

MINISTÈRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPÉRIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE



UNIVERSITÉ MOULOUD MAMMERRI DE TIZI-OUZOU
FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE
HÔPITAL CHAHIDS MAHMOUDI



MÉMOIRE DE MASTER

Filière : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Présenté par :

AIT HAMOU MUSTAPHA

Thème

Evaluation des doses reçues par les patients durant les différents examens PET SCAN

Membres de Jury d'examen :

Mr SALI	Nasser	Professeur	U.M.M.T.O.	Président
Mr TOUTAOUI	Abdelkader	Docteur	H.C.M Tizi-Ouzou	Examineur
Mme BOUMAZA	Lynda	Physicienne médicale	H.C.M. Tizi-Ouzou	Encadrante

Soutenu publiquement le : 08/07/2024

Dédicaces

C'est avec une immense joie et un cœur ému que je dédie ce travail à mes chers parents, qui m'ont soutenu, motivé et encouragé durant toutes ces années d'études. Leur soutien inébranlable et leurs prières constantes ont été une source de force et de sérénité pour moi. Que ce travail soit le témoignage de ma profonde gratitude envers eux.

Je dédie également ce mémoire à mes chères sœurs, qui ont toujours été à mes côtés et ont supporté mes folies durant les bons comme les mauvais moments. Leur présence a été un pilier essentiel dans mon parcours.

Enfin, je souhaite exprimer ma reconnaissance particulière à ma sœur jumelle NACERA, dont le soutien indéfectible et l'amour inconditionnel m'ont donné le courage de persévérer et de croire en mes capacités. Ta présence, même dans les moments les plus difficiles, a été précieuse. Merci pour ta patience, tes encouragements et pour avoir toujours cru en moi.

Je souhaite également remercier mon frère, dont le soutien et les encouragements ont été inestimables.

Remerciements

Ce travail a été réalisé à l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou.

Tout d'abord, je tiens à remercier Monsieur SALI Nasser qui a bien voulu présider ce jury.

Je remercie également le Docteur Toutaoui pour avoir accepté d'examiner ce modeste travail.

Je tiens à témoigner de mes plus vifs remerciements à mon encadrante, Madame BOUMAZA , physicienne médicale à l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou, pour la confiance qu'elle m'a accordée, sa disponibilité et ses conseils avisés. Son expertise et sa passion pour la physique médicale ont été une source d'inspiration constante. Je suis profondément reconnaissant pour son soutien et son mentorat.

Je tiens à exprimer ma profonde gratitude au Docteur TOUTAOUI Abdelkader, Directeur de la Physique Médicale et père de la physique médicale en Algérie, pour son soutien et ses conseils tout au long de mes années de master.

Je souhaite adresser mes sincères remerciements à Madame Ait Chikh Sounya, physicienne médicale à l'hôpital Chahids Mahmoudi, pour son aide précieuse et ses conseils constants. Son enthousiasme pour le partage de savoir et son engagement envers l'excellence professionnelle Merci infiniment pour votre soutien inébranlable.

Je souhaite également remercier l'équipe des physiciens médicaux, notamment Monsieur Metchat Billal, Monsieur Benchikh Samir, et Madame Loualeh Ryma, pour leur partage d'expertise et leurs conseils. Leur collaboration et leur esprit d'équipe Chacun d'eux a apporté des perspectives uniques .

Mes remerciements vont aussi au Docteur Mahmoudi pour m'avoir offert l'opportunité de suivre une formation au sein de cet établissement

Je souhaite également remercier le département de physique à la faculté des sciences pour le savoir partagé, notamment au Professeur LAMROUS Omar pour ses encouragements et son appui, qui ont été une source de motivation. Son dévouement à l'enseignement ,Je suis profondément reconnaissant pour ses conseils avisés et son soutien constant.

Table des matières

Table des matières	i
Table des matières	iii
Table des figures	iv
Table des figures	v
Liste des tableaux	vi
Liste des tableaux	vi
Liste des acronymes	vii
Introduction générale	1
1 Bases physiques de l'imagerie par tomographie à émission de positrons	2
1.1 Introduction	2
1.2 La désintégration radioactive	2
1.3 L'interaction des photons gamma de 511 keV avec la matière	3
1.4 Effet photoélectrique et diffusion Compton	3
1.4.1 Effet photoélectrique	3
1.4.2 La diffusion Compton	3
1.5 Composants d'un PET scan	4
1.5.1 Partie CT	4
1.5.2 Partie PET	5
1.5.3 La table	6
1.5.4 La console	6
1.6 Le fonctionnement du PET scan	7
1.6.1 Le principe physique	7
1.7 Détection en coïncidence	7
1.7.1 Coïncidences vraies	8
1.7.2 Coïncidences diffusées	8
1.7.3 Coïncidences aléatoires ou fortuites	8
1.7.4 Correction d'atténuation	8
1.8 La production des radio-pharmaceutiques	9
1.8.1 Le Cyclotron	10
1.8.2 La synthèse des radiopharmaceutiques	10
1.9 Les radiopharmaceutiques les plus utilisés en PET	11
1.9.1 18F-FDG (2-désoxy-2-[18F]fluoro-D-glucose)	11
1.9.2 18F-DOPA	11
1.9.3 18F-PSMA (Prostate-Specific Membrane Antigen)	11
1.9.4 18F-Choline	11
1.9.5 68Ga-DOTATATE	11

2	Grandeurs dosimétriques et Méthode d'estimation de la dose en PET-CT	12
2.1	Introduction	12
2.2	Les grandeurs dosimétriques de base	12
2.2.1	Le kerma	12
2.2.2	La dose absorbée	12
2.2.3	La dose équivalente	13
2.2.4	La dose efficace	13
2.3	Les grandeurs dosimétriques en scanographie	14
2.3.1	L'indice de dose scanographique (CTDI)	14
2.3.2	L'indice de dose scanographique volumique (CTDI _{vol})	14
2.3.3	Le produit dose longueur (PDL)	15
2.4	La dosimétrie interne	15
2.4.1	L'activité injectée	15
2.4.2	L'activité massique	16
2.4.3	Les modèles de calcul dosimétrique	16
2.4.4	Les Niveaux de Référence Diagnostiques (NRD)	17
2.4.5	L'activité administrée en pédiatrie	17
2.5	Calcul de dose délivrée au corps entier en PET-CT en utilisant les constantes de conversion	18
3	Matériels et méthodes	20
3.1	Matériel	20
3.1.1	Installation Radiologique	20
3.1.2	Activimètre	21
3.1.3	Description des sources	21
3.1.4	Technétium-99 métastable (^{99m} Tc)	21
3.1.5	Chambre d'ionisation et électromètre	22
3.1.6	Le fantôme dosimétrique	22
3.1.7	Sélection des patients	23
3.2	Méthodes	23
3.2.1	Contrôle qualité d'un activimètre (CAPINTEC-CRC)	23
3.2.2	Contrôle dosimétrique du scanner	25
3.2.3	Évaluation de la dose délivrée durant les différents examens PET-CT	26
3.2.4	L'Activité Injectée et le Poids des Patients	26
3.2.5	Évaluation Dosimétrique Sur les Différents Radiopharmaceutiques	27
3.2.6	Établissement des Niveaux de Référence Diagnostiques pour les Examens PET au niveau de l'Hôpital Chahid Mahmoudi	27
3.2.7	Évaluation Dosimétrique en Imagerie Hybride PET/CT Corps Entier	28
3.3	Évaluation de l'activité administrée en pédiatrie	29
3.4	Évaluation Dosimétrique des Doses au Patient de 2016 à 2023	29
4	Résultats et discussion	30
4.1	Contrôle qualité de l'activimètre	30
4.2	Contrôle dosimétrique du scanner	32
4.3	La dose délivrée lors des différents examens PET-CT	33
4.4	La relation entre l'activité Injectée et le Poids des Patients	34
4.5	Évaluation Dosimétrique Sur les Différents radiopharmaceutiques	35
4.6	Établissement des Niveaux de Référence Diagnostiques pour les Examens PET-CT à l'Hôpital Chahids Mahmoudi	36
4.6.1	Analyse de la distribution de l'activité administrée	36

4.6.2	Etude de la distribution de l'activité massique administrée	37
4.6.3	Répartition en fonction du poids des patients	37
4.6.4	Détermination des niveaux de référence diagnostic (NRD)	39
4.7	Évaluation Dosimétrique en Imagerie Hybride PET/CT Corps Entier	40
4.7.1	Dose efficace Pet (^{18}F -FDG) :	40
4.7.2	Les Doses Efficaces de CT pour Différentes Pathologies	41
4.7.3	Totale Dose	42
4.8	Évaluation de l'activité administré en Pédiatrie	43
4.9	Évaluation Dosimétrique des Doses de 2016 à 2023	44
	Conclusion générale	45
	Bibliographie	51

Table des figures

1.1	Effet photoélectrique	3
1.2	Effet Compton	3
1.3	Représentation du scanner PET-CT	4
1.4	Image illustrant la partie CT du PET-CT.	4
1.5	Illustration des composants d'un système PET.	5
1.6	Exemple d'agencement des détecteurs constituant un anneau pour la caméra PET.	5
1.7	Schéma illustrant le principe de fonctionnement d'une unité de détection, composée de cristaux scintillants, d'un guide de lumière et d'un tube photomultiplicateur.	6
1.8	Schéma illustrant la désintégration d'un noyau radioactif par émission d'un positron (β^+).	7
1.9	Description des différentes coïncidences	8
1.10	Correction d'atténuation et fusion d'images PET-CT.	9
1.11	Principe de fonctionnement d'un cyclotron pour la production de ^{18}F	10
2.1	Tableau des doses card recommandées par l'EANM en fonction du poids du patient	18
3.1	PET scan Discovery IQ 3 Ring PET/CT de GE Healthcare	20
3.2	Activimètre CRC-25R de Capintec INC.	21
3.3	Sources de Cs sous différentes formes	22
3.4	Chambre d'ionisation de type PTW	22
3.5	Électromètre de type PTW UNIDOS E	22
3.6	Fantôme dosimétrique de PTW	23
3.7	Disposition des inserts dans le fantôme PMMA CT.	25
4.1	Variation de l'activité en fonction du temps	32
4.2	Activité du radiopharmaceutique en fonction de la dose reçue en PET	33
4.3	Cavum	34
4.4	LH	34
4.5	LNH	34
4.6	Sein	34
4.7	Thyroïde	34
4.8	COLON	34
4.9	Relation entre l'activité FDG injectée et le poids des patients pour les différentes pathologies	34
4.10	Distribution du nombre de patients en fonction de l'activité administrée lors des examens PET.	36
4.11	Distribution de l'activité administrée massique	37
4.12	Activité administrée en fonction du poids des patients	38
4.13	Représentation des Doses moyennes(mSv) en fonction des années	44
4.14	Code Python pour l'importation des bibliothèques nécessaires.	47
4.15	Code Python pour la définition de la fonction <code>load_data</code>	48

4.16	Code Python pour la définition de la fonction <code>plot_activity_percentiles</code> . . .	48
4.17	Code Python pour le chargement des données et le traçage des percentiles. . . .	49
4.18	code-python-activite-administre-en-fonction-du-poids-des-patients	49
4.19	Code Python expliquant la distribution de l'activité administrée massique	50

Liste des tableaux

2.1	Les recommandations de 2007 de la Commission internationale de protection radiologique	13
2.2	Facteurs de pondération W_T recommandés par la CIPR.	14
3.1	Caractéristiques de l'activimètre utilisé	21
3.2	Énergie des photons émis et période de demi-vie des radionucléides.	22
3.3	Périodicité des tests de référence, les sources utilisées et les tolérances selon le protocole consulté. [23]	24
3.4	Représentation des paramètres d'acquisition	26
3.5	Nombre de patients inclus dans l'étude pour chaque radiopharmaceutique.	27
4.1	Les résultats du contrôle quotidien de l'activimètre	30
4.2	Répétabilité des mesures	31
4.3	Reproductibilité des mesures	32
4.4	Les résultats de la mesure du CTDI100.	33
4.5	Comparaison des valeurs de CTDIvol mesuré et affiché	33
4.6	Moyennes et écarts-types des doses par radiopharmaceutique	35
4.7	Tableau des valeurs k[MBq/kg] de notre étude et comparaison avec les itérations de l'Agence fédérale de contrôle nucléaire [17].	38
4.8	Résumé de la dose FDG	40
4.9	Résumé de la dose CT	41
4.10	Doses efficaces totales en millisieverts (mSv).	42
4.11	Comparaison de la dose de référence avec nos résultats et la littérature	43
4.12	Paramètres des patients pédiatriques en TEP	43

Liste des acronymes

18F : Fluor-18

18F-FDG : 18F-Fluoro-désoxyglucose

99mTc : Technétium-99m

137Cs : Césium-137

AFCN : Agence Fédérale de Contrôle Nucléaire

ALARA : As Low As Reasonably Achievable (Aussi Bas que Raisonnablement Possible)

BGO : Bismuth-Germanate (ou Germinate de Bismuth)

CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique

CT : Computed Tomography (Tomodensitométrie)

DLP : Dose-Length Product (Produit Dose-Longueur)

EANM : European Association of Nuclear Medicine

FDOPA : Fluorodopa

GE : General Electric

IRSN : Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire

LH : Lymphome Hodgkinien

LNH : Lymphome Non-Hodgkinien

NRD : Diagnostic Reference Level (Niveau de Référence Diagnostic)

PET : Tomographie par émission de positrons

PMMA : Polyméthacrylate de Méthyle

PMT : Photomultiplicateur Tube

RPOP : Radiation Protection of Patients (Protection Radiologique des Patients).

PSMA : Prostate-Specific Membrane Antigen (Antigène membranaire spécifique de la prostate)

PTW : Physikalisch-Technische Werkstätten (Agence de développement de produits techniques)

SD : Standard Deviation (Écart-Type)

TDM : Tomodensitomètre

TEP : Tomographie par Émission de Positons

Introduction générale

Ces dernières années, l'intérêt pour l'utilisation des tomographes par émission de positons-Scanner (PET/CT) a augmenté. Ces scanners sont essentiels en médecine nucléaire moderne car ils fusionnent l'imagerie métabolique du PET avec l'imagerie morphologique du CT. Avec la diversification des traceurs PET disponibles, le PET/CT est fondamental pour le diagnostic , notamment dans le domaine de l'oncologie.

La tomographie par émission de positrons (PET/CT) est une modalité d'imagerie combinée permettant d'acquérir à la fois des informations fonctionnelles (PET) et anatomiques (CT) au cours d'une seule séance d'examen.

Cependant, cette approche expose les patients aux doses délivrées par les radiopharmaceutiques administrés internement ainsi qu'aux rayonnements X générés par la CT, ce qui constitue un défi majeur en matière de sécurité radiologique en médecine nucléaire. La dose de radiation absorbée par le patient lors d'un examen PET/CT dépend de la morphologie, du poids, de la taille et de l'âge du patient, ainsi que de la quantité d'activité injectée .

La réalisation fréquente d'un examen scanographique complémentaire soulève cependant des préoccupations quant à la dose de radiation administrée au patient. En matière de sécurité radiologique, il est essentiel de suivre le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable), visant à minimiser autant que raisonnablement possible l'exposition aux radiations tout en maintenant la qualité diagnostique nécessaire. Cela nécessite de se référer aux études dosimétriques et de continuer à optimiser les procédures d'acquisition afin de réduire la dose efficace pour les patients. Le physicien médical, grâce à son expertise en physique des radiations et en technologie médicale, joue un rôle crucial dans cette mission essentielle.

Ce mémoire de master se concentrera sur une étude de l'évaluation dosimétrique en PET-CT à l'hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi-Ouzou .

Ce travail vise à améliorer la qualité, la sécurité et l'efficacité des examens PET-CT en s'attaquant à plusieurs fronts. Tout d'abord, la précision des mesures de l'activimètre et la performance du scanner PET-CT seront garanties par des contrôles qualité rigoureux. Ensuite, l'influence de divers paramètres sur la dose reçue par les patients sera étudiée afin d'optimiser les protocoles et d'établir des niveaux de référence diagnostiques (NRD) standardisés. Une analyse approfondie des doses reçues par un échantillon de 5000 patients entre 2016 et 2023 ,en prenant en compte différentes pathologies. permettra d'identifier des tendances et des axes d'amélioration. De plus, l'impact de différents radiopharmaceutiques sur la dosimétrie sera évalué pour un choix optimal. Enfin, une attention particulière sera portée à l'optimisation de la dose injectée en pédiatrie pour garantir la sécurité des plus jeunes patients.

Chapitre 1

Bases physiques de l'imagerie par tomographie à émission de positrons

1.1 Introduction

Ce chapitre explore les fondements de la Tomographie par Émission de Positons (PET). Nous débutons par la physique de cette technologie et en détaillons les éléments constitutifs d'un scanner PET-CT. Nous examinons également le fonctionnement du PET scan, mettant en lumière le principe essentiel de la détection en coïncidence en TEP. Enfin, nous discutons des produits radiopharmaceutiques les plus couramment utilisés. Ce premier chapitre vise à fournir une vue d'ensemble claire et approfondie des aspects théoriques et pratiques de la PET, essentiels pour comprendre son utilisation et son impact dans le domaine médical.

1.2 La désintégration radioactive

La tomographie par émission de positons (PET) repose sur l'utilisation des atomes radioactifs émetteurs de positons. Lorsqu'un noyau instable subit une désintégration radioactive, il se transforme en un état stable. Le processus est spontané, ce qui signifie que le moment exact de la désintégration ne peut être prédit. Néanmoins, le nombre de noyaux dans un échantillon radioactif à un moment donné peut être décrit mathématiquement, en termes de taux de désintégration moyens. Le taux de désintégration moyen, ou activité, A , pour un échantillon de N atomes radioactifs sur une période de temps Δt , est défini comme suit [1] :

$$A = \frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N \quad [\text{s}^{-1}] \quad (1.1)$$

où λ représente la constante de désintégration pour le radionucléide.

