de la quantité ingérée est transféré dans la voie sanguine. Une fois dans le sang, environ 10% de  $\text{TcO}_4^-$  se retrouve dans la paroi de l'estomac, 4% dans la thyroïde et 3% dans le foie ; le reste est uniformément distribué dans les autres organes. La période effective du technétium-99m est de 4 heures pour la partie fixée à la thyroïde. De même et à partir de modèles biocinétiques simplifiés ne prenant pas en compte les phénomènes de redistribution entre organes, environ 75% du technétium 99m est éliminé avec une période effective de 5,2 heures, 20% avec une période effective de 5,6 heures et 5% avec une période effective de 6 heures. Lorsque le technétium est utilisé pour le marquage de molécules, cas le plus fréquent en médecine nucléaire, son métabolisme est celui de la molécule ainsi marquée.

### II. Utilisations :

Les applications du technétium-99m sont essentiellement nucléaire. Il est utilisé dans des activités de diagnostic le plus souvent en tant que marqueur moléculaire de solutions salines injectées au patient. Il est également utilisé sous forme gazeuse pour les scintigraphies pulmonaires. Les activités administrées sont variables : de l'ordre de 80 MBq pour une scintigraphie de la thyroïde à 800 MBq pour une scintigraphie osseuse. En recherche, le technétium-99m est très peu utilisé. En industrie, le technétium-99m n'est pas utilisé.

### III. Paramètres dosimétriques :

#### III.1 Exposition externe :

**Note préalable :** les données dosimétriques ci-après sont obtenues par calcul, en l'absence de toute protection. Les tableaux III, IV et V donnent pour une activité de 1 MBq, le débit d'équivalent de dose, exprimé en  $\mu\text{Sv/h}$ , en fonction de la distance, dans différentes configurations. Les grandeurs  $H_p(0,07)$  et  $H_p(10)$  correspondent respectivement aux débits d'équivalent de dose à la peau et au corps entier.

## Annexes

⇩ Source ponctuelle

Tableau III

	Débit d'équivalent de dose en $\mu\text{Sv/h}$ pour 1 MBq		
	À 10 cm	À 30 cm	À 100 cm
$H_p(0,07)$	$2,7 \cdot 10^2$	$2,9 \cdot 10^{-1}$	$2,6 \cdot 10^{-2}$
$H_p(10)$	$2,6 \cdot 10^0$	$2,8 \cdot 10^{-1}$	$2,5 \cdot 10^{-2}$

⇩ Flacon de 10ml en verre standard rempli au tiers

Tableau IV

	Débit d'équivalent de dose au contact en $\mu\text{Sv/h}$ pour 1 MBq		Débit d'équivalent de dose en $\mu\text{Sv/h}$ pour 1 MBq	
	Tenu en main	Sous le flacon	À 30 cm	À 100 cm
$H_p(0,07)$	$1,8 \cdot 10^2$	$3 \cdot 10^2$	$2,4 \cdot 10^{-1}$	$2,1 \cdot 10^{-2}$
$H_p(10)$	Sans objet <sup>(2)</sup>	Sans objet <sup>(2)</sup>	$2,5 \cdot 10^{-1}$	$2,2 \cdot 10^{-2}$

⇩ Seringue pleine

Tableau V

	Débit d'équivalent de dose au contact en $\mu\text{Sv/h}$ pour 1 MBq		Débit d'équivalent de dose en $\mu\text{Sv/h}$ pour 1 MBq (seringue de 5 ml)		
	Seringue 2 ml	Seringue 5 ml	À 10 cm	À 30 cm	À 100 cm
$H_p(0,07)$	$7,4 \cdot 10^2$	$3,4 \cdot 10^2$	$2,5 \cdot 10^0$	$2,8 \cdot 10^{-1}$	$2,4 \cdot 10^{-2}$
$H_p(10)$	Sans objet <sup>(2)</sup>	Sans objet <sup>(2)</sup>	$2,5 \cdot 10^0$	$2,8 \cdot 10^{-1}$	$2,5 \cdot 10^{-2}$

### III.2 Contamination cutanée :

Une contamination cutanée de 1MBq par cm<sup>2</sup> délivre un débit de dose à la peau [ $H_p(0,07)$ ] de l'ordre de 220mSv/h.

### III.3 Exposition interne :

Exposition interne due à une contamination aiguë Doses efficaces engagées et doses équivalentes engagées à l'organe à la suite d'incorporation de 1Bq, (DPUI) pour les travailleurs de plus de 18ans [Logiciel IMBA Professionnal – HPA

Tableau VI

Forme	F	M	S
<b>a) Inhalation de 1 Bq (5 µm)</b>			
Dose efficace engagée (µSv)	2,0. 10 <sup>-5</sup>	2,9. 10 <sup>-5</sup>	3,0. 10 <sup>-5</sup>
Dose équivalente engagée à la thyroïde (µSv)	5,4. 10 <sup>-5</sup>	3,7. 10 <sup>-5</sup>	3,5. 10 <sup>-5</sup>
Dose équivalente engagée à l'estomac (µSv)	3,1. 10 <sup>-5</sup>	2,9. 10 <sup>-5</sup>	2,9. 10 <sup>-5</sup>
Dose équivalente engagée au foie (µSv)	2,5. 10 <sup>-6</sup>	2,4. 10 <sup>-6</sup>	2,4. 10 <sup>-6</sup>
Dose équivalente engagée aux reins (µSv)	2,4. 10 <sup>-6</sup>	2,3. 10 <sup>-6</sup>	2,3. 10 <sup>-6</sup>
Dose équivalente engagée à la vessie (µSv)	4,6. 10 <sup>-6</sup>	3,6. 10 <sup>-6</sup>	3,5. 10 <sup>-6</sup>

<b>b) Ingestion de 1 Bq (f<sub>1</sub> = 0,80)</b>	
Dose efficace engagée (µSv)	2,2. 10 <sup>-5</sup>
Dose équivalente engagée à la thyroïde (µSv)	8,5. 10 <sup>-5</sup>
Dose équivalente engagée à l'estomac (µSv)	7,2. 10 <sup>-5</sup>
Dose équivalente engagée au foie (µSv)	4,8. 10 <sup>-6</sup>
Dose équivalente engagée aux reins (µSv)	5,3. 10 <sup>-6</sup>
Dose équivalente engagée à la vessie (µSv)	8,6. 10 <sup>-6</sup>

Compte tenu de la période effective du technétium-99m, les doses engagées sur un an sont identiques à celles engagées sur cinquante ans.

**I.V Délimitation et contrôles des locaux :**

➤ **Délimitation des locaux :**

Pour le technétium-99m, la délimitation des locaux doit prendre en compte les risques d'exposition externe et interne liés aux sources manipulées et stockées (voir tableau IX et X).

Tableau IX

## EXPOSITION EXTERNE ET INTERNE DE L'ORGANISME ENTIER Dose efficace (E) susceptible d'être reçue en 1 h

	Zones réglementées				
	Zones spécialement réglementées				
<p>Zone non réglementée</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>■ Dose efficace susceptible d'être reçue par un travailleur <math>E &lt; 80 \mu\text{Sv/mois}</math></li> <li>■ Contrôle de l'état de propreté radiologique si risque de contamination dans les zones réglementées attenantes</li> </ul>	<p>Zone surveillée gris-bleu</p> <p><math>E &lt; 7,5 \mu\text{Sv}</math></p>	<p>Zone contrôlée verte</p> <p><math>E &lt; 25 \mu\text{Sv}</math></p>	<p>Zone contrôlée jaune</p> <p><math>E &lt; 2 \text{ mSv}</math> &amp; <math>\text{DDD}^* &lt; 2 \text{ mSv/h}</math></p>	<p>Zone contrôlée orange</p> <p><math>E &lt; 100 \text{ mSv}</math> &amp; <math>\text{DDD}^* &lt; 100 \text{ mSv/h}</math></p>	<p>Zone rouge dite zone interdite</p> <p><math>E &gt; 100 \text{ mSv}</math> ou <math>\text{DDD}^* &gt; 100 \text{ mSv/h}</math></p>

\* DDD : débit de dose

Tableau X

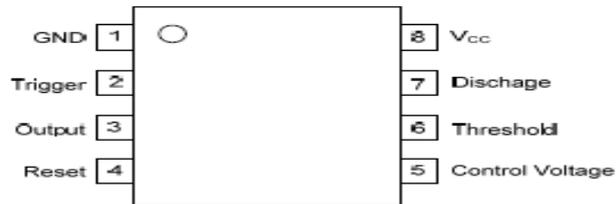
## EXPOSITION DES EXTRÉMITÉS (MAINS, PIEDS, CHEVILLES ET AVANT-BRAS) Dose équivalente (H) susceptible d'être reçue en 1 h