Le nombre d'atomes, N , après un temps de désintégration, t , dans un échantillon de N_0 atomes initiaux, est donné par :

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1.2)$$

Suite à l'Équation 1.2, une expression pour la constante de décroissance peut être déduite :

$$\lambda = \frac{\ln 2}{T_{1/2}} \quad [\text{s}^{-1}] \quad (1.3)$$

$T_{1/2}$ est la demi-vie, également appelée temps caractéristique pour chaque radionucléide, au cours duquel exactement la moitié du nombre initial d'atomes radioactifs dans un échantillon donné persiste.

1.3 L'interaction des photons gamma de 511 keV avec la matière

Lorsque le photon gamma traverse la matière, il interagit avec les atomes présents dans celle-ci, et le type d'interaction dépend de l'énergie du photon gamma et du nombre atomique (Z) de la matière. Les mécanismes d'interaction des photons gamma de 511 keV impliquent l'absorption photoélectrique, la diffusion Compton. Ces mécanismes entraînent soit la diffusion du photon gamma à des angles significatifs (avec ou sans perte d'énergie), soit la disparition complète des photons gamma. Tous ces mécanismes sont discutés ci-dessous. L'absorption photoélectrique et la diffusion Compton sont les principaux mécanismes d'interaction pour les photons gamma de 511 keV [2].

1.4 Effet photoélectrique et diffusion Compton

1.4.1 Effet photoélectrique

Cet effet est dû au transfert de la totalité de l'énergie d'un photon incident à l'un des électrons internes de l'atome cible (figure 1.1). Le photon sera absorbé par l'atome et l'électron sera éjecté de son orbite avec une énergie cinétique, T_e , exprimée dans l'équation (1.4).

$$T_e = h\nu_0 - E_l \quad (1.4)$$

Avec : $h\nu_0$ est l'énergie du photon incident et E_l est l'énergie de liaison de l'électron à l'atome.

1.4.2 La diffusion Compton

La diffusion Compton est un processus incohérent (ou inélastique), ce qui signifie que le photon incident γ de 511 keV perd de l'énergie. Au cours de ce processus, un photon γ interagit avec un électron faiblement lié à son noyau (électron des couches électroniques externes) en lui transmettant une partie de son énergie initiale E_γ . Cet électron est arraché à sa trajectoire en emportant une énergie E_e , et un photon diffusé est créé avec une énergie E_c (Figure 1.2 Schéma représentant le principe de la diffusion Compton) [2].

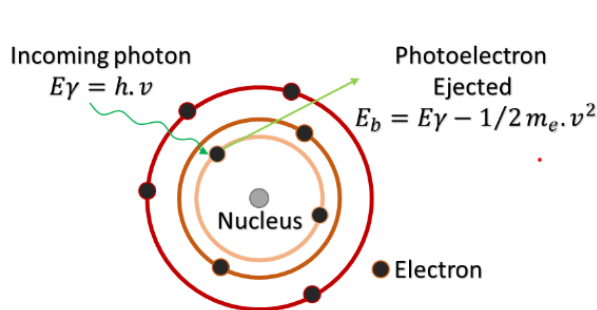


FIGURE 1.1 – Effet photoélectrique

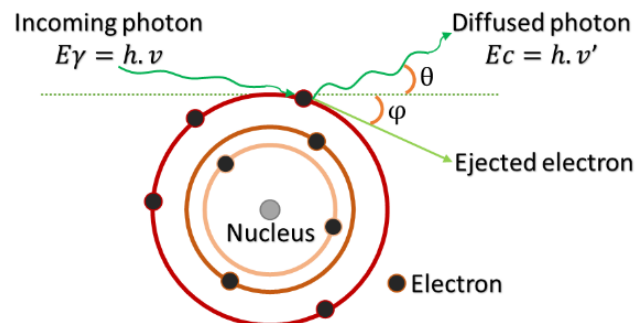


FIGURE 1.2 – Effet Compton

1.5 Composants d'un PET scan

Les scanners hybrides PET-CT représentés en figure 1.3 sont constitués d'un scanner CT conventionnel à rayons X accolé à un scanner PET généralement constitué d'un anneau de détecteurs à scintillation.

Ce système se compose de deux portiques adjacents : l'un dédié à l'acquisition CT pour la correction d'atténuation, et l'autre pour l'examen PET afin de détecter les événements issus du patient. Une table incurvée est également intégrée.

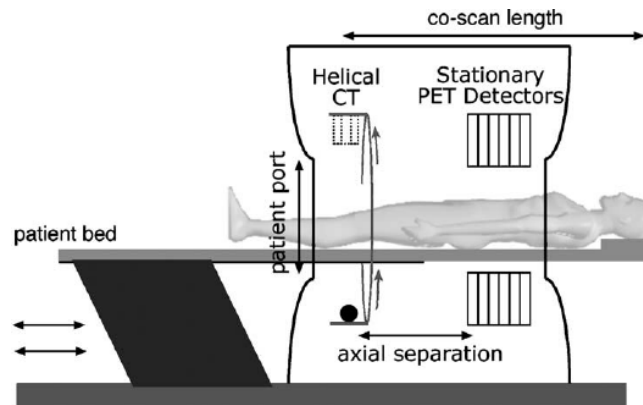


FIGURE 1.3 – Représentation du scanner PET-CT .

1.5.1 Partie CT

La partie scanner est constituée principalement d'un portique, qui est la structure principale du CT, contenant un tunnel dans lequel le patient est positionné. Les composants critiques du scanner sont fixés sur un anneau métallique à l'intérieur du portique et tournent autour du patient, comme illustré dans la figure 1.4.

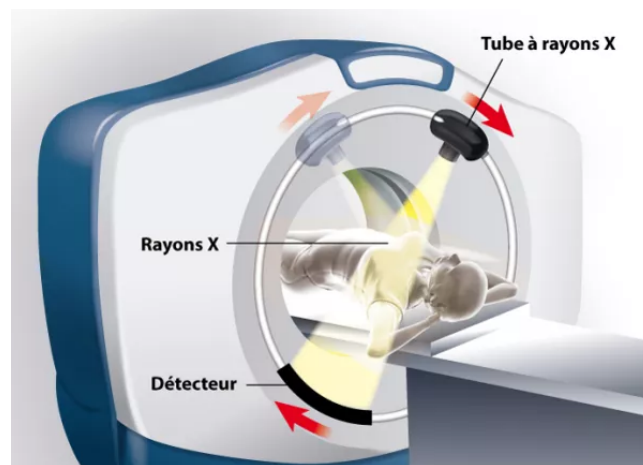


FIGURE 1.4 – Image illustrant la partie CT du PET-CT.

1. Le tube à rayons X et le générateur : Responsables de la production et de la direction des rayons X à travers le corps du patient.
2. Les récepteurs : Captent les rayons X après qu'ils aient traversé le corps et convertissent les informations en signaux électriques, qui sont ensuite utilisés pour créer les images.

3. La collimation : La collimation est un mécanisme essentiel qui permet de restreindre le faisceau de rayons X à une certaine forme et taille, améliorant ainsi la qualité des images en réduisant la dispersion des rayons. Il existe deux types de collimation :
 - Collimation primaire ,
 - Collimation secondaire .

1.5.2 Partie PET

Les composants de base d'un système PET sont illustrés à la Figure 1.5. Il s'agit notamment du scintillateur, du détecteur, des tubes photomultiplicateurs (PMT), de l'électronique et du logiciel de reconstruction.

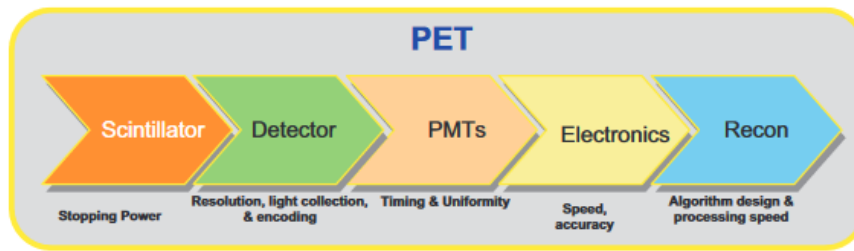


FIGURE 1.5 – Illustration des composants d'un système PET.

1.5.2.1 Les modules de détection

Les PET se composent de plusieurs couronnes (ou anneaux) de modules de détection entourant le patient. Le rôle d'un module de détection est de transformer l'énergie du photon incident en une grandeur physique mesurable, correspondant à un courant électrique. Chaque module de détection regroupe plusieurs unités de détection. Une unité est formée d'un ensemble de scintillateurs couplé à un ou plusieurs photodétecteurs et est optimisée pour la détection des photons d'annihilation de 511 keV (voir Figure 1.6). [3].

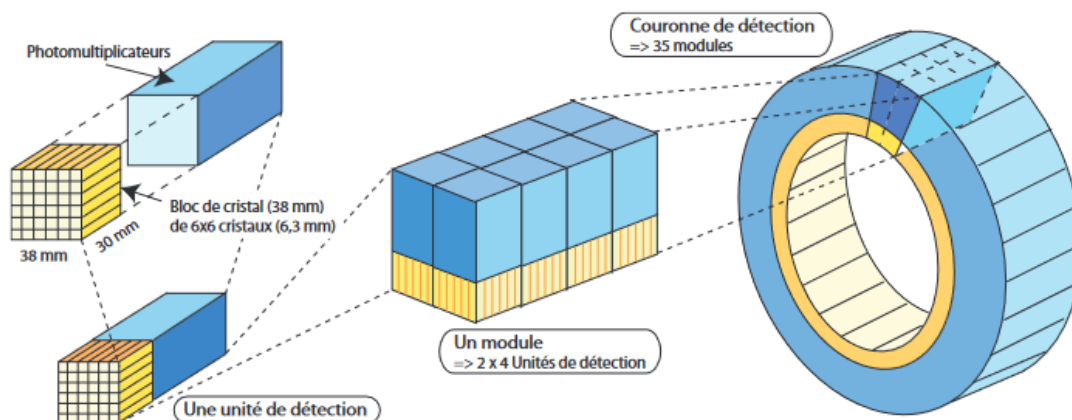


FIGURE 1.6 – Exemple d'agencement des détecteurs constituant un anneau pour la caméra PET.

1.5.2.2 Un tube photomultiplicateur (PM)

Un tube photomultiplicateur (PM) est nécessaire pour convertir les photons lumineux produits dans le scintillateur en une impulsion électrique. Le tube PM est un tube en verre sous vide contenant une photocathode à une extrémité, dix dynodes au milieu et une anode à l'autre extrémité, comme illustré dans la Figure 1.7. La photocathode est généralement un alliage de césium et d'antimoine qui libère des électrons après l'absorption de photons lumineux.

Une haute tension est appliquée entre la photocathode et l'anode, avec des incréments d'environ 100 V entre les dynodes. Lorsque les photons lumineux frappent la photocathode du tube PM, des électrons sont émis et accélérés vers la dynode la plus proche. Environ 1 à 3 électrons sont émis par 7 à 10 photons lumineux. Chacun de ces électrons est de nouveau accéléré vers la dynode suivante, permettant ainsi une amplification des électrons [5].

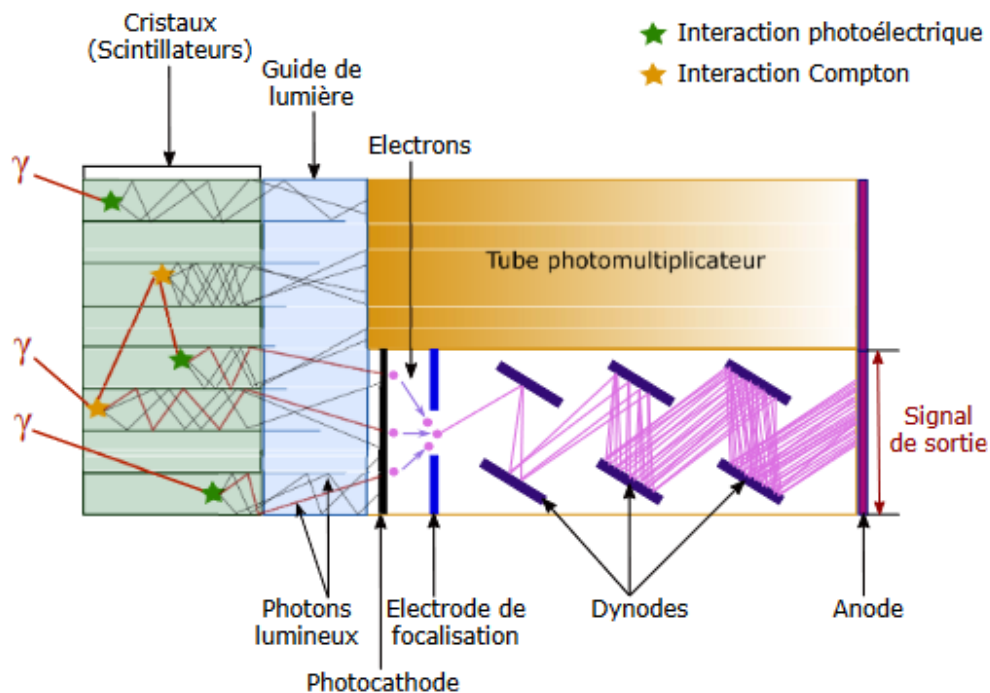


FIGURE 1.7 – Schéma illustrant le principe de fonctionnement d'une unité de détection, composée de cristaux scintillants, d'un guide de lumière et d'un tube photomultiplicateur.

1.5.3 La table

La table, également appelée la table de scan, joue un rôle crucial dans le positionnement du patient. Elle est conçue pour monter et descendre ainsi que pour assurer des déplacements horizontaux.

1.5.4 La console

La console est l'interface utilisateur, généralement sous la forme d'un ordinateur, permettant de commander et de contrôler la machine, d'ajuster les paramètres de scan, et de démarrer ou arrêter le processus de scan. Elle permet également la visualisation des images obtenues en temps réel, ce qui permet aux radiologues de vérifier la qualité des images et de faire des ajustements si nécessaire. La console peut également être utilisée pour post-traiter les images, les améliorer et les analyser.

1.6 Le fonctionnement du PET scan

1.6.1 Le principe physique

La PET est une avancée majeure en imagerie médicale nucléaire, offrant une visualisation détaillée des processus fonctionnels internes. Elle utilise des radiotraceurs PET, substances radioactives produites précisément dans un cyclotron, qui s'accumulent dans les tissus et émettent des positrons par décroissance β^+ .

Lorsque les positrons entrent en contact avec des électrons dans les tissus, une annihilation se produit, générant deux photons gamma d'une énergie fixe de 511 keV chacun. Cette énergie est déterminée par la célèbre formule $E = mc^2$, où m représente la masse de l'électron et c la vitesse de la lumière. Les photons gamma émis sont projetés dans des directions opposées, respectant un angle de 180° est schématiquement représentée dans la Figure 1.8.

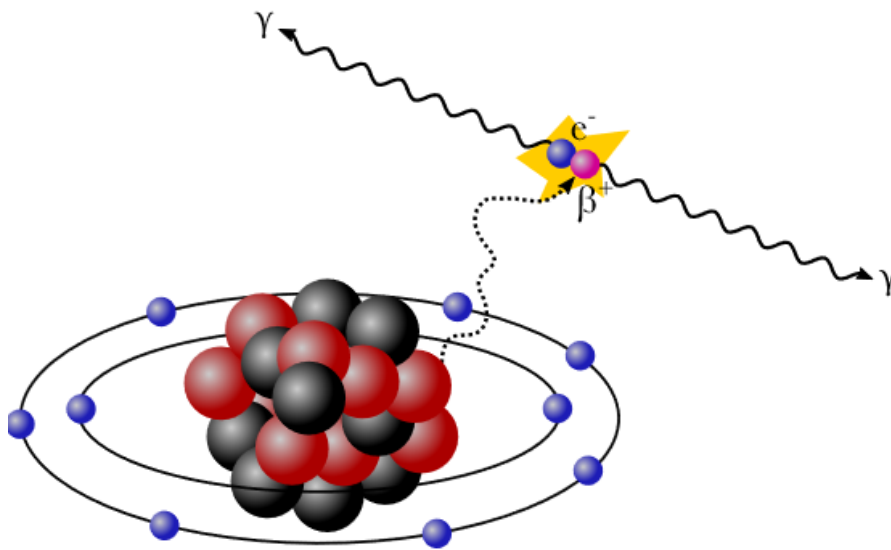


FIGURE 1.8 – Schéma illustrant la désintégration d'un noyau radioactif par émission d'un positron (β^+).

Pour détecter ces photons gamma, un anneau de détecteurs à scintillation est intégré au scanner PET. Positionnés autour du patient, ces détecteurs collectent des données à différents angles, permettant ainsi une définition précise du point d'émission [4]. Une reconstruction tomographique des données enregistrées est nécessaire afin d'obtenir une imagerie 3D de la distribution du radiopharmaceutique au sein du patient. L'information contenue dans les voxels des images permet d'étudier la concentration d'activité globale du radiopharmaceutique, sans faire la distinction entre le radiopharmaceutique métabolisé par les cellules au niveau macroscopique et le radiopharmaceutique non-métabolisé présent dans le sang circulant qui irrigue les cellules.

1.7 Détection en coïncidence

La détection en coïncidence des deux photons de 511 keV, provenant d'une même annihilation, est dite simultanée à condition que ces deux photons soient enregistrés dans un intervalle de temps précis appelé fenêtre de coïncidence ou fenêtre temporelle. Cet intervalle de temps varie de 4 à 10 nanosecondes.

1.7.1 Coïncidences vraies

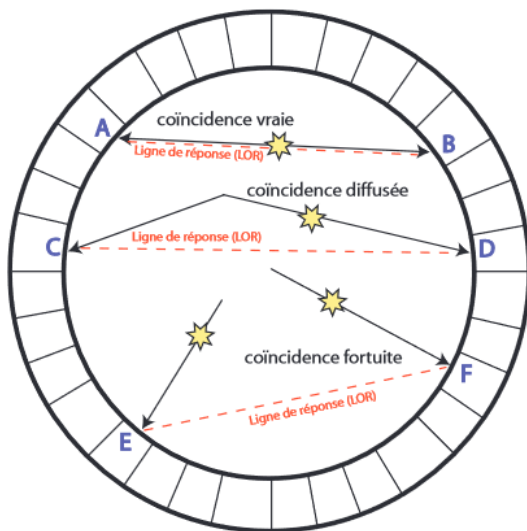
Les coïncidences vraies correspondent aux types de coïncidences détectées permettant une information utile et correcte afin de localiser l'annihilation le long de la ligne de réponse (line of response ou LOR) reliant les deux détecteurs [4].

1.7.2 Coïncidences diffusées

Les photons de 511 keV émis sont susceptibles d'être diffusés par les électrons de la matière, notamment par la diffusion Compton. Si l'un des deux photons d'annihilation subit cette interaction, une coïncidence diffusée sera alors enregistrée par les détecteurs. La ligne de réponse est alors erronée, la résolution spatiale diminue tout comme le rapport signal sur bruit. Ce phénomène est d'autant plus fréquent que le patient est corpulent [4].

1.7.3 Coïncidences aléatoires ou fortuites

Deux photons provenant de l'annihilation de deux positons différents peuvent tout de même être détectés simultanément. Cette coïncidence est dite aléatoire ou fortuite. Ce phénomène est néfaste étant donné qu'il ne provient pas d'un événement unique alors qu'il est comptabilisé en tant que tel. La localisation de l'annihilation sera erronée, d'où l'importance de réduire au maximum la largeur de la fenêtre de coïncidence. Des corrections basées sur l'estimation de la localisation de ces coïncidences sont utilisées. Cette estimation est tout simplement soustraite au moment de la reconstruction des données [4].



Descriptions des coïncidences

- **AB** : Coïncidence vraie sur la ligne de réponse.
- **CD** : Coïncidence diffusée, ligne de réponse erronée.
- **EF** : Coïncidence fortuite, ligne de réponse fautive.

FIGURE 1.9 – Description des différentes coïncidences .

1.7.4 Correction d'atténuation

Dans le cadre de la PET, les rayonnements photoniques subissent une atténuation variable en fonction des organes et des tissus traversés, influençant ainsi la probabilité qu'ils atteignent les détecteurs le long de chaque ligne de réponse (LOR). Cette probabilité est déterminée par la formule :

$$N = N_0 e^{-\mu D},$$

où N représente le nombre de photons atteignant le détecteur, N_0 est le nombre réel de photons émis, μ est la valeur moyenne des coefficients d'atténuation tissulaire le long de la LOR, et D est la distance entre les deux détecteurs.

Cette quantité de photons atteignant les détecteurs demeure indépendante de la distance entre le lieu de l'annihilation et le détecteur pour une LOR donnée. La tomographie par ordinateur (CT) fournit des informations cruciales sur la masse volumique des tissus, permettant ainsi de déterminer le nombre réel de photons émis pour chaque LOR. En effet, une acquisition CT hélicoïdale, réalisée en respiration libre, offre une cartographie des coefficients d'atténuation tissulaire du corps, extrapolée à 511 keV à partir des données acquises à 80 keV. Cette cartographie est obtenue grâce au principe d'atténuation des rayons X. L'utilisation du scanner pour la correction d'atténuation offre l'avantage de fusionner l'image TEP et l'image scannographique, permettant ainsi une localisation plus précise des anomalies scintigraphiques sur l'image morphologique.

Le temps de décroissance de la scintillation se produit lorsqu'un rayonnement γ (gamma) touche un atome dans le détecteur, cet atome absorbe l'énergie et excité à un niveau d'énergie plus élevé. Ensuite, il redescend à son état normal en émettant de la lumière visible. Selon le type de matériau du détecteur, entre deux et soixante photons de lumière sont produits pour chaque keV d'énergie du rayonnement

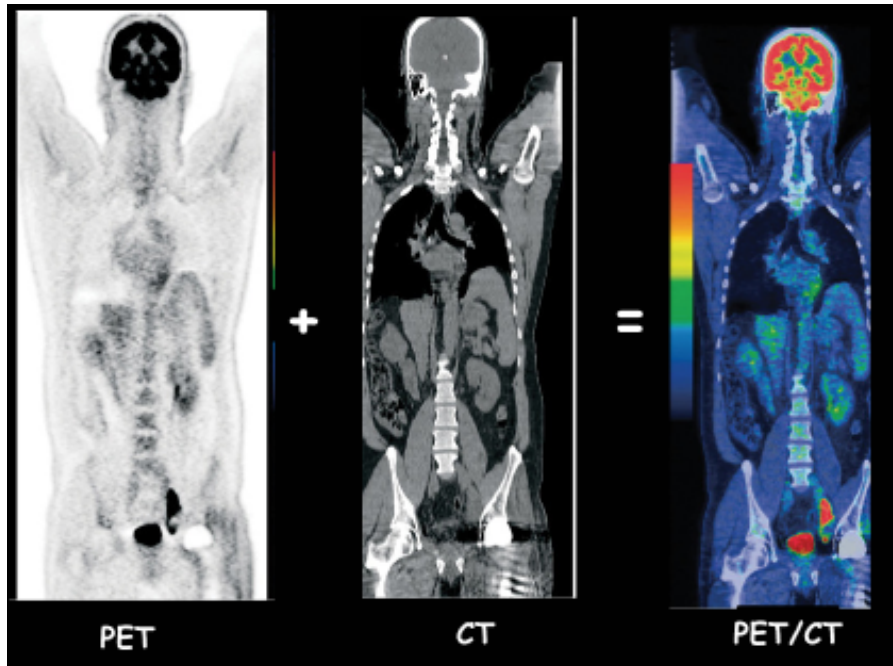


FIGURE 1.10 – Correction d'atténuation et fusion d'images PET-CT.

Le temps de décroissance, exprimé en nanosecondes (ns), varie en fonction du matériau du détecteur. Plus le temps de décroissance est court, plus l'efficacité du détecteur est élevée. Un détecteur à haute sortie lumineuse produit une impulsion bien définie, ce qui se traduit par une meilleure résolution en énergie [5].

1.8 La production des radio-pharmaceutiques

La production de radio-isotopes pour le PET est généralement réalisée au moyen d'un cyclotron utilisé pour accélérer des particules chargées. Ces particules accélérées interagissent ensuite avec une cible pour produire des radio-isotopes adaptés à une utilisation en imagerie PET.

1.8.1 Le Cyclotron

Les radio-isotopes sont produits au moyen d'un cyclotron. Ce dernier est un type d'accélérateur de particules qui accélère des particules chargées, telles que des protons, à des énergies élevées [20]. Ce procédé consiste à bombarder une cible avec des particules chargées et accélérées.

Un cyclotron est constitué de deux cavités métalliques en forme de demi-cylindres, les dees, séparés par un intervalle maintenu dans un vide poussé. Pour la production de ^{18}F , des protons sont utilisés. Les protons sont progressivement accélérés par un champ électrique alternatif appliqué entre les deux dees. La particule est soumise à la force électrique :

$$F = q \cdot E$$

Le proton acquiert de l'énergie à chaque passage dans cet intervalle, à raison de deux fois par tour complet. La particule est également déviée par un champ magnétique uniforme à l'intérieur de chaque dee selon la force magnétique de Lorentz :

$$F = q \cdot v \cdot B$$

Ce champ magnétique lui confère un mouvement semi-circulaire de rayon $R = \frac{m \cdot v}{q \cdot B}$. À chaque demi-tour, le rayon R augmente. Lorsque la vitesse et l'énergie atteintes par la particule sont suffisantes (plusieurs MeV), elle quitte le dee et est dirigée vers une cible contenant de l'eau enrichie en oxygène (^{18}O). L'impact permet d'obtenir une solution de fluor sous forme $^{18}\text{F}^-$. La durée d'irradiation de la cible peut varier de 1 à 3 heures selon les quantités à produire [4].

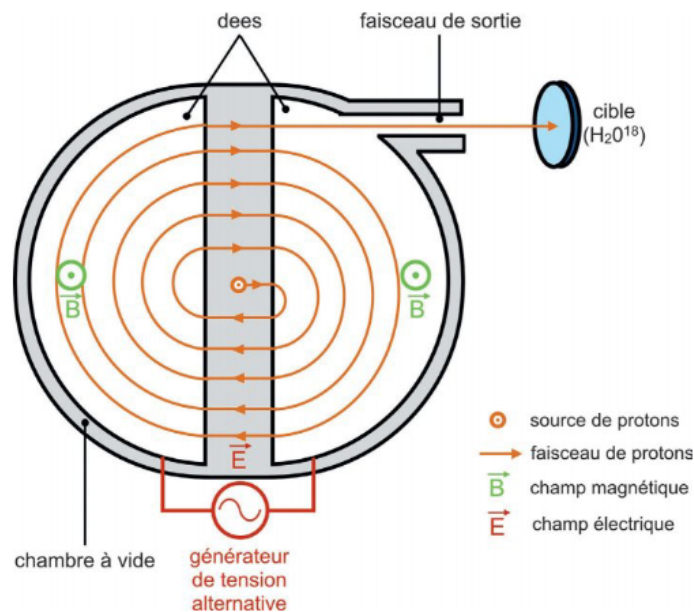


FIGURE 1.11 – Principe de fonctionnement d'un cyclotron pour la production de ^{18}F .

1.8.2 La synthèse des radiopharmaceutiques

La synthèse des radiopharmaceutiques désigne le processus de création de composés pharmaceutiques contenant des isotopes radioactifs, utilisés à des fins médicales pour le diagnostic, l'imagerie et parfois le traitement des maladies. Cette synthèse implique la liaison spécifique d'un isotope radioactif à une molécule biologiquement active, permettant ainsi de cibler des processus physiologiques spécifiques dans le corps humain.

1.9 Les radiopharmaceutiques les plus utilisés en PET

1.9.1 18F-FDG (2-désoxy-2-[18F]fluoro-D-glucose)

Le cyclotron permet de produire du fluor-18 radioactif, qui peut être incorporé par radiochimie dans une molécule comme le glucose. Le 18F-FDG est un analogue du glucose, où l'atome d'oxygène en position 2 est substitué par un fluor-18. Ce radiopharmaceutique est principalement utilisé en tomographie par émission de positons (PET) pour visualiser l'activité métabolique des tissus. Il est capté par les cellules à forte consommation de glucose, comme les cellules cancéreuses, permettant ainsi de diagnostiquer et de surveiller divers cancers tels que ceux du poumon, du lymphome, du sein et du mélanome.

1.9.2 18F-DOPA

Le 18F-DOPA (fluorodopa marqué au fluor-18) est un radiopharmaceutique dérivé de la dopa, un précurseur des neurotransmetteurs dopaminergiques. Il est principalement utilisé en PET pour l'imagerie des tumeurs neuroendocrines et du système nerveux central, offrant un outil essentiel pour le diagnostic et le suivi des maladies neurologiques.

1.9.3 18F-PSMA (Prostate-Specific Membrane Antigen)

Le PSMA est un ligand marqué avec des isotopes radioactifs, spécifiquement utilisé pour l'imagerie et le traitement du cancer de la prostate. Il se lie au antigène membranaire spécifique de la prostate, surexprimé dans les cellules cancéreuses de la prostate. L'imagerie PET avec PSMA permet une détection précise des lésions du cancer de la prostate, facilitant ainsi le diagnostic, le suivi de cette maladie.

1.9.4 18F-Choline

La 18F-Choline (ou fluorocholine) est un radiotracer utilisé en médecine nucléaire pour l'imagerie par tomographie par émission de positons (TEP). Il est marqué avec le fluor-18, un isotope radioactif du fluor. La choline est un précurseur essentiel dans la synthèse des phospholipides de la membrane cellulaire et est activement transportée dans les cellules.

1.9.5 68Ga-DOTATATE

Le 68Ga-DOTATATE est un radiopharmaceutique utilisé en tomographie par émission de positons (PET). Il consiste en un peptide analogue de la somatostatine, appelé DOTATATE, marqué avec le gallium-68, un isotope radioactif émetteur de positrons. Le DOTATATE se lie spécifiquement aux récepteurs de la somatostatine, qui sont souvent surexprimés dans certaines tumeurs neuroendocrines.

Chapitre 2

Grandeurs dosimétriques et Méthode d'estimation de la dose en PET-CT

2.1 Introduction

La combinaison de la tomographie par émission de positrons et de la tomodensitométrie (PET-CT) constitue une méthode d'imagerie médicale qui expose les patients à des rayonnements ionisants. Dans ce contexte, évaluer avec précision la dose de radiation reçue est primordial pour respecter les normes de radioprotection et évaluer les risques associés. L'objectif de ce chapitre est de définir les grandeurs dosimétriques spécifiques à la PET-CT et les méthodes permettant d'estimer la dose efficace délivrée aux patients.

2.2 Les grandeurs dosimétriques de base

Ce sont des grandeurs physiques mesurables ou calculables qui permettent de déterminer et de caractériser l'exposition d'un patient aux rayonnements ionisants.

2.2.1 Le kerma

Le mot kerma vient de l'acronyme anglais de 'kinetic energy released per unit mass'. C'est l'énergie cinétique déposée par unité de masse (équation 2.1). Cette grandeur caractérise les faisceaux de particules non chargées. Son unité est le Gray.

$$K = \frac{dE}{dm} \quad (2.1)$$

où dE représente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées libérées par des particules non chargées dans un volume de masse dm .

2.2.2 La dose absorbée

La notion de dose absorbée, exprimée en mGy, est définie comme l'énergie moyenne transférée par le rayonnement ionisant à la matière par unité de masse. Cette grandeur est formalisée par l'équation 2.2 .

$$D = \frac{\overline{dE}}{dm} \quad (2.2)$$

où :

— D représente la dose absorbée,

- \overline{dE} représente l'énergie moyenne déposée,
- dm désigne la masse de l'élément de volume dans lequel l'énergie est déposée.

En radiodiagnostic, compte tenu des énergies relativement faibles de rayons X utilisées (< 150 keV), on peut considérer que la dose absorbée et le kerma sont deux grandeurs égales en tout point du milieu irradié . [12].

En radioprotection, la quantification et la pondération de la dose en fonction de la nature du rayonnement et de la radiosensibilité des tissus irradiés sont essentielles pour mieux évaluer les dommages causés par les rayonnements ionisants, ce qui conduit à la définition des deux autres grandeurs dosimétriques : la dose équivalente et la dose efficace.

2.2.3 La dose équivalente

La prise en compte des différents types de rayonnements dans la pondération de la dose absorbée par un organe est cruciale, étant donné que chaque type peut avoir des effets biologiques distincts. La formule de la dose équivalente est donnée en équation 2.3.

$$H = \sum D \times W_R \quad (2.3)$$

Sachant que H est la dose équivalente en milli-Sievert (mSv), D est la dose absorbée en milliGray (mGy) et W_R est le facteur de pondération des rayonnements [6](tableau 2.1).

TABLE 2.1 – Les recommandations de 2007 de la Commission internationale de protection radiologique

Radiation type and energy range	Radiation weighting factor, w_R
Photons, all energies	1
Electrons and muons, all energies	1
Protons and charged pions	2
Alpha particles, fission fragments, heavy nuclei	20
Neutrons	a continuous function of neutron energy (see below)

2.2.4 La dose efficace

La dose efficace, un indicateur biologique essentiel en radioprotection, offre une évaluation précise des effets de l'exposition aux rayonnements sur l'organisme. Cette mesure intègre la dose absorbée, la nature du rayonnement et la sensibilité des tissus biologiques, comme défini dans [CIPR 103, 2007]. Exprimée en milli-Sievert (mSv), la dose efficace est calculée selon la relation 2.4 :

$$E = \sum W_{T_i} \sum W_R D_i \quad (2.4)$$

où E est la dose efficace, W_R le facteur de pondération lié à la nature du rayonnement, W_{T_i} le facteur de pondération tissulaire et D_i la dose délivrée à l'organe i .

Le tableau 2.2 présente les facteurs de pondération tissulaire établis par deux publications majeures de la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) : CIPR60 [8], et CIPR103 [6].

TABLE 2.2 – Facteurs de pondération W_T recommandés par la CIPR.

Organ	CIPR 60	CIPR 103
Gonads	0.20	0.08
Bone marrow (red)	0.12	0.12
Colon	0.12	0.12
Lung	0.12	0.12
Stomach	0.12	0.12
Bladder	0.05	0.04
Breast	0.05	0.12
Liver	0.05	0.04
Oesophagus	0.05	0.04
Thyroid	0.05	0.04
Skin	0.01	0.01
Bone surface	0.01	0.01
Brain	-	0.01
Salivary glands	-	0.01
Remainder	0.05	0.12

2.3 Les grandeurs dosimétriques en scanographie

2.3.1 L'indice de dose scanographique (CTDI)

Il s'agit du CTDI (Computed Tomography Dose Index), son unité est le milliGray (mGy). Cet indice est exprimé pour une seule coupe en intégrant le profil de dose $D(z)$ le long de l'axe z , axe de rotation du tomodesitomètre, et en divisant le résultat par l'épaisseur nominale T de coupe et le nombre N de coupes (équation 2.5).

$$\text{CTDI} = \frac{1}{N \cdot T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (2.5)$$

2.3.2 L'indice de dose scanographique volumique (CTDI_{vol})

L'indice de dose scanographique volumique est un paramètre utilisé en tomodesitométrie (TDM) pour quantifier la dose de rayonnement reçue par un patient lors d'un examen. Il s'agit d'une mesure moyenne de la dose sur un volume de référence standard, généralement un cylindre de 32 cm de longueur et de 16 cm de diamètre. Le CTDI_{vol} est exprimé en milliGray (mGy).