	Zones réglementées				
	Zones spécialement réglementées				
<p>Zone non réglementée</p> <p>Pas de valeur affichée</p>	<p>Zone surveillée gris-bleu</p> <p><math>H &lt; 0,2 \text{ mSv}</math></p>	<p>Zone contrôlée verte</p> <p><math>H &lt; 0,65 \text{ mSv}</math></p>	<p>Zone contrôlée jaune</p> <p><math>H &lt; 50 \text{ mSv}</math></p>	<p>Zone contrôlée orange</p> <p><math>H &lt; 2,5 \text{ Sv}</math></p>	<p>Zone rouge dite zone interdite</p> <p><math>H &gt; 2,5 \text{ Sv}</math></p>

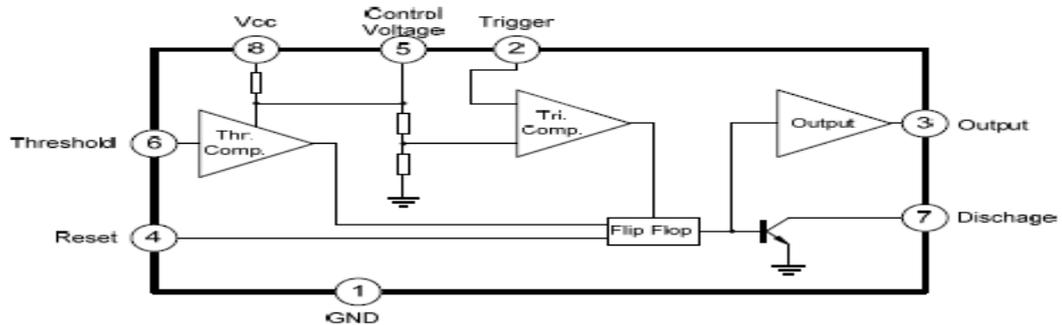


# Annexes

## ■ PIN CONFIGURATION



## ■ BLOCK DIAGRAM



## ■ ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

PARAMETER	SYMBOL	RATINGS	UNIT
Supply Voltage	$V_{CC}$	16	V
Power Dissipation	$P_D$	600	mW
Junction Temperature	$T_J$	+125	°C
Operating Temperature	$T_{OPR}$	-20 ~ +85	°C
Storage Temperature	$T_{STG}$	-40 ~ +150	°C

Note: Absolute maximum ratings are those values beyond which the device could be permanently damaged. Absolute maximum ratings are stress ratings only and functional device operation is not implied.

## ■ ELECTRICAL CHARACTERISTICS ( $V_{CC}=5 \sim 15V$ , $T_A=25^\circ C$ , unless otherwise specified.)

PARAMETER	SYMBOL	TEST CONDITIONS	MIN	TYP	MAX	UNIT	
Supply Voltage	$V_{CC}$		4.5		16	V	
Supply Current (Note 1)	$I_{CC}$	$V_{CC}=5V, R_L=\infty$		3	6	mA	
		$V_{CC}=15V, R_L=\infty$		7.5	15	mA	
Initial Accuracy (Note 2)	Accuracy	$R_A=1k \sim 100k\Omega$		Monostable	1.0	3.0	%
				Astable	2.25		%
Drift with Temperature	$\Delta t/\Delta T$	$C=0.1\mu F$		Monostable	50		ppm/°C
				Astable	150		ppm/°C
Drift with Supply Voltage	$\Delta t/\Delta V_{CC}$			Monostable	0.1	0.5	%/V
				Astable	0.3		%/V
Control Voltage	$V_C$	$V_{CC}=15V$	9.0	10.0	11.0	V	
		$V_{CC}=5V$	2.6	3.33	4.0	V	
Threshold Voltage	$V_{TH}$	$V_{CC}=15V$		10.0		V	
		$V_{CC}=5V$		3.33		V	
Threshold Current (Note 3)	$I_{TH}$			0.1	0.25	$\mu A$	
Trigger Voltage	$V_{TR}$	$V_{CC}=5V$	1.1	1.67	2.2	V	
		$V_{CC}=15V$	4.5	5	5.6	V	
Trigger Current	$I_{TR}$	$V_{TR}=0$		0.01	2.0	$\mu A$	
Reset Voltage	$V_{RST}$		0.4	0.7	1.0	V	

## Annexes

Reset Current	$I_{RST}$		0.1	0.4	mA
Low Output Voltage	$V_{OL}$	$V_{CC}=15V$			
		$I_{SINK}=10mA$	0.06	0.25	V
		$I_{SINK}=50mA$	0.3	0.75	V
		$V_{CC}=5V$			
High Output Voltage	$V_{OH}$	$I_{SOURCE}=200mA$	12.5		V
		$I_{SOURCE}=100mA$	12.75	13.3	V
		$V_{CC}=5V, I_{SOURCE}=100mA$	2.75	3.3	V
Rise Time of Output	$t_R$		100		ns
Fall Time of Output	$t_F$		100		ns
Discharge Leakage Current	$I_{LKG}$		20	100	nA

Notes: 1. Supply current when output high typically 1mA less at  $V_{CC}=5V$ .

2. Tested at  $V_{CC}=5.0V$  and  $V_{CC}=15V$ .

3. This will determine the maximum value of  $R_A+R_B$  for 15V operation, The maximum total is  $R=20M\Omega$ , and for 5V operation the maximum total is  $R=6.7M\Omega$ .

## Annexe VI :

↳ 2N3904

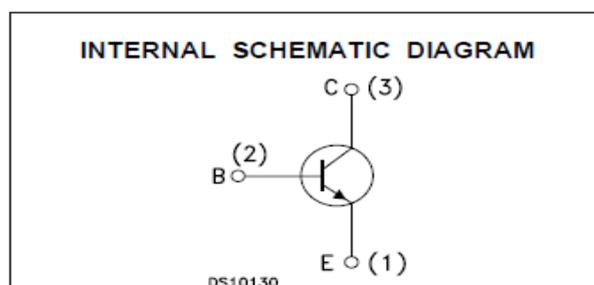
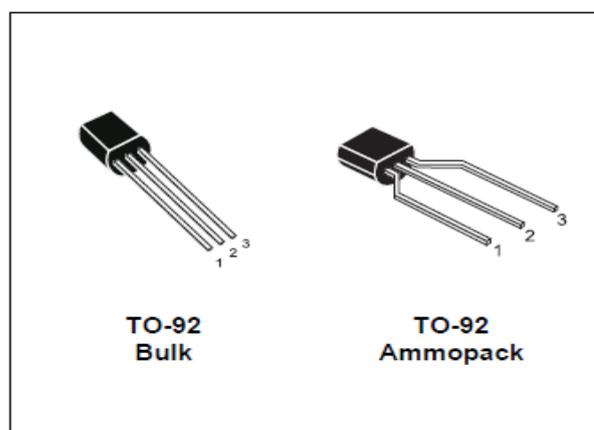
Ordering Code	Marking	Package / Shipment
2N3904	2N3904	TO-92 / Bulk
2N3904-AP	2N3904	TO-92 / Ammopack

- SILICON EPITAXIAL PLANAR NPN TRANSISTOR
- TO-92 PACKAGE SUITABLE FOR THROUGH-HOLE PCB ASSEMBLY
- THE PNP COMPLEMENTARY TYPE IS 2N3906

### APPLICATIONS

- WELL SUITABLE FOR TV AND HOME APPLIANCE EQUIPMENT
- SMALL LOAD SWITCH TRANSISTOR WITH HIGH GAIN AND LOW SATURATION VOLTAGE

### PRELIMINARY DATA



## Annexes

### ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

Symbol	Parameter	Value	Unit
V <sub>CB0</sub>	Collector-Base Voltage (I <sub>E</sub> = 0)	60	V
V <sub>CEO</sub>	Collector-Emitter Voltage (I <sub>B</sub> = 0)	40	V
V <sub>EBO</sub>	Emitter-Base Voltage (I <sub>C</sub> = 0)	6	V
I <sub>C</sub>	Collector Current	200	mA
P <sub>tot</sub>	Total Dissipation at T <sub>C</sub> = 25 °C	625	mW
T <sub>stg</sub>	Storage Temperature	-65 to 150	°C
T <sub>j</sub>	Max. Operating Junction Temperature	150	°C

### THERMAL DATA

R <sub>thj-amb</sub>	Thermal Resistance Junction-Ambient	Max	200	°C/W
R <sub>thj-case</sub>	Thermal Resistance Junction-Case	Max	83.3	°C/W