Pour une acquisition en mode hélicoïdal, le CTDI_{vol} est calculé à l'aide de l'équation 3.3.

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{\text{CTDI}_w}{\text{pitch}} \quad (2.6)$$

En sachant que :

- Le CTDI_w est un indice représentant la dose moyenne dans une coupe, obtenu à l'aide des mesures du CTDI₁₀₀ aux périphéries et au centre d'un fantôme en PMMA pour donner une meilleure estimation de la dose dans la coupe acquise.
- Le pitch est un paramètre crucial qui détermine le pas de l'hélice lors de l'acquisition hélicoïdale. Il est défini comme le rapport entre le déplacement de la table d'examen en une rotation et la collimation des rayons X.

2.3.3 Le produit dose longueur (PDL)

Le PDL permet l'indication de la dose totale que reçoit le patient pendant un examen. Il représente l'intégration, sur la région corporelle couverte par l'examen, du CTDI_{vol} . Le PDL se définit plus simplement comme le produit de la distance balayée L par le faisceau et la valeur du CTDI_{vol} (équation 2.7). Le PDL est exprimé en $\text{mGy} \cdot \text{cm}$ [10].

$$\text{PDL} = \text{CTDI}_{\text{vol}} \times L \quad (2.7)$$

2.4 La dosimétrie interne

Dans le domaine de la dosimétrie interne des MRP (Médicaments Radiopharmaceutiques), le système dosimétrique le plus communément répandu pour le calcul de la dose absorbée aux organes est celui développé par le comité MIRD (Medical Internal Radiation Dose). Dans ce système, la dose moyenne absorbée D_T par un organe ou tissu cible (T) est la somme des contributions $D(T \leftarrow S)$ provenant des désintégrations radioactives d'un radionucléide distribué dans divers organes sources S :

$$D_T = \sum_S D(T \leftarrow S) \quad (2.8)$$

Pour un radionucléide distribué dans un seul organe source S , la dose absorbée par l'organe cible T est :

$$D(T \leftarrow S) = \tilde{A}_S \cdot S(T \leftarrow S) \quad (2.9)$$

où :

- \tilde{A}_S est l'activité cumulée dans la source, soit le nombre total de transformations nucléaires dans S ($\text{Bq} \cdot \text{s}$).
- $S(T \leftarrow S)$ est la dose absorbée par l'organe cible T par unité d'activité cumulée dans l'organe source S ($\text{Gy}/(\text{Bq} \cdot \text{s})$).

L'activité cumulée \tilde{A}_S dans un organe ou tissu source S dépend de l'activité administrée, de la période physique du radionucléide, et de la pharmacocinétique du MRP à l'intérieur de l'organisme humain [12].

2.4.1 L'activité injectée

L'activité, représentée par le symbole A , est une grandeur physique qui quantifie le nombre de désintégrations radioactives se produisant par unité de temps dans un échantillon de matière radioactive. Son unité dans le Système International (SI) est le becquerel (Bq), où 1 Bq correspond à une désintégration par seconde. La loi régissant l'activité est la loi de décroissance radioactive. Mathématiquement, cette loi s'exprime par l'équation 2.10 :

$$A(t) = A_0 \times e^{-\lambda t} \quad (2.10)$$

où :

- $A(t)$ est l'activité au temps t .
- A_0 est l'activité initiale au temps $t = 0$.
- λ est la constante de désintégration radioactive.

2.4.2 L'activité massique

L'activité massique, également connue sous le nom d'activité spécifique, est une mesure de la quantité de radioactivité présente dans une substance donnée. Elle est exprimée en becquerels par gramme (Bq/g) ou en curie par gramme (Ci/g).

L'EANM (European Association of Nuclear Medicine) et l'AFCN (Autorité de sûreté nucléaire) définissent l'activité massique comme suit :

- **EANM** : L'EANM définit l'activité massique comme la quantité de radioactivité d'un radionucléide présente dans une unité de masse d'un matériau donné. Elle est exprimée en Bq/g ou en Ci/g.
- **AFCN** : L'AFCN définit l'activité massique comme l'activité d'un radionucléide rapportée à la masse de ce radionucléide. Elle est exprimée en Bq/g ou en Ci/g.

L'activité massique est un paramètre important dans le domaine de la médecine nucléaire car elle permet de :

- Comparer l'activité de différents radiopharmaceutiques
- Évaluer la dose absorbée par les patients
- Assurer la sécurité des radiopharmaceutiques

2.4.3 Les modèles de calcul dosimétrique

Les modèles utilisés dans la dosimétrie interne des explorations diagnostiques reposent sur des représentations anatomiques anthropomorphes, communément appelées "modèles", par opposition aux fantômes expérimentaux physiques. Ces modèles, qui sont des approximations de l'homme de référence, sont caractérisés par des attributs moyens tels que la taille, le poids, la composition et la densité. Ils sont utilisés dans les codes de calcul pour simuler la création et le transport des particules à travers les structures anatomiques. Les premiers modèles, comme le modèle hermaphrodite de Snyder et al. (1969) [14], étaient mathématiques ou stylisés, décrivant le corps humain à l'aide d'expressions géométriques.

Au fil du temps, ces modèles ont été améliorés pour représenter différents groupes démographiques, tels que les enfants et les femmes enceintes, avec des détails anatomiques de plus en plus sophistiqués, notamment grâce à l'utilisation de données tomographiques médicales. Actuellement, les publications de la CIPR reposent principalement sur des modèles mathématiques stylisés de première génération, bien que la description originale de l'homme de référence ait été révisée pour inclure des différences entre hommes et femmes, ainsi que des données spécifiques à différents âges [12].

Les recommandations 2007 de la publication 103 [6] de la CIPR s'appuient désormais sur des modèles numériques de référence pour le calcul des doses aux organes et aux tissus, construits à partir d'images médicales tomographiques pour une représentation plus réaliste de l'anatomie humaine. La publication 110 de la CIPR [7] définit ces modèles numériques pour la femme adulte et l'homme adulte de référence, en accord avec les caractéristiques standardisées définies dans la publication 89. Ces modèles, basés sur les modèles voxelisés Golem et Laura, seront utilisés pour les calculs de dosimétrie externe et interne, avec des développements futurs prévus pour les enfants de différents âges, les femmes enceintes et les fœtus.

2.4.4 Les Niveaux de Référence Diagnostiques (NRD)

En médecine nucléaire, l'activité administrée doit être maintenue à un niveau aussi bas que l'on pourra raisonnablement atteindre mais suffisant pour l'obtention de l'information diagnostique recherchée. Les niveaux de référence diagnostiques (NRD) ont pour objectif d'identifier les situations pour lesquelles l'activité administrée au patient est anormalement élevée ou faible. Ils ne constituent pas une ligne de démarcation entre une bonne et une mauvaise pratique de la médecine mais ils contribuent à optimiser la pratique radiologique en regard des avancées technologiques. Par ailleurs, ils n'ont aucun lien avec les limites ou les contraintes de dose [12].

Les Niveaux de Référence Diagnostiques (NRD) sont déterminés pour la dose injectée lors d'examens médicaux, basés sur des normes de qualité d'image standard. Les données sont collectées sur une période définie, avec la participation de plusieurs services médicaux. Les NRD pour la dose injectée sont calculés en fonction du poids des patients et des pratiques des différents services. Les résultats indiquent une utilisation efficace des protocoles médicaux, avec des valeurs de dose injectée en accord avec les références nationales et internationales [13].

Dans le cadre d'un examen PET au 18F-FDG en oncologie pour un adulte de 70 kg, le Niveau de Référence Diagnostique (DRL) moyen a été établi à 270 MBq. Les percentiles 25 et 75 (P25 et P75) ont été évalués respectivement à 230 MBq et 310 MBq. De même, le DRL pour l'activité massique moyenne a été estimé à 3,8 MBq/kg, avec des P25 et P75 à 3,3 MBq/kg et 4,3 MBq/kg [13].

2.4.4.1 Les Percentiles 25, 50 et 75

Les percentiles sont des mesures statistiques qui permettent de diviser un ensemble de données en 100 parts égales.

- **Percentile 25 (P25)** : Aussi appelé le premier quartile, le percentile 25 est la valeur sous laquelle se trouvent 25% des observations dans un ensemble de données. Autrement dit, il s'agit du seuil en dessous duquel un quart des données sont situées. Cela permet de comprendre où se situe une valeur par rapport à un quart des données.
- **Percentile 50 (P50)** : Également connu sous le nom de médiane, le percentile 50 est la valeur qui divise l'ensemble de données en deux parties égales. Autrement dit, 50% des observations sont inférieures ou égales à cette valeur, et 50% sont supérieures. La médiane est une mesure centrale qui donne une idée de la tendance centrale des données.
- **Percentile 75 (P75)** : Appelé le troisième quartile, le percentile 75 est la valeur sous laquelle se trouvent 75% des observations dans l'ensemble de données. En d'autres termes, il représente le seuil au-delà duquel se trouvent les 25% des observations les plus élevées. Cela permet de situer une valeur par rapport à trois quarts des données.

2.4.5 L'activité administrée en pédiatrie

Le principe d'optimisation de la radioprotection ALARA (As Low As Reasonably Achievable) prend toute sa signification lorsqu'on parle de pédiatrie. En effet, compte tenu de la radiosensibilité de cette population et de son espérance de vie qui est plus longue, le bénéfice d'une meilleure qualité d'image en pédiatrie doit être confronté au risque dû à l'administration d'une activité massique supérieure à l'enfant. Ce principe conduit à optimiser les activités pédiatriques administrées [15].

$$A_{\text{administré}}[\text{MBq}] = \text{Baseline Activity} \times \text{multiple} \quad (2.11)$$

Pour calculer l'activité administrée, la valeur de l'activité de base doit être multipliée par les multiples donnés ci-dessus pour la classe de radiopharmaceutique recommandée (voir ci-dessous).

Dosage Card (Version 5.7.2016) Multiple of Baseline Activity								Recommended Amounts in MBq			
Weight kg	Class A	Class B	Class C	Weight kg	Class A	Class B	Class C	Radiopharmaceutical	Class	Baseline Activity (for calculation purposes only) MBq	Minimum Recommended Activity ¹ MBq
3	1	1	1	32	3.77	7.29	14.00	¹²³ I (Thyroid)	C	0.6	3
4	1.12	1.14	1.33	34	3.88	7.72	15.00	¹²³ I Amphetamine (Brain)	B	13.0	18
6	1.47	1.71	2.00	36	4.00	8.00	16.00	¹²³ I HIPURAN (Abnormal renal function)	B	5.3	10
8	1.71	2.14	3.00	38	4.18	8.43	17.00	¹²³ I HIPURAN (Normal renal function)	A	12.8	10
10	1.94	2.71	3.67	40	4.29	8.86	18.00	¹²³ I mIBG	B	28.0	37
12	2.18	3.14	4.67	42	4.41	9.14	19.00	¹²³ I mIBG	B	5.6	35
14	2.35	3.57	5.67	44	4.53	9.57	20.00	¹⁸ F FDG-PET torso	B	25.9	26
16	2.53	4.00	6.33	46	4.65	10.00	21.00	¹⁸ F FDG-PET brain	B	14.0	14
18	2.71	4.43	7.33	48	4.77	10.29	22.00	¹⁸ F Sodium fluoride	B	10.5	14
20	2.88	4.86	8.33	50	4.88	10.71	23.00	⁶⁷ Ga Citrate	B	5.6	10
22	3.06	5.29	9.33	52-54	5.00	11.29	24.67	⁶⁷ Ga-labelled peptides	B	12.8	14
24	3.18	5.71	10.00	56-58	5.24	12.00	26.67	^{99m} Tc ALBUMIN (Cardiac)	B	56.0	80
26	3.35	6.14	11.00	60-62	5.47	12.71	28.67	^{99m} Tc COLLOID (Gastric Reflux)	B	2.8	10
28	3.47	6.43	12.00	64-66	5.65	13.43	31.00				
30	3.65	6.86	13.00	68	5.77	14.00	32.33				

FIGURE 2.1 – Tableau des doses card recommandées par l'EANM en fonction du poids du patient

2.5 Calcul de dose délivrée au corps entier en PET-CT en utilisant les constantes de conversion

Lorsqu'il s'agit d'évaluer la dose de rayonnement reçue par l'ensemble du corps lors d'examen PET-CT, l'utilisation de constantes de conversion s'avère cruciale. Ces constantes permettent de transformer les données d'imagerie en estimations précises des doses dues à l'exposition aux rayonnements ionisants.

En PET, l'activité injectée du traceur radioactif, généralement le ¹⁸F-FDG, est convertie en une valeur de dose efficace associée à l'injection. Cette valeur représente la dose équivalente reçue par l'ensemble du corps. La conversion s'effectue en multipliant l'activité par le facteur DPUI (dose par unité d'incorporation) recommandé par la Commission internationale de protection radiologique (CIPR) dans sa publication 80. La valeur du DPUI pour un patient adulte est de 0,019 mSv/MBq [21].

La dose efficace associée à l'injection, exprimée dans ce cas en millisieverts (mSv), représente l'effet biologique global des rayonnements sur l'ensemble du corps. Cette dose peut être calculée à l'aide de l'équation suivante :

$$\text{Dose efficace (mSv)} = \text{Activité injectée (MBq)} \times \text{DPUI (mSv/MBq)} \quad (2.12)$$

En TDM-PET, le produit dose-longueur (PDL), exprimé en milli-gray-centimètres (mGy.cm), représente la dose absorbée par unité de longueur. Le PDL peut être converti en dose efficace corporelle entière (mSv) à l'aide d'un coefficient de conversion (k) défini par la CIPR et la Commission européenne, comme indiqué dans l'équation suivante :

$$\text{Dose efficace (mSv)} = \text{PDL (mGy.cm)} \times k (\text{mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}) \quad (2.13)$$

où k est fixé à 0,014 mSv/mGy.cm [22].

L'utilisation de ces constantes de conversion normalisées est fondamentale pour garantir une évaluation cohérente et précise de la dose délivrée au corps entier dans le cadre des examens PET-CT. En permettant de convertir les données d'imagerie en estimations quantifiables de doses dues à l'exposition aux rayonnements, ces constantes jouent un rôle clé dans la protection des patients et l'optimisation des procédures d'imagerie médicale.

Chapitre 3

Matériels et méthodes

Introduction

L'évaluation dosimétrique en imagerie médicale, notamment par PET/CT, est essentielle pour optimiser les doses radiatives administrées aux patients. Cette étude analyse les doses sur une période de huit ans (2016-2023) pour divers radiofarmaceutiques couramment utilisés. L'objectif est d'améliorer la précision diagnostique tout en minimisant l'exposition aux rayonnements ionisants, conformément aux normes internationales de protection radiologique.

3.1 Matériel

3.1.1 Installation Radiologique

Nous avons utilisé une installation radiologique de l'Hôpital Chahids Mahmoudi de Tizi Ouzou. Il s'agit d'un PET scan de la marque GE Healthcare, de type Discovery IQ 3 Ring PET/CT, installé en 2016.

Le PET scan Discovery IQ PET/CT de GE Healthcare, illustré en figure 3.1, est un appareil hybride combinant la tomographie par émission de positons (PET) et la tomodensitométrie (CT) en une seule machine. Il est composé d'un tube à rayons X, d'une série de détecteurs en germanate de bismuth (BGO), d'une table d'examen et d'une pupitre de commande. L'appareil fonctionne en mode d'acquisition 3D et est équipé de 16 coupes TDM.



FIGURE 3.1 – PET scan Discovery IQ 3 Ring PET/CT de GE Healthcare

3.1.2 Activimètre

Un activimètre CRC-25R de Capintec INC. a été utilisé. Il est essentiellement composé d'un affichage, d'une chambre d'ionisation de type puits et d'un dispositif de manipulation, comme illustré à la Figure 3.2. Cet activimètre est destiné à la mesure de l'activité de sources radioactives de volumes variables, généralement contenues dans des flacons ou des seringues.



FIGURE 3.2 – Activimètre CRC-25R de Capintec INC.

TABLE 3.1 – Caractéristiques de l'activimètre utilisé

Fabricant / Modèle	Gaz de la chambre	Hauteur de la chambre (cm)	Diamètre de la chambre (cm)	Activité maximale (^{57}Co)	Résolution
CAPINTEC / CRC	Argon	43.8	17.2	206 GBq (5.57 Ci)	0.001 MBq (0.01 μCi)

3.1.3 Description des sources

Parmi les sources recommandées dans le contrôle de qualité des activimètres par les normes CNEN NN 3.05, nous retrouvons la source de césium-137 (^{137}Cs) [23], comme indiqué dans le tableau 3.2. Elle possède une longue demi-vie et une gamme d'énergie similaire à celle des radionucléides utilisés en routine expérimentale.

Nous avons donc utilisé les deux sources spécifiées dans la figure 3.3. La première est une source de ^{137}Cs portant le numéro de série 84801601, avec une activité de 1 μCi à la date du 9 février 2016. La seconde est également une source de ^{137}Cs , portant le numéro de série 84001601, avec une activité de 251,6 μCi à la date de février 2016.

3.1.4 Technétium-99 métastable (^{99m}Tc)

Pour le contrôle de la qualité de l'activimètre, notamment lors des tests de linéarité et de constance, nous avons utilisé une source de technétium-99m (^{99m}Tc) d'une activité de 53.6 MBq.



FIGURE 3.3 – Sources de Cs sous différentes formes

TABLE 3.2 – Énergie des photons émis et période de demi-vie des radionucléides.

Radionucléide	Énergie (keV)	Période de demi-vie
^{137}Cs	662	30 ans
^{99m}Tc	141	6,0067 jours

3.1.5 Chambre d’ionisation et électromètre

Pour le contrôle dosimétrique du scanner, nous avons utilisé une chambre d’ionisation de type PTW (figure 3.4). La chambre CT crayon PTW TM30009 est une chambre d’ionisation en forme de crayon ayant une longueur effective de 10 cm et un volume sensible de 4.73 cc. C’est une chambre d’ionisation remplie d’un gaz enfermé entre deux électrodes dans une enceinte sous vide.

Cette chambre est utilisée avec un électromètre de type PTW UNIDOS E [Ref T10008],[SN 082005(figure 3.5) pour permettre la lecture des données recueillies.

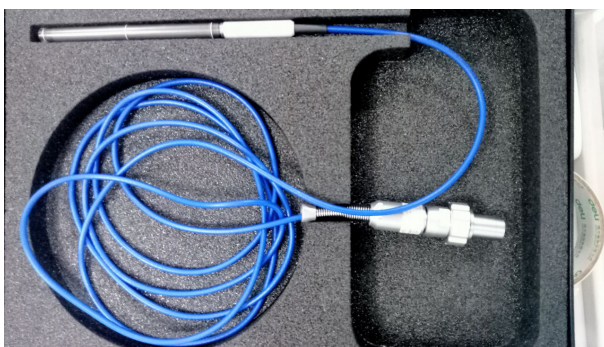


FIGURE 3.4 – Chambre d’ionisation de type PTW .



FIGURE 3.5 – Électromètre de type PTW UNIDOS E .

3.1.6 Le fantôme dosimétrique

Les mesures dosimétriques ont été faites en utilisant un fantôme dosimétrique de PTW ayant une longueur de 15 cm et un diamètre de 16 cm. Ce dernier assimile un corps patient pédiatrique ou la tête d’un patient adulte (figure 3.6).

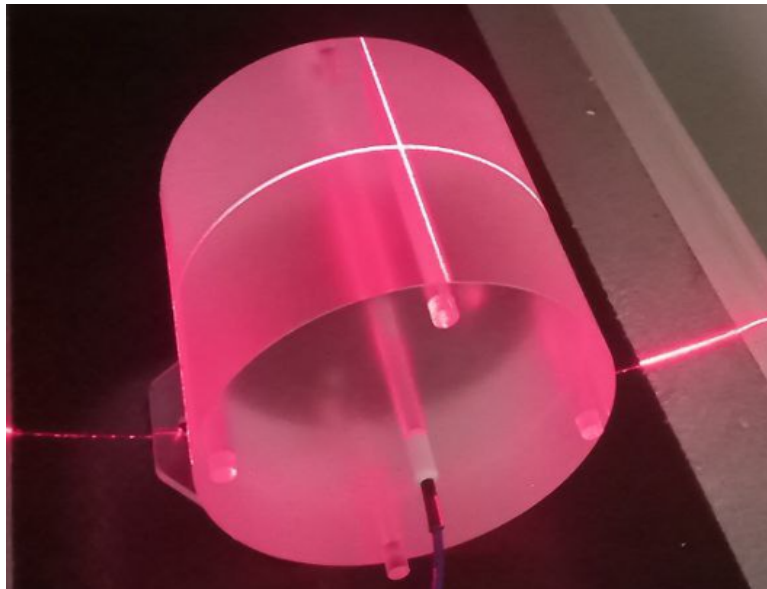


FIGURE 3.6 – Fantôme dosimétrique de PTW

3.1.7 Sélection des patients

Dans le cadre de l'étude des paramètres dosimétriques en PET-SCAN nous avons regroupé un ensemble de 5000 patients sélectionnés entre 2016 et 2023, répartis selon leur poids (kg), taille (cm), produit dose-longueur (DLP) des examens TDM ($\text{mGy} \cdot \text{cm}$), et activité radiotraceurs injectée (MBq) tels que le FDG, le PSMA, le FDOPA et la choline lors des examens PET-SCAN, couvrant différentes pathologies. Ce groupe inclut à la fois des hommes des femmes, ainsi que des pédiatriques. Les âges des patients varient également. Des logiciels tels que **Excel** et **Python** ont été utilisés. Les recommandations de la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) seront appliquées tout au long de l'étude pour garantir la conformité aux normes internationales.

Python facilite les études physiques et dosimétriques en offrant puissance de traitement pour analyser les données radiologiques. Grâce aux bibliothèques comme **Pandas**, il permet une analyse et une visualisation efficaces des données complexes, améliorant ainsi la création de graphiques et d'analyses précises. Son intégration simplifie le traitement des données, renforce la reproductibilité des résultats ce qui rend les évaluations des impacts radiologiques plus rigoureuses et fiables.

3.2 Méthodes

3.2.1 Contrôle qualité d'un activimètre (**CAPINTEC-CRC**)

Dans cette première partie du contrôle qualité de l'activimètre, des sources de constance scellées et certifiées ont été utilisées. Le processus de contrôle qualité se compose de plusieurs tests distincts permettant de vérifier les performances de l'appareil.

Le premier test est un contrôle quotidien qui consiste à vérifier le mouvement propre, la tension de polarisation, l'auto-zéro et le bruit de fond. Ce test est réalisé en l'absence de toute source radioactive. L'appareil permet de vérifier et de confirmer automatiquement les résultats des mesures via la touche "DAILY". Le deuxième contrôle concerne la répétabilité, le troisième la reproductibilité, et finalement la linéarité.

A. La constance

Le test de constance évalue la capacité de l'activimètre à maintenir une réponse stable au fil du temps. On mesure l'activité d'une source de référence à un moment donné et on la compare à des mesures ultérieures effectuées à intervalles réguliers. L'écart relatif entre les mesures est calculé et doit rester inférieur à un seuil prédéfini pour confirmer la stabilité de l'activimètre. Ce test est crucial pour garantir la fiabilité des mesures de l'activimètre et la précision des dosages d'activité radiopharmaceutique.

B. La répétabilité

La répétabilité est l'étroitesse de l'accord entre les résultats des mesures successives dans les mêmes conditions de mesure. Une source radioactive de ^{137}Cs , caractérisée par une période radioactive de 30.08 ans et une activité initiale de 1 μCi , est positionnée dans la chambre à puits. 7 séries de 7 mesures consécutives ont été ensuite effectuées en laissant la source radioactive en place dans le puits. À partir de l'ensemble de ces mesures, on calcule la moyenne et l'écart-type. L'écart-type obtenu pour l'ensemble des mesures représente l'écart-type de répétabilité.

C. La reproductibilité

La reproductibilité est l'accord entre les résultats des mesures lorsque certaines conditions de mesure varient. Dans ce cas, le paramètre est la position de la source dans le porte-échantillon. La source radioactive de ^{137}Cs utilisée précédemment est placée dans la chambre à puits. On effectue 7 séries de 7 mesures. La source est retirée puis replacée dans le porte-échantillon entre chaque série de mesure pour assurer la modification des conditions de mesures. , Nous avons relevé les valeurs affichées par l'appareil. L'écart-type calculé à partir de l'ensemble des mesures représente l'écart-type de reproductibilité qui ne doit pas dépasser 1%.

D. La linéarité et la concordance

La linéarité caractérise la capacité de l'activimètre à fournir une proportionnalité entre l'activité mesurée et le temps, autrement dit la décroissance de la source de technétium d'activité initiale élevée et dont la période radioactive courte (6h) est proportionnelle au temps. La linéarité est contrôlée en mesurant l'activité de la source à différents instants à partir de l'activité maximale avec un intervalle de temps de 30 minutes. Le tableau 3.3 regroupe l'ensemble des tests réalisés ainsi qu'un ensemble de leurs caractéristiques.

TABLE 3.3 – Périodicité des tests de référence, les sources utilisées et les tolérances selon le protocole consulté. [23]

Test	Fréquence	Sources utilisées	Tolérance
Auto zéro	Quotidien	Aucune	$\pm 0,30$ mV
Mouvement propre	Quotidien	Aucune	$< 0,4$ MBq
Tension de polarisation	Quotidien	Aucune	± 15 V
Constance	Quotidien	^{137}Cs	± 10 %
Répetabilité	Annuel	^{137}Cs	$< 0,2$ %
Reproductibilité	Annuel	^{137}Cs	< 1 %
Linéarité	Annuel	^{99m}Tc	± 10 %

3.2.2 Contrôle dosimétrique du scanner

Afin de vérifier la dosimétrie du scanner, un fantôme PMMA CT a été placé sur la table et centré à l'aide des lasers internes. Une fois le point zéro de la table défini, la chambre crayon a été introduite dans l'un des cinq inserts (quatre périphériques et un central), les autres étant fermés par des tiges en PMMA (voir figure 3.7).

Pour chacune des cinq positions (centre, 3h, 6h, 9h et 12h), un courant a été mesuré. Ces cinq valeurs serviront à déterminer le $CTDI_{100}$ (équation 3.1), le $CTDI_w$ (équation 3.2), puis le $CTDI_{vol}$ (équation 3.3). En parallèle, les valeurs affichées sur la console ($CTDI_{vol}$ et PDL) ont été enregistrées.



FIGURE 3.7 – Disposition des inserts dans le fantôme PMMA CT.

La valeur du $CTDI_{100}$ sera déduite à partir de la valeur lue sur l'électromètre. En utilisant le facteur d'étalonnage de la chambre d'ionisation $N_k = 7,99 \times 10^7 \text{ Gy} \cdot \text{cm}/\text{C}$, nous allons obtenir la dose en Gray. $CTDI_{100}$ est donné par l'équation (3.1) .

$$CTDI_{100} = \frac{L \cdot N_k}{N \cdot T} \quad (3.1)$$

où

- L est la lecture sur l'électromètre, en coulombs (C).
- N est le nombre de coupes,
- T est l'épaisseur de coupe en centimètres (cm).

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,center} + \frac{2}{3} \left(\frac{1}{4} (CTDI_{100,3H} + CTDI_{100,6H} + CTDI_{100,9H} + CTDI_{100,12H}) \right) \quad (3.2)$$

où :

- $CTDI_{center}$ représente la mesure de dose au centre du fantôme.
- $CTDI_{periphery}$ représente la mesure de dose en périphérie du fantôme.

$$\text{CTDI}_{vol} = \frac{\text{CTDI}_w}{\text{Pitch}} \quad (3.3)$$

Les acquisitions ont été réalisées en utilisant les paramètres listés dans le tableau 3.4.

TABLE 3.4 – Représentation des paramètres d’acquisition

Paramètre	Valeur
Protocole anatomique	cerveau
Position de début et de fin	[+75, -75] (mm)
Orientation du patient	Tête devant
Épaisseur de coupe	3.75 mm
Type d’acquisition	Hélicoïdale
Pitch	1
Tension	120 kV
Courant	300 mA
collimation	20 cm

3.2.3 Évaluation de la dose délivrée durant les différents examens PET-CT

Cette étude s’intéresse à la méthodologie de calcul de la dose délivrée aux patients lors des examens PET, en fonction de l’activité injectée du radio-isotope. L’objectif principal est d’établir une corrélation robuste entre l’activité injectée, exprimée en mégabecquerels (MBq), et la dose efficace résultante, mesurée en millisieverts (mSv).

Pour ce faire, nous adoptons l’approche recommandée par la Commission internationale de protection radiologique (CIPR) dans sa publication 80 [16], qui consiste à utiliser le facteur Dose Par Unité d’Incorporation (DPUI). Ce facteur sert d’outil de conversion pour transformer l’activité injectée en dose absorbée correspondante.

La relation de calcul est donnée par l’équation 3.4 :

$$D = A \times \text{DPUI} \quad (3.4)$$

Où :

- D est la dose absorbée en millisieverts (mSv)
- A est l’activité injectée en mégabecquerels (MBq)
- DPUI est le facteur Dose Par Unité d’Incorporation, qui pour les patients adultes est de 0,019 mSv/MBq

Notre étude porte sur un échantillon important de 5000 patients. Pour chaque patient, nous enregistrons méticuleusement l’activité du radio-isotope administré et la convertissons minutieusement en dose absorbée en utilisant la relation de calcul ci-dessus.

3.2.4 L’Activité Injectée et le Poids des Patients

Dans cette étude, nous avons examiné la corrélation entre le poids des patients et l’activité (dose délivrée) du fluorodésoxyglucose (FDG) administrée lors des examens PET scans dans le but de l’établissement d’une relation linéaire entre le poids corporel et l’activité injectée de FDG pour de différentes pathologies

L'objectif principal était d'établir l'existence d'une relation linéaire entre le poids corporel et l'activité injectée de FDG .

Pour chaque pathologie examinée, des données de poids et d'activité FDG injectée ont été collectées auprès d'un nombre significatif de patients. Une analyse de régression linéaire a été effectuée pour chaque groupe de pathologie afin de quantifier la corrélation entre le poids des patients et l'activité FDG administrée.

3.2.5 Évaluation Dosimétrique Sur les Différents Radiopharmaceutiques

L'objectif de cette étude est de comparer les doses moyennes administrées aux patients par différents radiopharmaceutiques couramment utilisés en imagerie moléculaire PET/CT.

Les radiopharmaceutiques étudiés sont :

- Le ^{18}F -FDG (fluorodésoxyglucose)
- Le ^{18}F -PSMA (prostate-specific membrane antigen)
- Le ^{18}F -FDOPA (L-3,4-dihydroxy-6-fluoro-L-phénylalanine)

Pour chaque radiopharmaceutique, un échantillon de patients a été sélectionné à partir des archives du service PET-Scan de l'hôpital Chahids Mahmoudi. Le tableau 3.5 résume le nombre de patients inclus dans l'étude pour chaque radiopharmaceutique.

TABLE 3.5 – Nombre de patients inclus dans l'étude pour chaque radiopharmaceutique.

Radiopharmaceutique	Nombre de patients
^{18}F -FDG	200
^{18}F -PSMA	170
^{18}F -FDOPA	60

Pour chaque patient, les données suivantes ont été collectées :

- Radiopharmaceutique utilisé
- Activité injectée (en mégabecquerels, MBq)

La dose absorbée par chaque patient a été calculée en utilisant la formule de calcul de la dose à partir du facteur DPUI (équation 3.4) . Les valeurs de DPUI utilisées dans cette étude sont les suivantes [31] :

- **FDG** : 0,019 mSv/MBq
- **PSMA** : 0,022 mSv/MBq
- **FDOPA** : 0,025 mSv/MBq

3.2.6 Établissement des Niveaux de Référence Diagnostiques pour les Examens PET au niveau de l'Hôpital Chahid Mahmoudi

L'objectif de cette étude est d'établir les niveaux de référence diagnostiques (NRD) nationaux pour les examens PET effectués à l'hôpital Chahids Mahmoudi et de les comparer aux directives nationales et internationales.

Nous avons obtenu un échantillon de données incluant l'activité du radiopharmaceutique (^{18}F -FDG) administrée à chaque patient, ainsi que leur poids, taille, âge et le type d'examen PET réalisé.

Les données ont été collectées de manière exhaustive sur une période de six ans, allant de 2016 à 2023. Cette collecte exhaustive inclut tous les examens PET réalisés au cours de la période de deux ans, soit de 2022 à 2023, garantissant une analyse représentative des pratiques cliniques et des tendances technologiques les plus récentes en matière d'imagerie PET.

Sur cette période, nous avons réalisé une analyse des distributions pour évaluer la répartition de l'activité administrée et de l'activité administrée massique, ajustée en fonction du poids des patients.

L'activité massique (A) pour l'ensemble des patients a été calculée à l'aide de la formule détaillée en équation 3.5.

$$A = \frac{\text{Activité totale}}{\text{Masse}} \quad (3.5)$$

Où :

- **Activité totale (AT)** : C'est l'activité totale du radio-isotope présent dans l'échantillon, exprimée en becquerels (Bq).
- **Masse (m)** : C'est la masse de l'échantillon, exprimée en grammes (g).

En parallèle, une étude de la répartition de l'activité en fonction du poids des patients a été menée. Pour déterminer les niveaux de référence diagnostiques (NRD), nous avons calculé la moyenne ainsi que les 25^e, 50^e et 75^e percentiles pour l'activité administrée et l'activité administrée massique. Ces valeurs ont ensuite été comparées aux NRD et internationaux [17].

3.2.7 Évaluation Dosimétrique en Imagerie Hybride PET/CT Corps Entier

L'utilisation de la PET/CT comporte des défis, notamment en raison de l'exposition aux rayonnements ionisants générée par les deux techniques, ce qui soulève des préoccupations en termes de Radioprotection.

L'objectif principal de l'étude est d'évaluer la dose efficace totale reçue par les patients lors d'un examen PET-CT en oncologie. Il s'agit d'analyser de manière combinée la dose de radiation liée à la tomographie par émission de positons (dose FDG) et celle liée à la tomodensitométrie (dose CT). L'étude vise à estimer la dose efficace totale et à la comparer aux niveaux de référence établis, afin d'évaluer l'impact dosimétrique de cette modalité d'imagerie hybride sur les patients.

Pour cette étude, un échantillon rétrospectif de 3000 patients ayant bénéficié d'un examen PET-CT a été sélectionné. Les données collectées incluent l'âge, le sexe, le poids, l'activité de radiotraceur (FDG) injectée, le produit dose-longueur (DLP) de l'examen TDM, ainsi que la pathologie tumorale.

Afin d'évaluer le détriment dosimétrique de l'imagerie PET-CT, il était nécessaire de définir une grandeur commune aux deux modalités. La dose efficace corps entier a été retenue comme référence, car elle permet d'estimer l'exposition aux rayonnements en tenant compte de la sensibilité des tissus. Exprimée en millisievert (mSv), il s'agissait donc de convertir les doses issues de ces deux examens en une dose efficace corps entier, selon les préconisations de la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) [21], [22].