### ELECTRICAL CHARACTERISTICS (T<sub>case</sub> = 25 °C unless otherwise specified)

Symbol	Parameter	Test Conditions	Min.	Typ.	Max.	Unit
I <sub>CEx</sub>	Collector Cut-off Current (V <sub>BE</sub> = -3 V)	V <sub>CE</sub> = 30 V			50	nA
I <sub>BEx</sub>	Base Cut-off Current (V <sub>BE</sub> = -3 V)	V <sub>CE</sub> = 30 V			50	nA
V <sub>(BR)CEO*</sub>	Collector-Emitter Breakdown Voltage (I <sub>B</sub> = 0)	I <sub>C</sub> = 1 mA	40			V
V <sub>(BR)CBO</sub>	Collector-Base Breakdown Voltage (I <sub>E</sub> = 0)	I <sub>C</sub> = 10 μA	60			V
V <sub>(BR)EBO</sub>	Emitter-Base Breakdown Voltage (I <sub>C</sub> = 0)	I <sub>E</sub> = 10 μA	6			V
V <sub>CE(sat)*</sub>	Collector-Emitter Saturation Voltage	I <sub>C</sub> = 10 mA    I <sub>B</sub> = 1 mA I <sub>C</sub> = 50 mA    I <sub>B</sub> = 5 mA			0.2 0.2	V V
V <sub>BE(sat)*</sub>	Base-Emitter Saturation Voltage	I <sub>C</sub> = 10 mA    I <sub>B</sub> = 1 mA I <sub>C</sub> = 50 mA    I <sub>B</sub> = 5 mA	0.65		0.85 0.95	V V
h <sub>FE*</sub>	DC Current Gain	I <sub>C</sub> = 0.1 mA    V <sub>CE</sub> = 1 V I <sub>C</sub> = 1 mA       V <sub>CE</sub> = 1 V I <sub>C</sub> = 10 mA      V <sub>CE</sub> = 1 V I <sub>C</sub> = 50 mA      V <sub>CE</sub> = 1 V I <sub>C</sub> = 100 mA     V <sub>CE</sub> = 1 V	60 80 100 60 30		300	
f <sub>T</sub>	Transition Frequency	I <sub>C</sub> = 10 mA    V <sub>CE</sub> = 20 V    f = 100 MHz	250	270		MHz

C <sub>CBO</sub>	Collector-Base Capacitance	I <sub>E</sub> = 0    V <sub>CB</sub> = 10 V    f = 1 MHz		4		pF
C <sub>EBO</sub>	Emitter-Base Capacitance	I <sub>C</sub> = 0    V <sub>EB</sub> = 0.5 V    f = 1 MHz		18		pF
NF	Noise Figure	V <sub>CE</sub> = 5 V    I <sub>C</sub> = 0.1 mA    f = 10 Hz to 15.7 KHz    R <sub>G</sub> = 1 KΩ		5		dB
t <sub>d</sub>	Delay Time	I <sub>C</sub> = 10 mA    I <sub>B</sub> = 1 mA			35	ns
t <sub>r</sub>	Rise Time	V <sub>CC</sub> = 30 V			35	ns
t <sub>s</sub>	Storage Time	I <sub>C</sub> = 10 mA    I <sub>B1</sub> = -I <sub>B2</sub> = 1 mA			200	ns
t <sub>f</sub>	Fall Time	V <sub>CC</sub> = 30 V			50	ns

\* Pulsed: Pulse duration = 300 μs, duty cycle ≤ 2 %

## Annexe V :

## LM324

Philips Semiconductors

Product specification

## Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/  
SA534/LM2902

## DESCRIPTION

The LM124/SA534/LM2902 series consists of four independent, high-gain, internally frequency-compensated operational amplifiers designed specifically to operate from a single power supply over a wide range of voltages.

## UNIQUE FEATURES

In the linear mode, the input common-mode voltage range includes ground and the output voltage can also swing to ground, even though operated from only a single power supply voltage.

The unity gain crossover frequency and the input bias current are temperature-compensated.

## FEATURES

- Internally frequency-compensated for unity gain
- Large DC voltage gain: 100dB
- Wide bandwidth (unity gain): 1MHz (temperature-compensated)
- Wide power supply range Single supply:  $3V_{DC}$  to  $30V_{DC}$  or dual supplies:  $\pm 1.5V_{DC}$  to  $\pm 15V_{DC}$
- Very low supply current drain: essentially independent of supply voltage (1mW/op amp at  $+5V_{DC}$ )
- Low input biasing current:  $45nA_{DC}$  (temperature-compensated)
- Low input offset voltage:  $2mV_{DC}$  and offset current:  $5nA_{DC}$
- Differential input voltage range equal to the power supply voltage
- Large output voltage:  $0V_{DC}$  to  $V_{CC}-1.5V_{DC}$  swing

## PIN CONFIGURATION

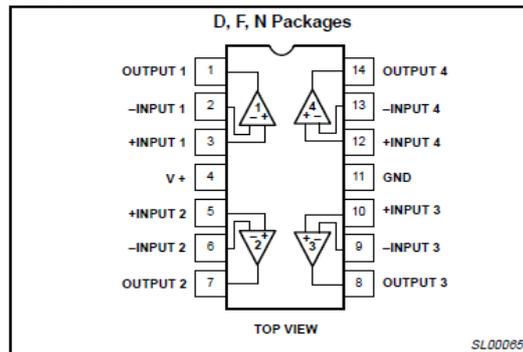


Figure 1. Pin Configuration

## ORDERING INFORMATION

DESCRIPTION	TEMPERATURE RANGE	ORDER CODE	DWG #
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-55°C to +125°C	LM124N	SOT27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-55°C to +125°C	LM124F	0581B
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-25°C to +85°C	LM224N	SOT27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-25°C to +85°C	LM224F	0581B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-25°C to +85°C	LM224D	SOT108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	0°C to +70°C	LM324N	SOT27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	0°C to +70°C	LM324F	0581B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	0°C to +70°C	LM324D	SOT108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	0°C to +70°C	LM324AN	SOT27-1
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	0°C to +70°C	LM324AD	SOT108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-40°C to +85°C	SA534N	SOT27-1
14-Pin Ceramic Dual In-Line Package (CERDIP)	-40°C to +85°C	SA534F	0581B
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-40°C to +85°C	SA534D	SOT108-1
14-Pin Plastic Small Outline (SO) Package	-40°C to +125°C	LM2902D	SOT108-1
14-Pin Plastic Dual In-Line Package (DIP)	-40°C to +125°C	LM2902N	SOT27-1

# Annexes

Philips Semiconductors

Product specification

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/  
SA534/LM2902

## ABSOLUTE MAXIMUM RATINGS

SYMBOL	PARAMETER	RATING	UNIT
$V_{CC}$	Supply voltage	32 or $\pm 16$	$V_{DC}$
$V_{IN}$	Differential input voltage	32	$V_{DC}$
$V_{IN}$	Input voltage	-0.3 to +32	$V_{DC}$
$P_D$	Maximum power dissipation, $T_A=25^\circ\text{C}$ (still-air) <sup>1</sup>		
	N package	1420	mW
	F package	1190	mW
	D package	1040	mW
	Output short-circuit to GND one amplifier <sup>2</sup> $V_{CC} < 15V_{DC}$ and $T_A = 25^\circ\text{C}$	Continuous	
$I_{IN}$	Input current ( $V_{IN} < -0.3V$ ) <sup>3</sup>	50	mA
$T_A$	Operating ambient temperature range		
	LM324/A	0 to +70	$^\circ\text{C}$
	LM224	-25 to +85	$^\circ\text{C}$
	SA534	-40 to +85	$^\circ\text{C}$
	LM2902	-40 to +125	$^\circ\text{C}$
	LM124	-55 to +125	$^\circ\text{C}$
$T_{STG}$	Storage temperature range	-65 to +150	$^\circ\text{C}$
$T_{SOLD}$	Lead soldering temperature (10sec max)	300	$^\circ\text{C}$

### NOTES:

- Derate above  $25^\circ\text{C}$  at the following rates:  
F package at  $9.5\text{mW}/^\circ\text{C}$   
N package at  $11.4\text{mW}/^\circ\text{C}$   
D package at  $8.3\text{mW}/^\circ\text{C}$
- Short-circuits from the output to  $V_{CC+}$  can cause excessive heating and eventual destruction. The maximum output current is approximately 40mA, independent of the magnitude of  $V_{CC}$ . At values of supply voltage in excess of  $+15V_{DC}$  continuous short-circuits can exceed the power dissipation ratings and cause eventual destruction.
- This input current will only exist when the voltage at any of the input leads is driven negative. It is due to the collector-base junction of the input PNP transistors becoming forward biased and thereby acting as input bias clamps. In addition, there is also lateral NPN parasitic transistor action on the IC chip. This action can cause the output voltages of the op amps to go to the  $V+$  rail (or to ground for a large overdrive) during the time that the input is driven negative.

# Annexes

Philips Semiconductors

Product specification

Low power quad op amps

LM124/224/324/324A/  
SA534/LM2902

## DC ELECTRICAL CHARACTERISTICS

$V_{CC}=5V$ ,  $T_A=25^\circ C$  unless otherwise specified.