3.2.7.1 Calcul de la dose en PET

Comme expliqué précédemment, la dose efficace liée à l'injection de ¹⁸F-FDG a été estimée en multipliant l'activité injectée par le facteur DPUI (dose par unité d'incorporation) recommandé par la CIPR 80 [21]. Cette valeur DPUI est de 0,019 mSv/MBq pour un patient adulte.

3.2.7.2 Calcul de dose en tomodensitométrie (CT-PET)

Le produit dose-longueur (PDL), exprimé en mGy.cm, ne reflète que l'exposition locale de l'examen.

Afin d'estimer la dose efficace corps entier, on utilise un coefficient de conversion k . Ce coefficient est défini par la Commission internationale de protection radiologique (CIPR) et varie en fonction du type d'examen CT et de la morphologie du patient. La valeur de k recommandée par la CIPR pour les examens CT abdominaux chez les adultes est de $0,014 \text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$. Cela signifie que pour chaque $\text{mGy} \cdot \text{cm}$ de PDL, la dose efficace corps entier estimée est de $0,014 \text{ mSv}$ [22].

Donc, en utilisant la valeur de k recommandée par la CIPR, on peut estimer la dose efficace corps entier (E) à partir du PDL (PDL) selon la formule suivante (équation 3.6) :

$$E = PDL \times k \quad (3.6)$$

3.3 Évaluation de l'activité administrée en pédiatrie

Dans le cadre de cette étude, nous avons évalué l'activité administrée du radiopharmaceutique ^{18}F -FDG chez les patients pédiatriques. Les patients ont été répartis en trois groupes d'âge : 1-5 ans, 6-10 ans et 11-15 ans. L'activité administrée a été déterminée en fonction du poids corporel des patients.

Pour chaque catégorie d'âge, nous avons recruté un nombre spécifique de patients : 50 patients pour la tranche d'âge de 1 à 5 ans, 90 patients pour la tranche de 6 à 10 ans, et 197 patients pour la tranche de 11 à 15 ans. Nous avons calculé la moyenne de l'activité administrée pour chaque catégorie, ainsi que la moyenne du poids corporel des patients dans chaque groupe.

Nous avons ensuite analysé les moyennes de l'activité administrée pour chaque groupe et les avons comparées aux références internationales en vigueur. Cette analyse nous a permis de vérifier la conformité des doses administrées avec les recommandations internationales et d'assurer une optimisation de l'utilisation du ^{18}F -FDG en pédiatrie.

3.4 Évaluation Dosimétrique des Doses au Patient de 2016 à 2023

Cette section a pour but d'examiner les doses administrées à un groupe de 800 patients sur une période de huit ans, de 2016 à 2023. L'analyse vise à évaluer la dosimétrie appliquée au fil du temps et à identifier des pistes d'amélioration pour optimiser les doses reçues par les patients

Chapitre 4

Résultats et discussion

Ce chapitre présente l'analyse et la discussion des résultats obtenus suite à la calibration de l'activimètre, au contrôle qualité du scanner et à l'évaluation dosimétrique en PET scan, en se basant sur différents paramètres et diverses études.

4.1 Contrôle qualité de l'activimètre

Les résultats des tests quotidiens que nous effectuons sur l'activimètre sont donnés en tableau

TABLE 4.1 – Les résultats du contrôle quotidien de l'activimètre

Le test	La valeur mesurée	La tolérance	L'interprétation
Zéro électronique	0,01 mV	± 3 mV	Conforme, la vérification du zéro électronique est validée.
Tension de polarisation	155,2 V	[135-165] V	La valeur mesurée se situe dans les limites acceptables : test validé.
Bruit de fond	0,018 MBq	inf à 100 kBq	18 kBq < 100 kBq : test validé.
Constance	$\sigma_{\text{exp}} = 5.1\%$	10 %	5.1% < 10 % : test validé.

La Constance

- L'activité initiale de la source de césium 137 le 9 février 2016 : $A_0 = 251.6 \mu\text{Ci} = 9.309 \text{ MBq}$
- La mesure expérimentale de l'activité de la source de césium 137 le 16 mai 2024 :

$$A(t)_{\text{exp}} = (8.10 \text{ MBq} - 0.018 \text{ MBq}) = 8.082 \text{ MBq}$$

- L'Écart-type affiché : $\sigma_{\text{exp}} = 5.1\%$
- Le calcul théorique de l'activité :

$$T_{1/2}(\text{Cs-137}) = 30.08$$

$$\lambda = \frac{\ln(2)}{T_{1/2}} = \frac{0.693}{30.08} = 0.023 \text{ an}^{-1}$$

$$A(t)_{\text{th}} = A_0 e^{-\lambda t} = 9.309 e^{-0.023 \times 8.27} = 7.655 \text{ MBq}$$

— Calcul de l'écart relatif :

$$\text{Écart relatif} = \frac{A(t)_{\text{th}} - A(t)_{\text{exp}}}{A(t)_{\text{exp}}} \times 100 = \frac{7.655 - 8.082}{8.082} \times 100 = 5.28\%$$

— Le calcul du facteur de constance :

$$F_c = \frac{A(t)_{\text{exp}}}{A(t)_{\text{th}}} = \frac{8.082}{7.655} = 1.05$$

L'écart de 5.28 % entre les valeurs théoriques et expérimentales indique une concordance étroite, restant dans la tolérance de 10 % [23]. Cette différence, bien qu'inférieure à la tolérance spécifiée de 10 %, témoigne de la proximité entre nos résultats expérimentaux et les attentes théoriques. La valeur du facteur de constance est proche de 1, ce qui indique un accord entre la valeur calculée et celle mesurée.

La Répétabilité

Le tableau suivant (Tableau 4.2) présente les résultats des sept mesures effectuées pour les séries de vérification de la répétabilité de l'activimètre, ainsi que l'écart-type calculé pour chaque série de mesures.

TABLE 4.2 – Répétabilité des mesures

Répétabilité							
	Séries de Mesures						
	Série 1	Série 2	Série 3	Série 4	Série 5	Série 6	Série 7
Mesure 1	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 2	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 3	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 4	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 5	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 6	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 7	1	1	1	1	1	1	1
Écart-type	0	0	0	0	0	0	0

L'écart-type de répétabilité sur l'ensemble des séries vaut zéro, cette valeur est inférieure à la limite de 0.2%, donc il y a un accord entre les mesures successives dans le temps, par conséquent le contrôle qualité de répétabilité est validé.

La Reproductibilité

Le tableau suivant (Tableau 4.3) présente les résultats des sept mesures effectuées dans le cadre de la vérification de la reproductibilité de l'activimètre, ainsi que l'écart-type calculé pour chaque série de mesures.

L'écart-type de reproductibilité est négligeable, soit inférieur à 1%, cela signifie que les résultats de la mesure de l'activité du Césium 137 restent cohérents et reproductibles, même en modifiant la position de la source dans le porte-échantillon.

TABLE 4.3 – Reproductibilité des mesures

Reproductibilité							
	Séries de Mesures						
	Série 1	Série 2	Série 3	Série 4	Série 5	Série 6	Série 7
Mesure 1	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 2	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 3	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 4	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 5	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 6	1	1	1	1	1	1	1
Mesure 7	1	1	1	1	1	1	1
Écart-type	0	0	0	0	0	0	0

La linéarité

Le graphique ci-dessous (Figure 4.1) montre l'évolution de l'activité en MBq en fonction du temps. On peut observer que l'activité décroît de manière régulière avec le temps, ce qui est typique d'un processus de désintégration radioactive.

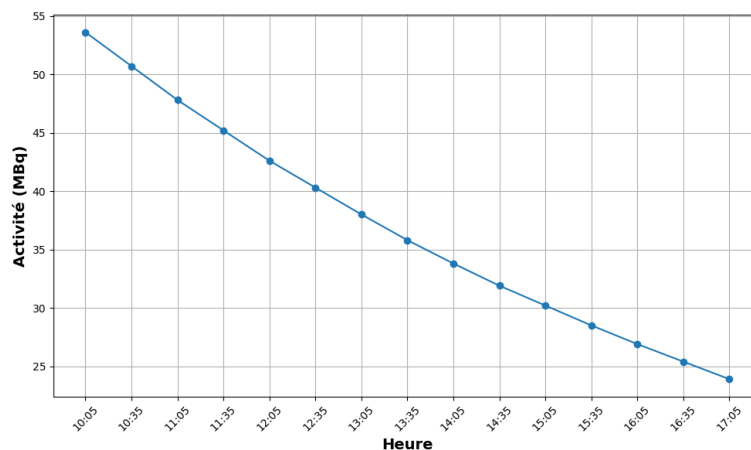


FIGURE 4.1 – Variation de l'activité en fonction du temps

L'activité commence à environ 53.6 MBq à 605 minutes (10 :05) et diminue progressivement pour atteindre environ 23.9 MBq à 1025 minutes (17 :05). Cela montre une tendance de décroissance régulière de l'activité avec le temps, suivant la loi de désintégration radioactive (équation 2.10).

4.2 Contrôle dosimétrique du scanner

Le tableau 4.4 représente les valeurs de $CTDI_{100}$ mesurées dans les différentes positions de la chambre dans le fantôme (Figure 3.6), et le tableau 4.5 montre la comparaison entre les valeurs mesurées et affichées de $CTDI_{vol}$.

D'après ces tableaux, nous constatons une légère différence entre les valeurs de $CTDI_{vol}$ mesurées et celles affichées sur la console de commande. Cette différence a été quantifiée en termes d'écart relatif égal à 11.17%. Cet écart ne dépasse pas la tolérance recommandée qui est de 20% [28].

TABLE 4.4 – Les résultats de la mesure du CTDI100.

CTDI100,c (mGy)	CTDI100,3h (mGy)	CTDI100,6h (mGy)	CTDI100,9h (mGy)	CTDI100,12h (mGy)
14.85	16.13	15.72	16.13	16.84

TABLE 4.5 – Comparaison des valeurs de CTDIvol mesuré et affiché

CTDIvol mesuré (mGy)	CTDIvol affiché (mGy)	Différence (%)	Tolérance (%)
15.753	14.17	11.17	20

4.3 La dose délivrée lors des différents examens PET-CT

La figure 4.2 illustre la relation de proportionnalité existante entre la dose délivrée lors des examens PET-CT et l'activité injectée durant ces examens.

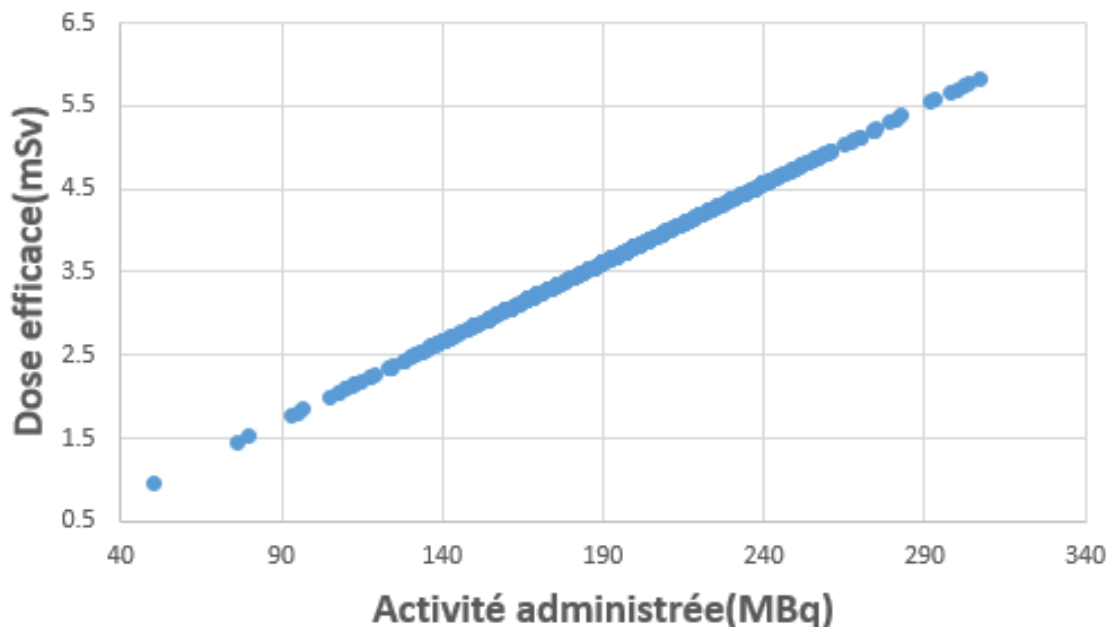


FIGURE 4.2 – Activité du radiopharmaceutique en fonction de la dose reçue en PET

En médecine nucléaire, l'activité du radiopharmaceutique (mesurée en becquerels) et la dose de rayonnement reçue par le patient sont étroitement liées. une augmentation de l'activité du radiopharmaceutique entraîne une augmentation de la quantité de rayonnement émis, ce qui se traduit par une dose plus élevée reçue par le patient.

Par exemple, une augmentation de l'activité du fluorodésoxyglucose (FDG) utilisée en tomographie par émission de positons (PET) se traduit directement par une augmentation de la dose reçue par le patient [26].

4.4 La relation entre l'activité Injectée et le Poids des Patients

Les figure 4.2, 4.3, 4.4, 4.5, 4.6 et 4.7 représente les corrélations entre l'activité injecté (ou bien la dose délivrée) aux patients en fonction des masses de ces derniers.

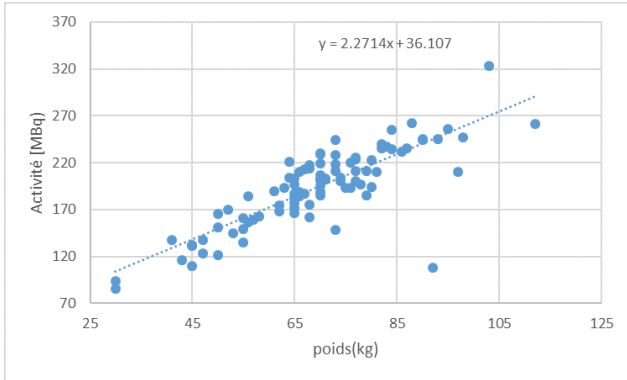


FIGURE 4.3 – Cavum

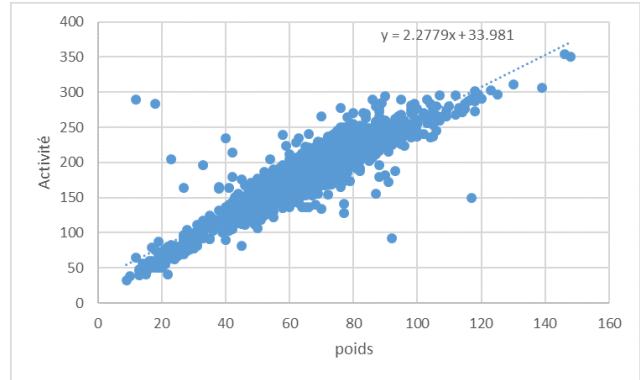


FIGURE 4.4 – LH

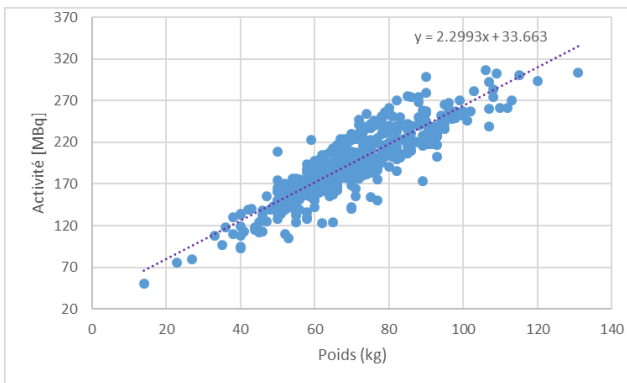


FIGURE 4.5 – LNH

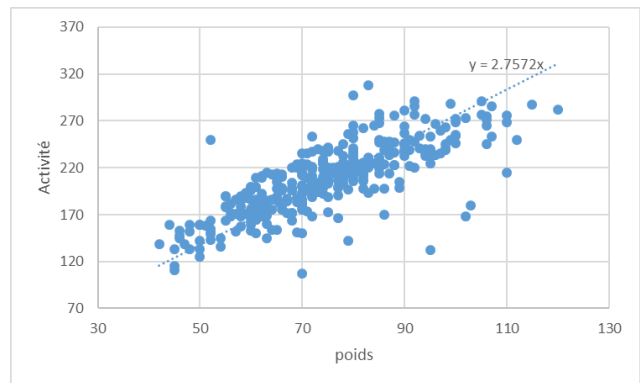


FIGURE 4.6 – Sein

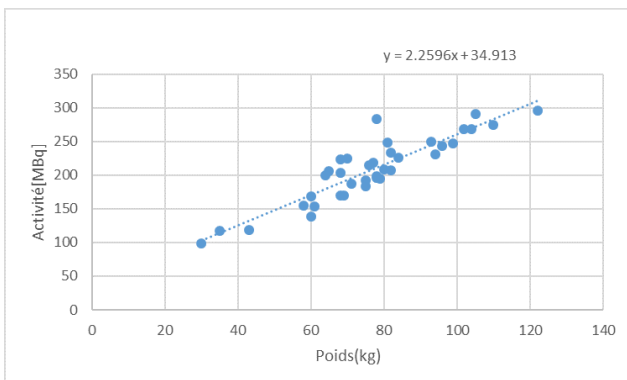


FIGURE 4.7 – Thyroïde

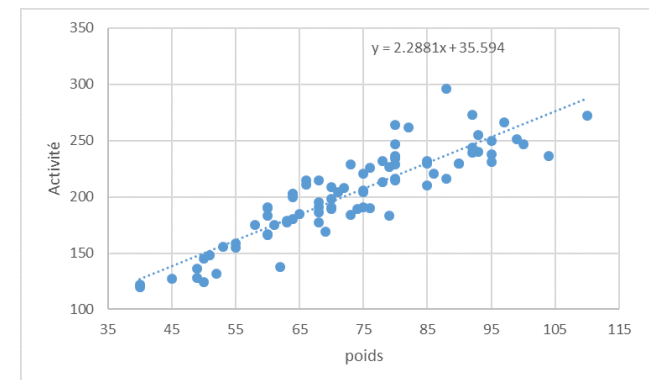


FIGURE 4.8 – COLON

FIGURE 4.9 – Relation entre l'activité FDG injectée et le poids des patients pour les différentes pathologies

Les résultats de l'analyse de régression linéaire montrent une relation positive significative entre le poids des patients et l'activité FDG injectée pour toutes les pathologies étudiées. Les courbes de régression linéaire indiquent que l'activité injectée augmente proportionnellement avec le poids du patient. Cela confirme que l'activité FDG doit être ajustée en fonction du poids corporel pour chaque patient afin d'assurer une imagerie optimale et une quantification précise des anomalies métaboliques, conformément aux recommandations de la **Société Européenne de Médecine Nucléaire (EANM)** dans leur "*EANM Dosage Card*" [24].