SYMBOL	PARAMETER	TEST CONDITIONS	LM124/LM224			LM324/SA534/LM2902			UNIT
			Min	Typ	Max	Min	Typ	Max	
$V_{OS}$	Offset voltage <sup>1</sup>	$R_S=0\Omega$		$\pm 2$	$\pm 5$		$\pm 2$	$\pm 7$	mV
		$R_S=0\Omega$ , over temp.			$\pm 7$			$\pm 9$	
$\Delta V_{OS}/\Delta T$	Temperature drift	$R_S=0\Omega$ , over temp.		7			7		$\mu V/^\circ C$
$I_{BIAS}$	Input current <sup>2</sup>	$I_{IN(+)} \text{ or } I_{IN(-)}$		45	150		45	250	nA
		$I_{IN(+)} \text{ or } I_{IN(-)}$ , over temp.		40	300		40	500	
$\Delta I_{BIAS}/\Delta T$	Temperature drift	Over temp.		50			50		$\mu A/^\circ C$
$I_{OS}$	Offset current	$I_{IN(+)}-I_{IN(-)}$		$\pm 3$	$\pm 30$		$\pm 5$	$\pm 50$	nA
		$I_{IN(+)}-I_{IN(-)}$ , over temp.			$\pm 100$			$\pm 150$	
$\Delta I_{OS}/\Delta T$	Temperature drift	Over temp.		10			10		$\mu A/^\circ C$
$V_{CM}$	Common-mode voltage range <sup>3</sup>	$V_{CC}\leq 30V$	0		$V_{CC}-1.5$	0		$V_{CC}-1.5$	V
		$V_{CC}\leq 30V$ , over temp.	0		$V_{CC}-2$	0		$V_{CC}-2$	
CMRR	Common-mode rejection ratio	$V_{CC}=30V$	70	85		65	70		dB
$V_{OUT}$	Output voltage swing	$R_L=2k\Omega$ , $V_{CC}=30V$ , over temp.	26			26			V
$V_{OH}$	Output voltage high	$R_L\leq 10k\Omega$ , $V_{CC}=30V$ , over temp.	27	28		27	28		V
$V_{OL}$	Output voltage low	$R_L\leq 10k\Omega$ , over temp.		5	20		5	20	mV
$I_{CC}$	Supply current	$R_L=\infty$ , $V_{CC}=30V$ , over temp.		1.5	3		1.5	3	mA
		$R_L=\infty$ , over temp.		0.7	1.2		0.7	1.2	
$A_{VOL}$	Large-signal voltage gain	$V_{CC}=15V$ (for large $V_O$ swing), $R_L\geq 2k\Omega$	50	100		25	100		V/mV
		$V_{CC}=15V$ (for large $V_O$ swing), $R_L\geq 2k\Omega$ , over temp.	25			15			
	Amplifier-to-amplifier coupling <sup>5</sup>	$f=1kHz$ to $20kHz$ , input referred		-120			-120		dB
PSRR	Power supply rejection ratio	$R_S\leq 0\Omega$	65	100		65	100		dB
$I_{OUT}$	Output current source	$V_{IN+}=+1V$ , $V_{IN-}=0V$ , $V_{CC}=15V$	20	40		20	40		mA
		$V_{IN+}=+1V$ , $V_{IN-}=0V$ , $V_{CC}=15V$ , over temp.	10	20		10	20		
	sink	$V_{IN-}=+1V$ , $V_{IN+}=0V$ , $V_{CC}=15V$	10	20		10	20		
		$V_{IN-}=+1V$ , $V_{IN+}=0V$ , $V_{CC}=15V$ , over temp.	5	8		5	8		
		$V_{IN-}=+1V$ , $V_{IN+}=0V$ , $V_O=200mV$	12	50		12	50		$\mu A$
$I_{SC}$	Short-circuit current <sup>4</sup>		10	40	60	10	40	60	mA
GBW	Unity gain bandwidth			1			1		MHz
SR	Slew rate			0.3			0.3		V/ $\mu s$
$V_{NOISE}$	Input noise voltage	$f=1kHz$		40			40		nV/ $\sqrt{Hz}$
$V_{DIFF}$	Differential input voltage <sup>3</sup>				$V_{CC}$			$V_{CC}$	V

## Annexe VII :

↳ **Ministre de la santé, de la population et de reforme hospitaliere**

**MINISTERE DE LA SANTE, DE LA POPULATION  
ET DE LA REFORME HOSPITALIERE**

Arrêté du 28 Moharram 1437 correspondant au 10 novembre 2015 fixant les règles d'optimisation et les niveaux indicatifs pour les expositions médicales à l'intention des professionnels de la santé.

-----

Le ministre de la santé, de la population et de la réforme hospitalière,

Vu le décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, modifié et complété, relatif aux mesures de protection contre les rayonnements ionisants, notamment son article 67 ;

Vu le décret présidentiel n° 15-125 du 25 Rajab 1436 correspondant au 14 mai 2015, modifié, portant nomination des membres du Gouvernement ;

Vu le décret exécutif n° 11-379 du 25 Dhou El Hidja 1432 correspondant au 21 novembre 2011 fixant les attributions du ministre de la santé, de la population et de la réforme hospitalière ;

Arrête :

Article 1er. — En application des dispositions de l'article 67 du décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, susvisé, le présent arrêté a pour objet de fixer les règles d'optimisation et les niveaux indicatifs pour les expositions médicales aux rayonnements ionisants à l'intention des professionnels de la santé.

CHAPITRE 1er

DISPOSITIONS GENERALES

Art. 2. — Les dispositions du présent arrêté s'appliquent à toutes les structures et établissements où sont utilisées des pratiques diagnostiques ou thérapeutiques mettant en jeu des rayonnements ionisants, notamment les techniques de radiologie, de médecine nucléaire et de radiothérapie.

Art. 3. — Aucune exposition médicale à des fins diagnostiques ou thérapeutiques ne doit être effectuée sans prescription médicale.

Art. 4. — Les expositions médicales à des fins diagnostiques ou thérapeutiques sont pratiquées par les seuls professionnels de la santé qualifiés et autorisés à cet effet par les services compétents du ministère chargé de la santé conformément à la réglementation en vigueur.

Art. 5. — Les expositions médicales à des fins diagnostiques ou thérapeutiques ne peuvent être effectuées que dans les installations autorisées par le commissariat à l'énergie atomique, conformément aux dispositions du décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, susvisé.

Art. 6. — Lors de la prescription d'une exposition médicale aux rayonnements ionisants, il est tenu compte :

- du bien-fondé de l'acte médical ;
- de l'urgence de l'acte médical ;
- des caractéristiques de l'exposition médicale ;
- des caractéristiques du patient ;

— des informations pertinentes tirées d'examen radiologiques pratiqués antérieurement sur le patient, de sorte à éviter tout nouvel examen qui ne s'avérerait pas nécessaire ;

— des possibilités offertes par d'autres techniques médicales n'impliquant pas d'exposition aux rayonnements ionisants.

Art. 7. — La justification générique des actes médicaux impliquant une exposition aux rayonnements ionisants est assurée par un comité d'experts placé auprès du ministre chargé de la santé, qui valide les protocoles y afférents. Les protocoles sont actualisés, autant que de besoin, compte tenu des avancées technologiques et de l'évolution des connaissances.

Les missions, la composition, l'organisation et le fonctionnement du comité sont fixés par le ministre chargé de la santé.

Art. 8. — Les actions de dépistage impliquant une exposition aux rayonnements ionisants, menées sur des cohortes de patients asymptomatiques sont soumises à l'approbation des services compétents du ministère chargé de la santé qui doivent s'assurer de la justification et de la mise en œuvre d'un programme d'assurance de la qualité y afférent.

Art. 9. — Les équipements médicaux émettant des rayonnements ionisants doivent être conformes aux normes en la matière en vigueur, notamment celles de la commission électrotechnique internationale et de l'organisation internationale de normalisation.

Art. 10. — Les installations médicales mettant en jeu des rayonnements ionisants font l'objet d'un programme d'assurance de la qualité pour les expositions médicales, élaboré sous la supervision des praticiens médicaux spécialistes concernés et du physicien médical, selon les conditions et modalités fixées par le ministre chargé de la santé.

Le programme d'assurance de la qualité comprend notamment :

- les procédures de gestion des dossiers des patients y compris la vérification de leur identité ;
- les mesures des paramètres physiques des générateurs de rayonnements, des appareils d'imagerie, des installations d'irradiation lors de leur mise en service et périodiquement ;
- la vérification des facteurs physiques et cliniques appropriés utilisés dans les diagnostics ou les traitements ;
- la vérification de l'étalonnage et des conditions de fonctionnement des appareils de dosimétrie et de contrôle radiologique.

Art. 11. — Les structures et établissements de santé veillent à la prise de toutes les mesures applicables pour réduire, autant que possible, la probabilité d'expositions médicales aux rayonnements ionisants inappropriées, involontaires ou accidentelles dues à des défauts de conception ou dysfonctionnement des équipements, à des erreurs humaines ou liées à des systèmes informatiques. Toutefois, en cas de survenance, la structure ou l'établissement de santé fait procéder à une investigation et prend toute mesure corrective éventuelle.

#### CHAPITRE 2

##### DISPOSITIONS APPLICABLES A LA RADIOLOGIE DIAGNOSTIQUE ET INTERVENTIONNELLE

Art. 12. — Les praticiens médicaux exécutant un acte de radiologie s'assurent que :

- l'équipement utilisé est conforme aux normes ;
- les protocoles opératoires établis pour chaque type d'examen radiologique sont suivis ;
- il est tenu compte des niveaux indicatifs prévus à l'annexe jointe au présent arrêté ;
- l'exposition du patient est maintenue aussi basse que possible, en étant compatible avec la qualité de l'image et le but clinique recherché ;
- les adaptations nécessaires aux patients en pédiatrie sont prises en compte.