La distribution du radiopharmaceutique dans l'organisme lors d'un examen de tomographie par émission de positrons (PET) dépend étroitement du volume de distribution, qui est influencé par la taille et le poids du patient. Ainsi, un individu de corpulence plus importante aura généralement un volume de distribution plus élevé pour le traceur injecté. Par conséquent, la même activité administrée ne se répartira pas de manière homogène dans l'organisme de patients présentant des morphologies différentes. Comme l'ont souligné Huang *et al.* [25], l'activité injectée est généralement ajustée en fonction du poids corporel afin d'obtenir une distribution uniforme du traceur dans l'organisme.

Cette approche permet de garantir une qualité d'image optimale tout en minimisant l'exposition aux rayonnements ionisants, conformément aux principes de radioprotection en médecine nucléaire. En effet, il est important de souligner que la dose délivrée au patient est directement proportionnelle à l'activité injectée. Par conséquent, toute optimisation de l'activité injectée en fonction de la corpulence du patient se traduit par une optimisation de la dose délivrée, permettant de minimiser davantage l'exposition aux rayonnements tout en préservant la qualité de l'image.

4.5 Évaluation Dosimétrique Sur les Différents radiopharmaceutiques

La figure 4.16 représente les doses efficaces délivrées aux patients durant les examens PET en fonction des radiopharmaceutiques utilisés.

TABLE 4.6 – Moyennes et écarts-types des doses par radiopharmaceutique

Radiopharmaceutique	Moyenne (mSv)	Écart-type (mSv)
PSMA	3.841	0.728
FDG	3.438	1.790
FDOPA	2.334	1.873

D'après le tableau 4.6, nous constatons que le 18-PSMA (prostate-specific membrane antigen), choix privilégié pour la détection du cancer de la prostate, présente une dose effective moyenne de 3,841 mSv, le 18F-FDG, largement utilisé en oncologie, affiche une dose moyenne de 3,438 mSv, et la 18F-DOPA, utilisé pour l'imagerie du cerveau et du pancréas, présente une dose effective moyenne de 2,334 mSv. L'analyse des doses effectives des radiopharmaceutiques, représentée sur la figure 4.16, révèle une tendance à une moyenne commune autour de 3 mSv. Il est important de noter que cette dose est proportionnelle à l'activité injectée, qui est elle-même liée à la corpulence des patients et au type de radiopharmaceutique utilisé [10].

4.6 Établissement des Niveaux de Référence Diagnostiques pour les Examens PET-CT à l'Hôpital Chahids Mahmoudi

4.6.1 Analyse de la distribution de l'activité administrée

Cette figure (figure 4.10) représente la distribution du nombre de patients en fonction de l'activité administrée (en MBq) lors des examens PET.

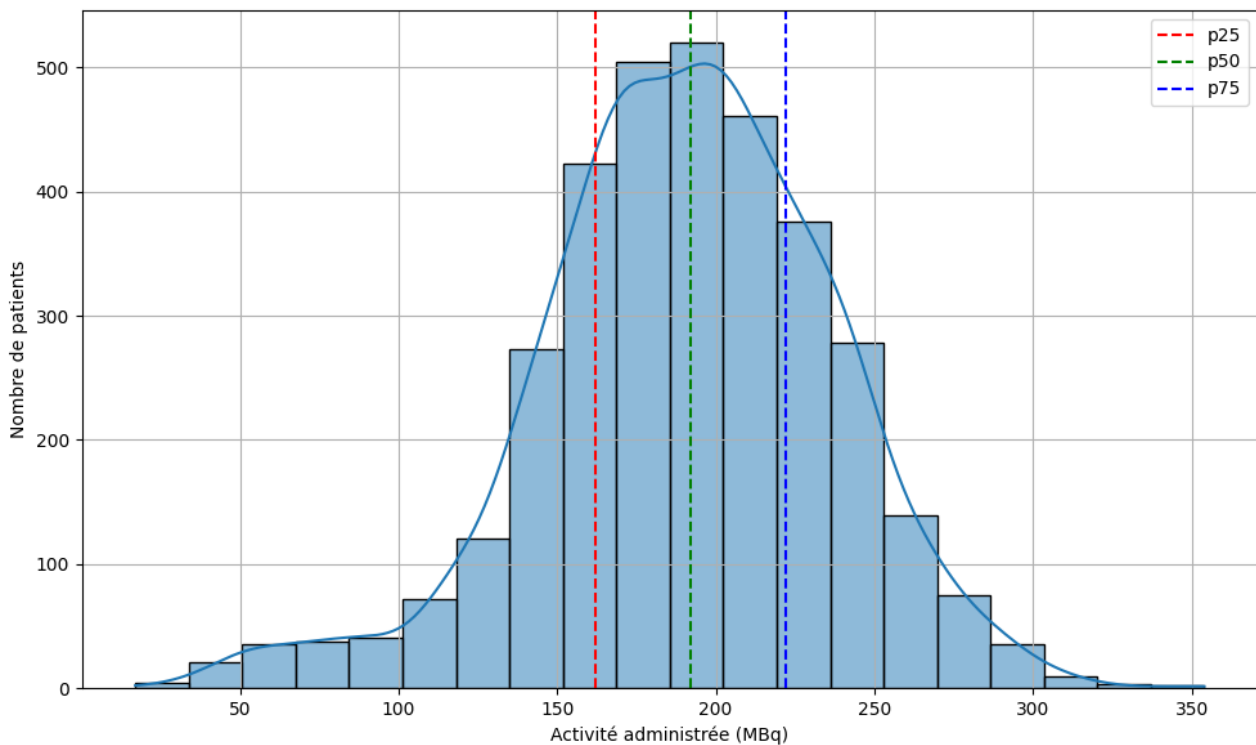


FIGURE 4.10 – Distribution du nombre de patients en fonction de l'activité administrée lors des examens PET.

D'après ce graphe, nous observons que la distribution a une forme approximativement gaussienne (en cloche), avec un pic autour de 186-201 MBq. Cela signifie que la majorité des patients reçoivent des activités situées dans cette gamme lors des examens PET.

Les lignes verticales rouge, verte et violette indiquent respectivement les percentiles 25 (p25), 50 (p50 ou médiane) et 75 (p75) de la distribution.

D'après le graphique, on peut estimer que :

- Le **p25** se situe autour de 161 MBq, ce qui signifie que 25% des patients reçoivent une activité inférieure à cette valeur.
- Le **p50** (médiane) est d'environ 192 MBq, ce qui représente l'activité qui sépare la distribution en deux parties égales.
- Le **p75** est aux alentours de 222 MBq, ce qui signifie que 75% des patients reçoivent une activité inférieure à cette valeur.

Cette représentation graphique permet de visualiser facilement la répartition des activités administrées et d'identifier les valeurs clés comme les percentiles qui caractérisent cette distribution.

4.6.2 Etude de la distribution de l'activité massique administrée

L'analyse de la figure 4.11, illustrant la distribution de l'activité massique en fonction du nombre de patients, révèle que le service PET-CT de l'Hôpital Chahids Mahmoudi utilise une activité massique moyenne oscillant entre 2,5 et 4 MBq/kg. Cette plage d'activité est cohérente avec les directives établies pour la plupart des examens PET-CT 4.11 Cependant, la figure montre également que certains patients reçoivent une activité massique en dehors de cette plage, avec des valeurs plus basses ou plus élevées. Cela peut s'expliquer par des facteurs individuels, tels que la masse corporelle, la pathologie examinée ou le protocole d'imagerie spécifique utilisé.

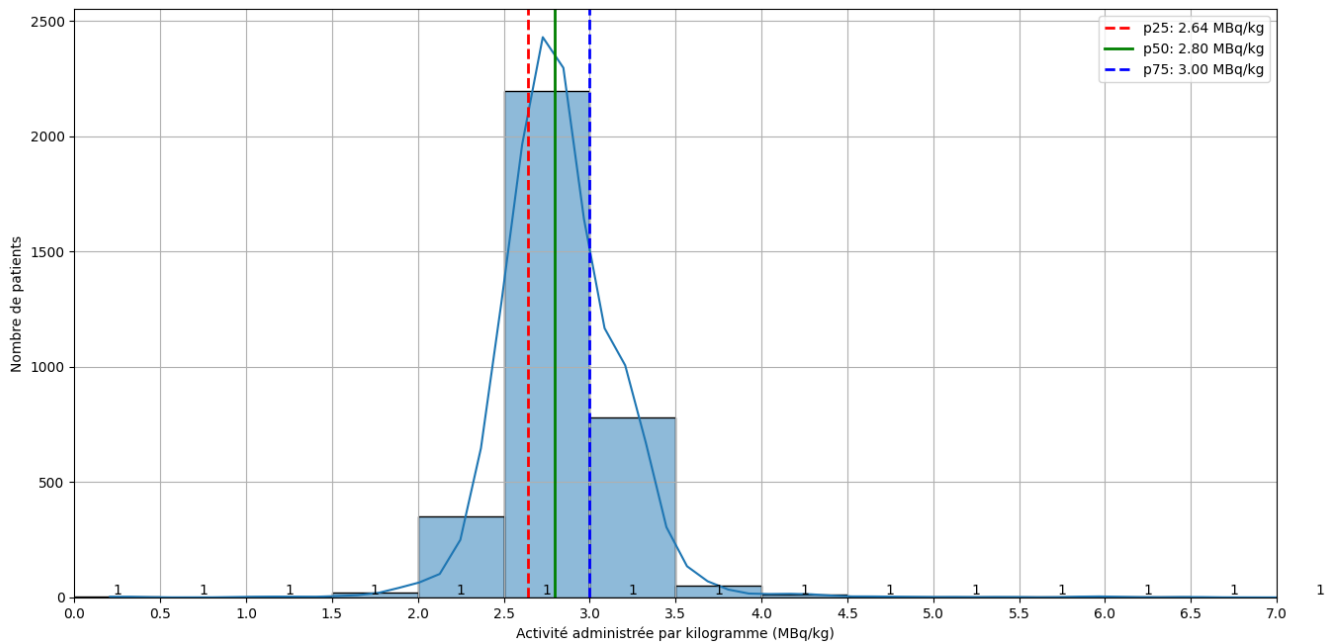


FIGURE 4.11 – Distribution de l'activité administrée massique

L'European Association of Nuclear Medicine (EANM) recommande une activité injectée de FDG comprise entre 2,5 et 5,0 MBq/kg pour les examens de tomographie par émission de positons (PET) [27]. Dans notre étude, nous avons observé que plus de 95 % des activités injectées se situent entre 2,5 et 4 MBq/kg.

Ces résultats indiquent une forte conformité des pratiques cliniques avec les recommandations de l'EANM. Pour conclure, notre étude démontre une pratique cohérente et alignée avec les standards européens, ce qui est essentiel pour maintenir la fiabilité et la qualité des diagnostics en imagerie médicale. Ces pratiques respectent également le principe ALARA ("As Low As Reasonably Achievable"), qui vise à maintenir les doses de radiation aussi faibles que raisonnablement possible tout en obtenant des résultats diagnostiques de haute qualité. En limitant l'activité injectée à des niveaux appropriés, on parvient à réduire les risques pour les patients tout en maximisant l'efficacité des examens.

4.6.3 Répartition en fonction du poids des patients

Comme observé dans la figure, les percentiles augmentent de manière linéaire avec le poids des patients. Ainsi, on peut estimer approximativement ces valeurs à l'aide de la formule suivante :

$$A = k \times m \quad (4.1)$$

m représente la masse des patients (en kg) et A correspond aux percentiles P25, P50 ou P75 (en MBq). Les valeurs de k (en MBq/kg) représentent l'activité massique, défini par la pente de

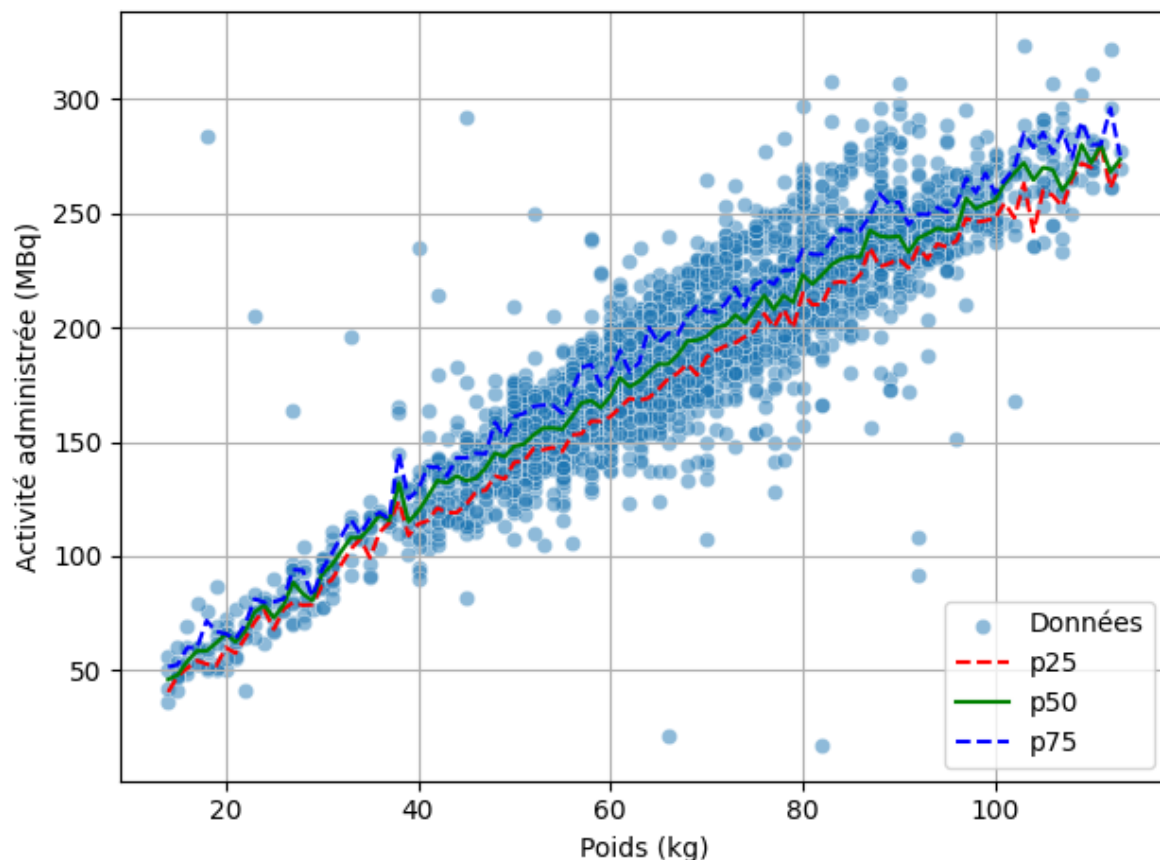


FIGURE 4.12 – Activité administrée en fonction du poids des patients

la courbe représentée en figure (4.12) et évaluée selon l'équation 4.1 . les valeur de k pour les deffirents percentiles sont présentées dans le tableau 4.7 .

TABLE 4.7 – Tableau des valeurs k [MBq/kg] de notre étude et comparaison avec les itérations de l'Agence fédérale de contrôle nucléaire [17].

	P25	P50	P75
Première itération de l'Agence fédérale de contrôle nucléaire	3.3	3.8	4.3
Deuxième itération de l'Agence fédérale de contrôle nucléaire	2.6	3.4	3.8
Notre étude	2,64	2,80	3,00

Le tableau 4.7 compare les valeurs de k [MBq/kg] de notre étude aux itérations de l'Agence fédérale de contrôle nucléaire (AFCN). Les résultats indiquent une dose interne légèrement plus faible pour les patients dans notre étude, en particulier pour les quartiles inférieurs et médians.

Conformément aux recommandations de l'AFCN, nos résultats suggèrent que nos pratiques d'estimation de la dose interne sont globalement alignées sur les directives établies.

Des analyses plus approfondies et une comparaison détaillée avec les méthodologies de l'AFCN sont nécessaires pour confirmer ces observations et explorer l'adoption de valeurs de k spécifiques à notre contexte, en vue d'une personnalisation accrue de l'estimation de la dose et d'une meilleure prise en compte des spécificités de notre population de patients.

4.6.4 Détermination des niveaux de référence diagnostic (NRD)

Sur la base des résultats précédents, le DRL (médiane) d'un examen PET au ^{18}F -FDG en oncologie a été déterminé à 200 MBq pour un adulte de 70 kg. Les percentiles 25 et 75 (P25 et P75) ont été estimés à 190 MBq et 208 MBq pour un adulte de 70 kg. Le DRL (médiane) pour l'activité massique a été évalué à 2,8 MBq/kg. Les P25 et P75 ont été estimés à 2,64 MBq/kg et 3,0 MBq/kg.