Art. 13. — Les praticiens médicaux, en relation avec les personnels paramédicaux compétents, tiennent compte, autant que de besoin, des paramètres ci-après afin de minimiser l'exposition du patient, à savoir :

- la zone à examiner ;
- le nombre et la taille des vues par examen ;
- le temps de l'examen et en particulier en radiologie interventionnelle ;
- l'emploi de grilles anti-diffusantes ;
- la collimation appropriée du faisceau de rayons X de sorte à circonscrire de manière optimisée la zone à examiner ;
- la distance minimale du focus à la peau du patient, qui ne doit en aucun cas être inférieure à la valeur requise pour chaque type d'examen ;
- les valeurs appropriées des paramètres opératoires (tension du tube, intensité, ou leur produit) ;

Art. 14. — Les examens radiologiques causant une exposition de l'abdomen ou du pelvis d'une femme enceinte ou susceptible de l'être doivent être évités, sauf s'ils sont justifiés par une nécessité médicale avérée. Dans ce cas, l'examen doit être planifié et exécuté de sorte à minimiser la dose à l'embryon ou au fœtus, le cas échéant.

Au cas où un examen radiologique exposant l'abdomen ou le pelvis serait pratiqué en ignorant que la femme est enceinte, il est procédé à une reconstitution de la dose reçue par l'embryon ou par le fœtus.

Art. 15. — Aucune personne ne doit être admise dans la salle d'exposition durant l'examen de radiologie sans nécessité avérée. Dans un tel cas, elle doit être munie des accessoires de protection, notamment le tablier plombé.

Art. 16. — Des caches appropriés pour les organes radiosensibles tels le cristallin, les gonades, la thyroïde sont appliqués au patient, en particulier en pédiatrie, lorsque cela est possible.

Art. 17. — Les équipements de radiologie portables ou mobiles ne doivent être utilisés que pour les examens des patients qui ne sont pas autorisés médicalement à se déplacer. De tels équipements ne sont utilisés qu'après que les mesures adéquates de radioprotection aient été prises sur le lieu de l'examen.

Art. 18. — Les paramètres opératoires des équipements de radiologie doivent être vérifiés selon une périodicité appropriée et après chaque intervention de maintenance ou modification.

Art. 19. — Les structures et établissements de santé doivent tenir à jour un dossier de radiologie et le conserver dix (10) années. Le dossier doit comporter :

- la nature des examens pratiqués ;
- les paramètres opératoires (tension, intensité, temps) ;
- le nombre d'images obtenues.

Ils doivent, en outre, tenir à jour le registre des équipements médicaux conformément aux dispositions de l'article 14 du décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, susvisé.

#### CHAPITRE 3

##### DISPOSITIONS APPLICABLES A LA MEDECINE NUCLEAIRE

Art. 20. — Les praticiens médicaux en charge de l'administration de produits radio-pharmaceutiques à des fins diagnostiques s'assurent que le patient reçoit la dose minimale, compatible avec la qualité d'image par :

- la sélection du produit radio-pharmaceutique adéquat ;
- l'activité optimale du produit à administrer pour le type d'examen recherché et qu'il est tenu compte des niveaux indicatifs prévus à l'annexe jointe au présent arrêté ;
- la prise en compte d'exigences spéciales concernant les patients dont certaines fonctions organiques sont altérées ;
- l'utilisation de méthodes de blocage de l'incorporation dans les organes non sujets à l'examen, lorsque cela est possible ;
- l'utilisation de méthodes d'accélération de l'excrétion appropriées.

Art. 21. — L'administration de produits radio-pharmaceutiques à des fins diagnostiques ou thérapeutiques à des femmes enceintes ou susceptibles de l'être doit être évitée, sauf si elle est motivée par une nécessité médicale avérée.

Art. 22. — Les mères allaitantes recevant des produits radio-pharmaceutiques à des fins diagnostiques ou thérapeutiques sont tenues d'interrompre l'allaitement durant une période déterminée selon la prescription médicale et la nature du produit administré.

Art. 23. — L'administration de produits radio-pharmaceutiques à des fins diagnostiques à des enfants doit être motivée par une nécessité médicale avérée. Dans ce cas, les praticiens médicaux veillent à adapter l'activité du produit radio-pharmaceutique à administrer au poids ou à la surface corporelle de l'enfant, ou à tout autre critère approprié.

Art. 24. — L'activité des produits radio-pharmaceutiques à administrer est déterminée et enregistrée au moment de sa préparation. Les activimètres destinés à cet effet font l'objet d'un étalonnage par rapport à un étalon traçable à un intervalle régulier.

Art. 25. — Les patients ayant reçu un traitement avec un produit radio-pharmaceutique à titre ambulatoire, ou au terme d'une hospitalisation, reçoivent des praticiens médicaux de la structure ou de l'établissement de santé des consignes orales et écrites sur la conduite à tenir avec ses proches pour minimiser leur exposition.

Art. 26. — Les structures et établissements de santé doivent tenir à jour un dossier de médecine nucléaire et le conserver dix (10) années. Le dossier doit comporter :

- le type de produit radio-pharmaceutique administré ;
- l'activité de celui-ci ;
- les résultats d'étalonnage périodique de l'équipement de mesure de l'activité.

Ils doivent, en outre, tenir à jour le registre des sources conformément aux dispositions de l'article 14 du décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, susvisé.

#### CHAPITRE 4

##### DISPOSITIONS APPLICABLES A LA RADIOTHERAPIE

Art. 27. — Lors des traitements de radiothérapie, les praticiens médicaux spécialistes s'assurent, en liaison avec les physiciens médicaux que :

- la dose prescrite soit délivrée avec la qualité de faisceau adéquate au volume cible défini dans le plan de traitement ;
- l'exposition aux tissus sains et aux organes à risque est maintenue aussi basse que raisonnablement possible.

Art. 28. — L'étalonnage des appareils de radiothérapie porte sur la qualité ou l'énergie du rayonnement et sur la dose absorbée ou le débit de dose absorbée dans un milieu, à une distance et à une date de référence donnés.

Art. 29. — L'étalonnage des sources radioactives scellées employées en curiethérapie porte sur l'activité, le débit de kerma à l'air de référence ou le débit de dose absorbée dans un milieu, à une distance et à une date de référence données.

Art. 30. — Les contrôles de la qualité sont effectués lors de la mise en service d'un appareil, après une intervention de maintenance ou modification et à intervalles réguliers.

Art. 31. — Pour les usages thérapeutiques des rayonnements ionisants, les prescriptions en matière de dosimétrie clinique et d'assurance de la qualité sont appliquées sous la supervision d'un physicien médical, conformément à la réglementation en vigueur, en utilisant des appareils de mesure étalonnés par les services habilités à délivrer un certificat d'étalonnage.

Art. 32. — Les structures et établissements de santé doivent tenir à jour un dossier de radiothérapie et le conserver dix (10) années. Le dossier doit comporter :

- la nature des traitements ;
- les paramètres opératoires.

Ils doivent, en outre, tenir à jour le registre des sources et appareillage conformément aux dispositions de l'article 14 du décret présidentiel n° 05-117 du 2 Rabie El Aouel 1426 correspondant au 11 avril 2005, susvisé. Le registre doit mentionner, notamment :

- les résultats des tests de mise en service ;
- les résultats des étalonnages et des vérifications périodiques ;
- l'historique des pannes et des interventions de maintenance.

Art. 33. — Le dossier médical des patients doit mentionner les données suivantes :

- la description du volume cible ;
- les doses maximales et minimales délivrées au volume cible ;
- le plan de fractionnement des doses et le temps total de traitement ;
- les résultats de la dosimétrie clinique ;
- les histogrammes de volumes pour le traitement en trois dimensions ;
- les images de positionnement avant traitement ;
- les doses de tolérance aux organes à risque selon les références admises en la matière.

Art. 34. — Le présent arrêté sera publié au *Journal officiel* de la République algérienne démocratique et populaire.

Fait à Alger, le 28 Moharram 1437 correspondant au 10 novembre 2015.

Abdelmalek BOUDIAF.

## ANNEXE

NIVEAUX INDICATIFS DE DOSE, DE DEBIT DE DOSE  
ET D'ACTIVITE POUR L'EXPOSITION MEDICALE

Tableau 1 : Niveaux de dose indicatifs pour la radiographie diagnostique dans le cas d'un patient adulte type

Examen	Dose à la surface par radiographie <sup>a</sup> (mGy)	
	Rachis lombaire	AP LAT LSJ
Abdomen, urographie intraveineuse et cholécystographie	AP	10
Bassin	AP	10
Articulation coxo-fémorale	AP	10
Poitrine	PA LAT	0,4 1,5
Rachis cervico-dorsal	AP LAT	7 20
Dents	Périapical AP	7 5
Crâne	PA LAT	5 3

Notes : PA = Incidence postéro-antérieure ; LAT = Incidence latérale ; LSJ = Incidence de l'articulation lombo-sacrée ; AP = Incidence antéro-postérieure.

<sup>a</sup>Dans l'air avec rétrodiffusion. Ces valeurs sont applicables à des combinaisons film-écran classiques pour des sensibilités relatives de l'ordre de 200. Pour des combinaisons film-écran de haute sensibilité (400-600), les valeurs devraient être réduites d'un facteur de 2 à 3.

Tableau 2 : Niveaux de dose indicatifs pour la tomодensitométrie dans le cas d'un patient adulte type

Examen	Dose moyenne tomодensitométrie <sup>a</sup> (mGy)
Tête	50
Rachis lombaire	35
Abdomen	25

<sup>a</sup>Valeurs dérivées de mesures sur l'axe de rotation de fantômes équivalant à l'eau de 15 cm de long et de 16 cm (tête) et 30 cm (rachis lombaire et abdomen) de diamètre.

Tableau 3 : Niveaux de dose indicatifs pour la mammographie dans le cas d'une patiente adulte type.

Dose moyenne à la glande mammaire par incidence cranio-caudale<sup>a</sup>1 mGy (sans grille)  
3 mGy (avec grille)<sup>a</sup> Valeur déterminée dans un sein comprimé de 4,5 cm constitué à parts égales de tissu glandulaire et de tissu adipeux pour des systèmes film-écran et des unités spécialisées de mammographie à cible au Molybdène (Mo) et à filtre au Mo.

Tableau 4 : Niveaux de débit de dose indicatifs pour la radioscopie dans le cas d'un patient adulte type.

Mode de fonctionnement	Débit de dose à la surface <sup>a</sup> mGy/min
Normal	25
Niveau élevé <sup>b</sup>	100

<sup>a</sup> Dans l'air avec rétrodiffusion.<sup>b</sup> Pour les appareils de radioscopie avec option «niveau élevé», tels que ceux qui sont utilisés fréquemment en radiologie d'intervention.

Tableau 5 : Niveaux d'activité indicatifs pour les actes de médecine nucléaire dans le cas d'un patient adulte type.

	Examen	Radiolonucléide	Forme chimique	Activité maximale usuelle par examen (MBq)
OS	Imagerie des os	<sup>99m</sup> Tc	Phosphonate et composés de phosphate	600
	Imagerie des os par tomодensitométrie d'émission monophotonique (SPECT)		Phosphonate et composés de phosphate	800
	Imagerie de la moelle osseuse	<sup>99m</sup> Tc	Colloïde marqué	400
Cerveau	Imagerie du cerveau (statique)	<sup>99m</sup> Tc	TcO <sub>4</sub> <sup>-</sup>	500
		<sup>99m</sup> Tc	Acide diéthylène triaminopentaacétique (DTPA), gluconate et glucoheptonate	500
	Imagerie du cerveau (SPECT)	<sup>99m</sup> Tc	TcO <sub>4</sub> <sup>-</sup>	800
		<sup>99m</sup> Tc	DTPA, gluconate et glucoheptonate	800
		<sup>99m</sup> Tc	Examétazime	500
Débit sanguin cérébral	<sup>133</sup> Xe	En solution isotonique de chlorure de sodium	400	
	<sup>99m</sup> Tc	Hexaméthyl propylène amine oxime (HM-PAO)	500	
Cisternographie	<sup>111</sup> In	DTPA	40	
Voies lacrymales	Drainage lacrymal	<sup>99m</sup> Tc	TcO <sub>4</sub> <sup>-</sup>	4
		<sup>99m</sup> Tc	Colloïde marqué	4
Thyroïde	Imagerie de la thyroïde	<sup>99m</sup> Tc	TcO <sub>4</sub> <sup>-</sup>	200
		<sup>123</sup> I	I <sup>-</sup>	20
	Métastases thyroïdiennes (après ablation)	<sup>131</sup> I	I <sup>-</sup>	400
	Imagerie des glandes parathyroïdes	<sup>201</sup> Tl	Tl <sup>+</sup> chlorure	80

Examen		Radiolonucléide	Forme chimique	Activité maximale usuelle par examen (MBq)
Poumons	Imagerie de la ventilation pulmonaire	$^{81m}\text{Kr}$	Gaz	6 000
		$^{99m}\text{Tc}$	DTPA - Aerosol	80
	Etude de la ventilation pulmonaire	$^{133}\text{Xe}$	Gaz	400
		$^{127}\text{Xe}$	Gaz	200
	Imagerie de la perfusion pulmonaire	$^{81m}\text{Kr}$	Solution aqueuse	6 000
		$^{99m}\text{Tc}$	Albumine humaine (macroagrégats ou microsphères)	100
Imagerie de la perfusion pulmonaire (avec veinographie)	$^{99m}\text{Tc}$	Albumine humaine (macroagrégats ou microsphères)	160	
Etude de la perfusion pulmonaire	$^{133}\text{Xe}$	Solution isotonique	200	
	$^{127}\text{Xe}$	Solution isotonique de chlorure	200	
Imagerie pulmonaire (SPECT)	$^{99m}\text{Tc}$	Macroagrégats d'albumine (MAA)	200	
Foie et rate	Imagerie du foie et de la rate	$^{99m}\text{Tc}$	Colloïde marqué	80
	Imagerie fonctionnelle du système biliaire	$^{99m}\text{Tc}$	Iminodiacétates et agents équivalents	150
	Imagerie de la rate	$^{99m}\text{Tc}$	Hématies dénaturées marquées	100
	Imagerie du foie (SPECT)	$^{99m}\text{Tc}$	Colloïde marqué	200
Cardio-vasculaire	Etudes du débit sanguin (1er passage)	$^{99m}\text{Tc}$	$\text{TcO}_4$	800
		$^{99m}\text{Tc}$	DTPA	800
		$^{99m}\text{Tc}$	Macroagrégats de globuline 3	400
	Imagerie du pool sanguin	$^{99m}\text{Tc}$	Complexe d'albumine humaine	40
	Imagerie cardiaque et vasculaire/ études à l'aide de sondes	$^{99m}\text{Tc}$	Complexe d'albumine humaine	800
	Imagerie du myocarde/études à l'aide de sondes	$^{99m}\text{Tc}$	Hématies normales marquées	800
	Imagerie du myocarde	$^{99m}\text{Tc}$	Phosphonate et composés de phosphate	600
	Imagerie du myocarde (SPECT)	$^{99m}\text{Tc}$	Isonitrides	300
$^{201}\text{Tl}$		$\text{Tl}^+$ , chlorure	100	
$^{99m}\text{Tc}$		Phosphonate et composés de phosphate	800	
$^{99m}\text{Tc}$		Isonitrides	600	

Examen		Radiolonucléide	Forme chimique	Activité maximale usuelle par examen (MBq)
Estomac, tractus gastro-intestinal	Imagerie de l'estomac/des glandes salivaires	$^{99m}\text{Tc}$	$\text{TcO}_4$	40
	Imagerie des diverticules de meckel	$^{99m}\text{Tc}$	$\text{TcO}_4$	400
	Hémorragie digestive	$^{99m}\text{Tc}$	Colloïde marqué	400
		$^{99m}\text{Tc}$	Hématies normales marquées	400
	Transit et reflux œsophagiens	$^{99m}\text{Tc}$	Colloïde marqué	40
		$^{99m}\text{Tc}$	Composés non absorbables	40
Evacuation gastrique	$^{99m}\text{Tc}$	Composés non absorbables	12	
	$^{111}\text{In}$	Composés non absorbables	12	
	$^{113m}\text{In}$	Composés non absorbables	12	
Reins, appareil urinaire et glandes surrénales	Imagerie des reins	$^{99m}\text{Tc}$	Acide dimercapto-succinique	160
	Imagerie des reins/néphrographie	$^{99m}\text{Tc}$	DPTA, gluconate et glucoheptonate	350
		$^{99m}\text{Tc}$	Macroagrégats de globuline 3	100
	$^{123}\text{I}$	O-iodohippurate	20	
Imagerie des glandes surrénales	$^{75}\text{Se}$	Sélenocholestérol	8	
Examens divers	Imagerie de tumeurs ou d'abcès	$^{67}\text{Ga}$	Citrate	300
		$^{201}\text{Tl}$	Chlorure	100
	Imagerie de tumeurs	$^{99m}\text{Tc}$	Acide dimercapto-succinique	400
		Imagerie de tumeurs neuroectodermiques	$^{123}\text{I}$	Méta-iodo-benzyl-guanidine
	$^{131}\text{I}$		Méta-iodo-benzyl-guanidine	20
	Imagerie de nodules lymphatiques	$^{99m}\text{Tc}$	Colloïde marqué	80
	Imagerie d'abcès	$^{99m}\text{Tc}$	Leucocytes marqués à l'examétazime	400
$^{111}\text{In}$		Leucocytes marqués	20	
Imagerie de thrombus	$^{111}\text{In}$	Plaquettes marquées	20	

Tableau 6 : Niveau indicatif d'activité maximale chez les patients traités à leur sortie de l'hôpital

Radionucléide	Activité (MBq)
Iode - 131	1100

# Bibliographie:

- [1] Ben, A. (2010). The implementation of quality controls of gamma camera functioning and simulation of tomography techniques by Gate and GEANT4.
- [2] Zimmermann, R. (2012). La médecine nucléaire: La radioactivité au service du diagnostic et de la thérapie. EDP sciences.
- [3] Dormard, Y. (1977). Absorption, distribution, élimination et métabolisme d'un psychotrope: le fentanyl-14 C chez le rat et porc: calcul des paramètres pharmacocinétiques (Doctoral dissertation, Université Joseph-Fourier-Grenoble I).
- [4] Clément, P. (1996). L'imagerie biomédicale: définition d'une typologie et proposition d'activités pédagogiques. Aster.
- [5] El Bitar, Z. (2006). Optimisation et validation d'un algorithme de reconstruction 3D en tomographie d'émission monophotonique à l'aide de la plate forme de simulation GATE (Doctoral dissertation, Université Blaise Pascal-Clermont-Ferrand II).
- [6] AMEUR, M., & BELHADJI, M. GESTION DES PRODUITS RADIOPHARMACEUTIQUES AU SERVICE DE MEDECINE NUCLEAIRE DU CHU TLEMCEN (Doctoral dissertation).
- [7] CLAVBV, P. (1996). Etude des propriétés du système Am-O en vue de la transmutation de l'américium 241 en réacteur à neutrons rapides (Doctoral dissertation, Université d'Aix-Marseille).
- [8] AYAD, H. conception et réalisation d'une banque de données médicale (Doctoral dissertation).
- [9] Bouly, F. (2011). Etude d'un module accélérateur supraconducteur et de ses systèmes de régulation pour le projet MYRRHA (Doctoral dissertation, Université Paris Sud-Paris XI).
- [10] Xerri, J. G. (2011). Le soin dans tous ses états. Desclée de Brouwer.
- [11] Lepage, B., & Quenton, D. (2004). Médecine nucléaire. Journal de radiologie, 85(7-8), 1054-1061.
- [12] etat\_de\_lart\_en\_imagerie\_medicale\_rsna\_2017-imagerie moléculaire<<A DIGITAL STORY>>p.50
- [13] Gibold de la Souchère, T. J., Moati, F., Petegnief, Y., Prigent, A., & Vuillez, J. P. I. INFORMATIONS ET DEFINITIONS PREALABLES.
- [14] Cordoliani, Y. S. (2005). Explorations radiologiques en odontostomatologie Dosimétrie et estimation du risque. EMC-Stomatologie, 1(3), 163-174.
- [15] Traore, I. (2013). Etude et caractérisation des fonctions de réponse des détecteurs solides de traces nucléaires: applications à la dosimétrie radon et neutron (Doctoral dissertation, Strasbourg).

## Bibliographie

---

- [16] Defrise, M. (2007). Reconstruction d'image en tomographie par émission. *Médecine nucléaire*, 31(4), 142-152
- [17] Z. (2006). Optimisation et validation d'un algorithme de reconstruction 3D en tomographie d'émission monophotonique à l'aide de la plate forme de simulation GATE (Doctoral dissertation, Université Blaise Pascal-Clermont-Ferrand II).
- [18] Yerouchalmi-Soussaline, F. (1984). Emission tomography: quantitative aspects in metabolic and physiopathologic studies.
- [19] d'Aillon, E. G. (2005). Etude des performances spectrométriques des détecteurs gamma CdTe CdZnTe monolithiques (Doctoral dissertation, Université Joseph-Fourier-Grenoble I).
- [20] Makhlof, F. (2014). Restauration des images en scintigraphie planaire et SPECT suite à la réduction des doses administrées et des temps de pause (Doctoral dissertation, Télécom Bretagne; Université de Rennes 1).
- [21] Lazaro, D. (2003). Validation de la plate-forme de simulation GATE en Tomographie d'Émission Monophotonique et application au développement d'un algorithme de reconstruction 3D complète (Doctoral dissertation, Université Blaise Pascal-Clermont-Ferrand II).
- [22] Ottini-Hustache, S. L'interaction rayonnement-matière.
- [23] Michel, L. (1995). Etude des propriétés des scintillateurs organiques liquides (Doctoral dissertation, UCL.).
- [24] Jan, S. (2002). Simulateur Monte Carlo et caméra à xénon liquide pour la tomographie à émission de positons (Doctoral dissertation, Université Joseph-Fourier-Grenoble I).
- [25] Bernard-Gauthier, V. (2014). Développement et radiosynthèse de ligands du récepteur tyrosine kinase neurotrophique type 2 (TrkB) marqués aux carbone-11 et fluor-18 pour l'imagerie cérébrale par tomographie d'émission de positons.
- [26] Merheb, C. (2007). Optimisation de la reconstruction complète 3D en tomographie par émission de positons du petit animal par modélisation monte-carlo de la matrice système (Doctoral dissertation, Université Paris Sud-Paris XI).
- [27] Talbot, J. N., Grahek, D., Kerrou, K., Younsi, N., de Beco, V., Colombet-Lamau, C., ... & Montravers, F. (2001). La TEP au [18F]-fluoro-2-désoxyglucose dans l'imagerie des cancers gynécologiques. *Gynécologie obstétrique & fertilité*, 29(11), 775-798.
- [28] Bendebiche, L. (1992). Conception and realization of a multichannel amplitude converter.
- [29] Comas, L. (2005). Modèles et algorithmes pour la scintigraphie cardiaque (Doctoral dissertation, Thèse de l'Université de Sciences et de Techniques de Franche-Comté Déc-2005).
- [30] Seret, A. (2008). Médecine nucléaire par l'image. Editions du CEFAL.

## Bibliographie

---

- [31] Verger, A. (2011). Comparaison de tomoscintigraphies myocardiques de stress et de repos entre une caméra à semi-conducteurs et des caméras conventionnelles: influence du protocole utilisé (type de traceur, séquence d'injection) (Doctoral dissertation, UHP-Université Henri Poincaré).
- [32] Yerouchalmi-Soussaline, F. (1984). Emission tomography: quantitative aspects in metabolic and physiopathologic studies.
- [33] Chevillard, C. (2018). Contrôle de la dose délivrée en radiothérapie externe: étude de l'apport mutuel de l'imagerie volumique embarquée et de la dosimétrie de transit (Doctoral dissertation, Paris Saclay).
- [34] Talbot, J. N., et al. "La TEP au [18F]-fluoro-2-désoxyglucose dans l'imagerie des cancers gynécologiques." *Gynécologie obstétrique & fertilité* 29.11 (2001): 775-798.
- [35] Perret-Tran-Van, S. (2011). Impact d'une post-oxydation thermique sur l'isolation électrique d'un dispositif MOS contenant des nanocristaux de silicium obtenus à partir de dépôts PPECVD (Doctoral dissertation, Université de Toulouse, Université Toulouse III-Paul Sabatier).
- [36] Ragheb, D. E. H. (2014). Développement de la méthode PIXE à haute énergie auprès du cyclotron ARRONAX (Doctoral dissertation, Ecole des Mines de Nantes).
- [37] Blanchis, P., Amiot, M. N., Moune, M., Bellanger, A. C., Chauvenet, B., Verdeau, E., ... & Guilhem, M. T. (2006). Dose calibrator user and quality control guide.
- [38] Eve, A. (2014). Appropriation d'une norme de management et son influence sur les attitudes au travail pour la maîtrise de l'activité de l'organisation: le cas de la norme ISO 9001 (Doctoral dissertation, Université de Rouen, France).
- [39] Igalens, J., & Peretti, J. M. (1988). *L'audit Social*. Presses universitaires de France.
- [40] Talon, D. (2011). Gestion des risques dans une stérilisation centrale d'un établissement hospitalier: apport de la traçabilité à l'instrument (Doctoral dissertation, Ecole Centrale Paris).
- [41] TATLALOU, S. (2018). La gestion des risques en pratique: application de la méthode AMDEC sur le circuit de stérilisation du dispositif médical réutilisable aux urgences de l'hôpital Ibn Sina du CHU Rabat.
- [42] Banihachémi, J. J. (2013). Structuration des connaissances en vue d'une évaluation de la qualité dans le domaine de la chirurgie augmentée (Doctoral dissertation, Université de Grenoble).
- [43] Lambert, R. (2013). L'importance de l'approche qualité dans la mise en place et la réalisation d'un projet pharmaceutique: Exemple d'Application des Méthodes d'Amélioration Continue pour Affiner la Traçabilité des Produits sur un Site Dépositaire Pharmaceutique (Doctoral dissertation, Université de Lorraine).
- [44] Ben, K., & Ben, A. Design of a phantom multitrans for a gamma camera quality control.
- [45] Leclerc, P. (2017). Développement d'un endomicroscope multiphotonique à deux couleurs pour l'imagerie du métabolisme énergétique cellulaire (Doctoral dissertation, Université de Limoges).

## Bibliographie

---

- [46] Buser, P. (1998). Cerveau de soi, cerveau de l'autre. Odile Jacob
- [47] RAPPORT, S. N. CONTROLE DE QUALITE SPECIFIQUE EN IRM: DEVELOPPEMENT ET REALISATION D'UN OBJET-TEST MULTIMODAL.
- [48] Wehenkel, C. (1975). Mise au point d'une nouvelle méthode d'analyse quantitative des spectres de pertes d'énergie d'électrons rapides diffusés dans la direction du faisceau incident: application à l'étude des métaux nobles. *Journal de Physique*, 36(2), 199-213
- [49] Rey, M. (2007). Étude du tomographe de haute résolution pour petits animaux ClearPET par la méthode de Monte Carlo (No. THESIS). EPFL.
- [50] Nicol, S. (2010). Étude et construction d'un tomographe TEP/TDM pour petits animaux, combinant modules phoswich à scintillateurs et détecteur à pixels hybrides (Doctoral dissertation, Université de la Méditerranée-Aix-Marseille II).
- [51] RADCEWSKI, O., & WANDERER, E. (1969). IV. TRADUCTIONS EFFECTUÉES AU CEA. *Bulletin d'informations scientifiques et techniques: Nouvelle série*, (133-138).
- [52] Matthieu, P. P. (2004). L'UNIVERSITE BORDEAUX I (Doctoral dissertation, Ecole des Mines de Saint-Etienne).
- [53] Aoun, J. (2009). Validation de la simulation Monte-Carlo de la gamma-caméra petit animal Biospace sur la grille de calcul légère CiGri. Application à l'évaluation de l'algorithme de l'inversion analytique de la transformée de Radon atténuée (Doctoral dissertation, Université Blaise Pascal-Clermont-Ferrand II).
- [54] Germaneau, A. (2007). Développement de techniques de mesure dans le volume: photoélasticimétrie 3D par découpage optique et corrélation volumique par tomographie optique et rayons X. Application à l'étude des effets mécaniques 3D dans les structures et les biomatériaux (Doctoral dissertation, Université de Poitiers).
- [55] Deloule, S. (2014). Développement d'une méthode de caractérisation spectrale des faisceaux de photons d'énergies inférieures à 150 keV utilisés en dosimétrie (Doctoral dissertation, Université Paris Sud-Paris XI).
- [56] Mesure, C. D. Q. E., Des performances, E. N., & DE, T. D. E. Société Française de Physique Médicale.
- [57] De Dreuille, O., Maszelin, P., Foehrenbach, H., Bonardel, G., & Gaillard, J. F. (2002). Principe et technique de la tomographie par émission de positons (TEP). *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*, 35-310.
- [58] Comtat, C., Trebossen, R., Balduyck, S., Bonniaud, G., Ferrer, L., Laffont, S., ... & Koulibaly, P. M. (2008). Quality control and performance measurement in positron emission tomography. SFPM report nr 24.
- [59] André-Obadia, N., Sauleau, P., Cheliout-Heraut, F., Convers, P., Debs, R., Eisermann, M., ... & Kubis, N. (2014). Recommandations françaises sur l'électroencéphalogramme. *Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology*, 44(6), 515-612.

## Bibliographie

---

- [60] Ploux, L. (1997). Development and applications of TOHR, an original emission tomography system, adapted to small animals; Développement et applications de TOHR, un système original de tomographie de mission, adapté au petit animal.
- [61] Sauce, A. (2012). Les nouvelles missions de la loi HPST pour le pharmacien d'officine: une exigence accrue en matière de communication avec le patient (Doctoral dissertation, Université de Lorraine).
- [62] Gerard, K. (2008). Optimisation automatique des incidences des faisceaux par l'algorithme du simplexe et optimisation des contrôles qualité par la Maîtrise Statistique des Processus (MSP) en Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité (RCMI) (Doctoral dissertation, Institut National Polytechnique de Lorraine-INPL).
- [63] Gavard-Perret, M. L., Gotteland, D., Haon, C., & Jolibert, A. (2008). Méthodologie de la recherche. Editions Pearson Education France.
- [64] AOUD, R. (2014). Tomographie à positrons au 18 F-FDG; premier radiopharmaceutique produit au Maroc; et son apport dans le cancer broncho-pulmonaire (Doctoral dissertation).
- [65] Castilla-Lievrea, M. A., Deliu, D., Kalmykov, O., & Helala, B. O. (2011). Présentations affichées. Médecine Nucléaire, 35, 270-312.
- [66] Todoroff, V. (2013). Mesure d'un champ de masse volumique par Background Oriented Schlieren 3d. Etude d'un dispositif expérimental et des méthodes de traitement pour la résolution du problème inverse (Doctoral dissertation, Institut National Polytechnique de Toulouse-INPT).
- [67] Henault, J. M. (2013). Approche méthodologique pour l'évaluation des performances et de la durabilité des systèmes de mesure répartie de déformation: application à un câble à fibre optique noyé dans le béton (Doctoral dissertation, Paris Est).
- [68] Benoit, A., & Picard, E. (1954). Geiger-Muller (GM) counters. Associated circuits and counting techniques (No. CEA-R--0339). Centre d'Etudes Nucleaires de Saclay (France).
- [69] Ray, C., & Poizat, J. C. (2014). La physique par les objets quotidiens. Belin.
- [70] Mosset, J. B. (2006). Développement d'un module de détection phoswich LSO/LuYAP pour le prototype de caméra à positrons ClearPET (No. THESIS). EPFL
- [71] Stichelbaut, F. (1993). La détection des muons dans l'expérience DELPHI et son rôle dans l'étude de l'interaction  $e^+ e^- \rightarrow \mu^+ \mu^-$ .
- [72] Fard, A. D. (2014). Étude d'un détecteur sphérique gazeux pour la recherche d'événements rares à bas seuil en énergie (Doctoral dissertation, Université Paris Sud-Paris XI).
- [73] <https://www.aliexpress.com/item/Assembled-DIYGeiger-Counter-Kit-Nuclear-Radiation-Detector-GM-Tube/1790161282.html>.

## **Résumé :**

La médecine nucléaire est une spécialité qui s'intéresse à l'utilisation des radioactifs soit en diagnostique (Imagerie Scintigraphique) ou en traitement des cancers (radiothérapie métabolique).

La qualité des prestations offertes au patient est directement liée à la fiabilité des dispositifs médicaux. Pour cela, le contrôle de qualité en médecine nucléaire est une obligation réglementaire (AIEA, CIPR, EURATOM, COMENA) mais c'est surtout la meilleure manière de garantir la qualité des examens et la radioprotection. Ce contrôle de qualité concerne les dispositifs médicaux :SPECT/CT, le PET/CT, l'activimètre et les appareils de mesures qui sont les radiamètre soit à capteurs solides ou à chambre d'ionisation mesurant la radioactivité (Bq), la dose ( $\mu\text{Sv}$ ) et le débit de dose ( $\mu\text{Sv/h}$ ).

Dans ce projet de fin d'études, nous avons étudié les différents équipements et dispositifs de la médecine nucléaire avec tous les aspects normatifs et réglementaires. D'autre part, nous avons réalisé un dispositif électronique de mesure de débit de dose exprimé en  $\mu\text{Sv/h}$  à base du compteur Geiger J305.

Les différents blocs électroniques de notre dispositif sont testés et validés par une source GBF à amplitude et fréquence variable simulant la source radioactive. Le fonctionnement du dispositif de mesure et son circuit de conditionnement est testé au service de médecine nucléaire au CHU de Tlemcen avec le Technétium 99.

Mot clés : Radioactivité, Médecine nucléaire, Débit de dose, Dispositif de mesure, Compteur Geiger Muller J305, cpm.

## **Abstract:**

Nuclear medicine is a specialty focused on the use of radioactivity, either in diagnosis (scintigraphic imaging) or in cancer treatment (metabolic radiotherapy).

The quality of the services offered to the patient is directly related to the reliability of the medical devices. For this, quality control in nuclear medicine is a regulatory obligation (IAEA, CIPR, EURATOM, and COMENA). It is the best way to guarantee the quality of examinations and radiation protection. This quality control concerns medical devices: SPECT / CT, PET / CT, the activimeter and the measuring devices which are the radiameter either with solid sensors or with ionization chamber measuring the radioactivity (Bq), the dose ( $\mu\text{Sv}$ ) and the dose rate ( $\mu\text{Sv} / \text{h}$ ).

In this end-of-study project, we studied the various equipments and devices of nuclear medicine with all normative and regulatory aspects. In another hand, we realized an electronic dose rate measurement device expressed in  $\mu\text{Sv} / \text{h}$  based on the Geiger J305 counter.

The different electronic blocks of our device are tested and validated by a GBF source with variable amplitude and frequency simulating the radioactive source. The operation of the measuring device and its conditioning circuit is tested at the nuclear medicine department at University Hospital of Tlemcen, with the Technetium 99.