Les valeurs d'activité administrée et d'activité massique pour les examens PET au ^{18}F -FDG en oncologie à l'hôpital Chahid Mahmoudi sont dans l'ordre des niveaux de référence diagnostiques (DRL) recommandés par l'AFCN ainsi que par l'Agence internationale de l'énergie atomique (AIEA).

En effet, les valeurs d'activité administrée et d'activité massique observées à l'hôpital Chahid Mahmoudi se situent généralement de l'ordre des niveaux de référence diagnostiques (NRD) recommandés par l'Agence internationale de l'énergie atomique (AIEA). Pour l'activité administrée chez les adultes, elles se situent entre 200 et 300 MBq. De même, les NRD de l'AIEA pour l'activité massique chez les adultes se situent entre 3 et 5 MBq/kg [18], et les valeurs observées à l'hôpital Chahid Mahmoudi se situent dans cette plage également.

Il est important de noter que les NRD de l'AIEA sont des valeurs de référence et non des limites à ne pas dépasser. Les valeurs optimales d'activité administrée et d'activité massique peuvent varier en fonction de plusieurs facteurs, tels que le type de cancer, le stade de la maladie, la morphologie du patient et le protocole d'imagerie spécifique utilisé. L'hôpital Chahid Mahmoudi suit des protocoles stricts et met en œuvre des techniques d'optimisation des doses pour garantir que chaque patient reçoit la dose de rayonnement la plus basse possible tout en obtenant des images de qualité diagnostique. Cela contribue à la sécurité des patients et à la bonne pratique de la médecine nucléaire.

4.7 Évaluation Dosimétrique en Imagerie Hybride PET/CT Corps Entier

4.7.1 Dose efficace Pet (^{18}F -FDG) :

Pour toutes les pathologies, l'activité injectée de ^{18}F -FDG était de 201.65 ± 17.95 MBq c.à.d [165.09 ; 234.65] MBq.

le Tableau 4.8 représente les doses efficaces corps entier reçues par les patients lors d'examen PET-CT à l'hôpital Chahid Mahmoudi, en fonction des régions examinées. Les données incluent l'âge, le poids, la taille et l'activité injectée.

La dose efficace moyenne \pm SD spécifique aux patients de ^{18}F -FDG calculée par le facteur de conversion recommandé par la CIPR pour tous les patients est de $3,85 \pm 0,50$ mSv se situant dans l'intervalle [3,278 ; 4,459] mSv.

La dose efficace moyenne \pm SD (éventail) par unité d'activité injectée pour tous les patients est de $0,0199 \pm 0,0032$ mSv/MBq se situant dans l'intervalle [0,0132 à 0,0291] mSv/MBq.

Ces valeurs sont inférieures à la limite recommandée par la CIPR 106 pour les examens PET-CT au ^{18}F -FDG [31]. La CIPR avait recommandé une valeur de 1.9×10^{-2} mSv/MBq.

TABLE 4.8 – Résumé de la dose FDG

Pathologie	Âge [ans]	Poids [kg]	Taille [m]	Activité injectée [MBq]	Dose efficace PET [mSv]
Vessie	[50 ;80]	[65 ;89]	[1.69 ;1.79]	[181 ;241]	[3.45 ;4.58]
Cavum	[33 ;64]	[56 ;86]	[1.58 ;1.79]	[144 ;228]	[2.80 ;4.44]
Thyroïde	[28 ;73]	[52 ;89]	[1.53 ;1.77]	[141 ;254]	[2.05 ;6.15]
Estomac	[46 ;75]	[62 ;82]	[1.62 ;1.80]	[176 ;242]	[3.01 ;4.64]
Crâne	[35 ;71]	[67 ;99]	[1.62 ;1.80]	[210 ;260]	[3.95 ;4.97]
LNH	[29 ;67]	[53 ;84]	[1.57 ;1.77]	[153 ;244]	[2.86 ;4.64]
Œsophage	[48 ;79]	[43 ;81]	[1.53 ;1.73]	[118 ;212]	[2.33 ;4.23]
Sein	[37 ;63]	[60 ;88]	[1.54 ;1.68]	[164 ;244]	[3.00 ;4.74]
Colon	[49 ;75]	[58 ;91]	[1.55 ;1.75]	[167 ;250]	[3.09 ;4.83]
Pancréas	[54 ;73]	[50 ;92]	[1.57 ;1.69]	[161 ;252]	[3.02 ;4.80]
Col-utérin	[47 ;71]	[66 ;88]	[1.55 ;1.69]	[175 ;243]	[3.29 ;4.63]
LH	[18 ;51]	[51 ;83]	[1.55 ;1.77]	[131 ;239]	[3.02 ;4.22]

4.7.2 Les Doses Efficaces de CT pour Différentes Pathologies

La dose efficace moyenne \pm SD (écart-type) pour toutes les pathologies est de $8,68 \pm 3,14$ mSv . Cette valeur est conforme au valeur de reference qui recommandent des doses inférieures à 20 mSv Pour les doses CT de l'imagerie hybride PET-CT . La dose efficace moyenne par unité de produit dose-longueur (DLP) pour tous les examens était de $0,014 \pm 0,001$ mSv/mGy-cm se situant dans l'intervalle [0,013 à 0,015, mSv/mGy-cm) pour tous les patients. Cette valeur se situe dans la plage de recommandation établie par l'Association américaine des physiciens en médecine [29], qui propose 0,015 mSv/mGy · cm comme valeur de référence. Cela montre une optimisation efficace des doses administrées .Les doses de rayonnement CT sont résumées dans le Tableau 4.9.)

TABLE 4.9 – Résumé de la dose CT

Pathologie	Âge [ans]	Poids [kg]	Taille [m]	DLP [mGy*cm]	Dose efficace CT [mSv]
Vessie	[50 ;80]	[65 ;89]	[1.69 ;1.79]	[606 ;772]	[8.77 ;10.93]
Cavum	[33 ;64]	[56 ;86]	[1.58 ;1.79]	[404 ;1248]	[5.10 ;15.66]
Estomac	[46 ;75]	[62 ;82]	[1.62 ;1.80]	[379 ;1119]	[5.63 ;14.39]
Crâne	[35 ;71]	[67 ;99]	[1.62 ;1.80]	[151 ;198]	[2.43 ;3.09]
Thyroïde	[28 ;73]	[52 ;89]	[1.53 ;1.77]	[585 ;855]	[8.79 ;12.17]
LNH	[29 ;67]	[53 ;84]	[1.57 ;1.77]	[332 ;793]	[3.71 ;10.92]
Œsophage	[48 ;79]	[43 ;81]	[1.53 ;1.73]	[565 ;769]	[8.24 ;10.43]
Sein	[37 ;63]	[60 ;88]	[1.54 ;1.68]	[400 ;1077]	[6.44 ;13.56]
Colon	[49 ;75]	[58 ;91]	[1.55 ;1.75]	[506 ;1005]	[6.14 ;13.98]
Pancréas	[54 ;73]	[50 ;92]	[1.57 ;1.69]	[503 ;1029]	[6.62 ;15.96]
Col-utérin	[47 ;71]	[66 ;88]	[1.55 ;1.69]	[458 ;1068]	[4.69 ;15.73]
LH	[18 ;51]	[51 ;83]	[1.55 ;1.77]	[207 ;1003]	[3.76 ;10.86]

4.7.3 Totale Dose

La dose efficace moyenne \pm SD totale de la portion combinée PET et CT pour chaque pathologie est mentionnée dans le tableau 4.10.

TABLE 4.10 – Doses efficaces totales en millisieverts (mSv).

Pathologie	Dose efficace PET (mSv)	Dose efficace CT (mSv)	Dose totale (mSv)
Vessie	[3.45 ; 4.58]	[8.77 ; 10.93]	[12.22 ; 15.50]
Cavum	[2.80 ; 4.44]	[5.10 ; 15.66]	[7.90 ; 20.10]
Estomac	[3.01 ; 4.64]	[5.63 ; 14.39]	[8.64 ; 19.03]
Crâne	[3.95 ; 4.97]	[2.43 ; 3.09]	[6.38 ; 8.06]
Thyroïde	[2.05 ; 6.15]	[8.79 ; 12.17]	[10.83 ; 18.32]
LNH	[2.86 ; 4.64]	[3.72 ; 10.92]	[6.58 ; 15.56]
Œsophage	[2.33 ; 4.23]	[8.24 ; 10.43]	[10.56 ; 14.66]
Sein	[3.00 ; 4.74]	[6.44 ; 13.56]	[9.44 ; 18.30]
Colon	[3.09 ; 4.83]	[6.14 ; 13.98]	[9.23 ; 18.81]
Pancréas	[3.02 ; 4.80]	[6.62 ; 15.96]	[9.64 ; 20.76]
Col-utérin	[3.29 ; 4.63]	[4.69 ; 15.73]	[8.98 ; 19.36]
LH	[3.02 ; 4.22]	[3.76 ; 10.86]	[6.78 ; 15.08]

D'après ce tableau, nous constatons que la dose efficace moyenne \pm SD (éventail) de la portion combinée PET et CT de tous les examens PET/CT est de 13.22 ± 3.56 mSv, se situant dans l'intervalle [7.219; 15.20] mSv pour tous les patients.

Les données de dose pour différentes pathologies issues des examens PET au ^{18}F -FDG et des scanners CT révèlent une gamme variée de niveaux de radiation associés à chaque pathologie. En comparant ces données aux références établies [30] [31], il est important de noter que la dose totale pour un examen PET/CT peut varier entre environ 7 mSv et 20 mSv ou plus. Les valeurs minimales et maximales de dose obtenues pour les examens PET/CT, allant de 7.219 mSv à 15.20 mSv, montrent que la pathologie du crâne présente une valeur de dose totale parmi les plus basses (7.219 ± 0.841 mSv), ce qui s'explique par la sensibilité élevée du cerveau aux radiations, la nécessité de minimiser les risques pour cet organe critique, et les besoins cliniques spécifiques qui permettent des protocoles d'imagerie optimisés. Les radiologues suivent les principes de radioprotection, notamment ALARA, pour limiter l'exposition aux radiations tout en obtenant des images diagnostiques précises. Les technologies d'imagerie modernes contribuent également à cette réduction de dose. D'autres pathologies comme le pancréas (15.20 mSv) et la thyroïde (14.574 mSv) montrent des doses totales plus élevées, ce qui est attribué à des besoins d'imagerie plus complexes et détaillés.

En moyennant la dose totale délivrée au corps entier durant les examens PET-CT, représentée dans le tableau 4.8, nous pouvons les comparer à des normes de référence internationales et existantes dans la littérature.

Nous remarquons que les résultats de l'évaluation dosimétrique des examens PET/CT sont extrêmement satisfaisants, avec des doses efficaces parfaitement alignées avec les références recommandées. Cela témoigne d'une optimisation exemplaire des pratiques, reflétant un engagement fort envers la radioprotection des patients. Grâce à une approche rigoureuse d'optimisation, les expositions aux rayonnements ont été minimisées tout en maintenant un niveau de performance diagnostique très élevé. Cette démarche responsable assure aux patients des examens PET/CT effectués dans des conditions de sécurité optimales.

TABLE 4.11 – Comparaison de la dose de référence avec nos résultats et la littérature

Paramètre	RPOP	Cette étude	Littérature [30]
Activité injectée (MBq)	400	201.65 ± 17.95	370
Dose PET (mSv)	8	$3,85 \pm 0,50$	7
Dose CT diagnostique (mSv)	30	$8,68 \pm 3,14$	16.1
Dose totale, PET/CT(mSv)	38	13.22 ± 3.56	23.1

Note : les doses sont en mSv. *Brix et al [30]

4.8 Evaluation de l'activité administré en Pédiatrie

Le tableau 4.10 présente les doses efficaces moyennes délivrées aux patients pédiatriques lors d'examens PET-CT à l'hôpital Chahids Mahmoudi, en fonction de leur tranche d'âge, poids et activité injectée.

TABLE 4.12 – Paramètres des patients pédiatriques en TEP

Nombre de patients	Âge (années)	Poids (kg)	Activité administrée (MBq)	Dose efficace (mSv)
50	1 à 5	16.56 ± 4.32	54.82 ± 14.91	0.828 ± 0.287
90	6 à 10	28.05 ± 7.35	85.64 ± 27.84	1.236 ± 0.445
197	11 à 15	51.30 ± 14.76	149.4 ± 39.4	2.004 ± 0.565

D'après ce tableau On peut noter que l'activité administrée et la dose efficace augmentent avec l'âge et le poids des patients, ce qui est cohérent avec les recommandations de la médecine nucléaire pédiatrique. Pour les patients de 1 à 5 ans, l'activité moyenne injectée est de $54,82 \pm 14,91$ MBq, correspondant à une dose efficace de $0,828 \pm 0,287$ mSv. Pour les patients de 5 à 10 ans, l'activité moyenne est de $85,64 \pm 27,84$ MBq, soit une dose efficace de $1,236 \pm 0,445$ mSv. Enfin, pour les patients de 10 à 15 ans, l'activité moyenne est de $149,4 \pm 39,4$ MBq, avec une dose efficace de $2,004 \pm 0,565$ mSv.

Ces valeurs d'activité administrée et de dose efficace sont conformes aux recommandations de l'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN) pour l'imagerie PET pédiatrique. L'IRSN préconise en effet des activités injectées variant de 40 à 200 MBq selon l'âge et le poids des patients [32], ce qui est le cas pour les activités moyennes rapportées dans cette étude. La dose efficace par unité de MBq moyenne pour les patients pédiatriques est de $0,0143$ mSv/MBq.

La dose de radiations administrée aux patients pédiatriques est maintenue aussi faible que possible pour plusieurs raisons cruciales. Premièrement, les enfants sont plus sensibles aux effets des radiations ionisantes que les adultes, ce qui augmente le risque de dommages cellulaires et d'effets stochastiques, tels que le cancer, sur le long terme. Deuxièmement, les enfants ont une espérance de vie plus longue que les adultes, offrant ainsi plus de temps pour que les effets à long terme des radiations, comme le développement de cancers, se manifestent. Enfin, les organes et les tissus en croissance des enfants sont plus vulnérables aux dommages causés par les radiations, ce qui peut entraîner des effets secondaires plus graves et plus durables. Par conséquent, il est essentiel de minimiser la dose de radiations pour protéger leur santé future tout en obtenant les informations diagnostiques nécessaires.

4.9 Évaluation Dosimétrique des Doses de 2016 à 2023

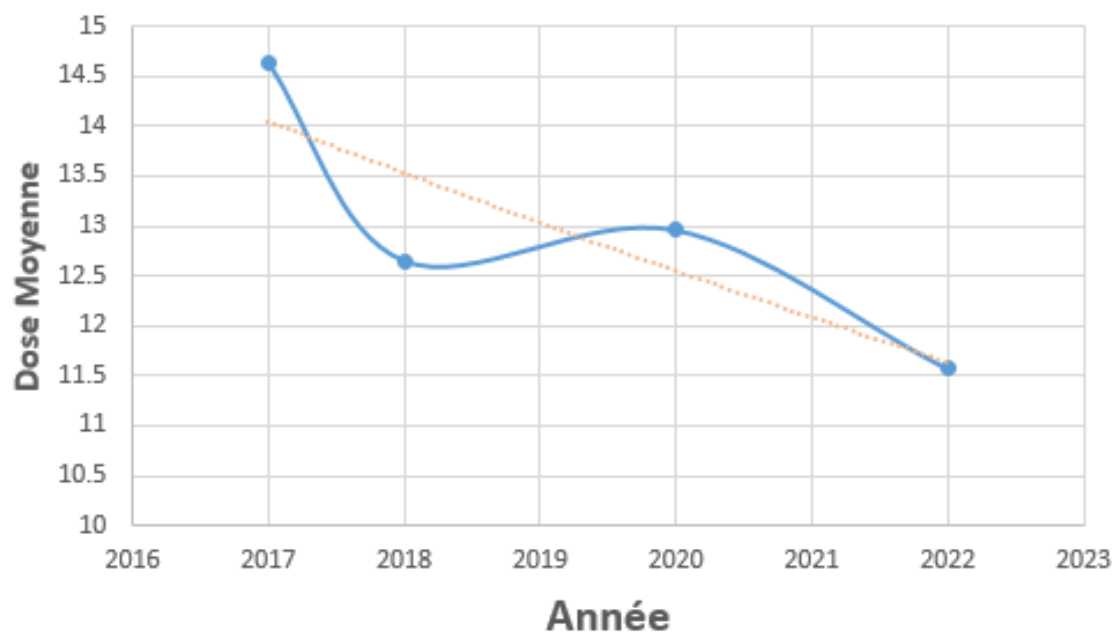


FIGURE 4.13 – Représentation des Doses moyennes(mSv) en fonction des années

La courbe représentée en Figure 4.13, qui illustre l'évaluation de la dose efficace totale délivrée aux patients au cours des années [2016 ; 2023], permet de comparer la variabilité et la tendance centrale des doses d'une année à l'autre.

L'analyse des doses efficaces totales révèle une tendance positive vers une optimisation continue des pratiques cliniques. Cette approche proactive est importante pour garantir des soins de haute qualité, centrés sur le patient, et pour répondre aux normes de sécurité.

Conclusion générale

L'utilisation des scanners PET/CT, qui combinent imagerie métabolique et morphologique, est devenue essentielle en oncologie. Ce mémoire de master se concentre sur l'évaluation dosimétrique en PET-CT à l'hôpital Chahid Mahmoudi. Nous examinerons l'impact de divers paramètres sur la dose reçue par les patients, adultes et pédiatriques, nous établirons les niveaux de références diagnostic liés à cette modalité pour le cas de l'hôpital Chahids Mahmoudi.

Nous avons commencé notre étude par la calibration le contrôle de qualité de l'activimètre. les résultats obtenus à partir des tests spécifiques utilisés pour vérifier le bon fonctionnement de l'activimètre Capintec CRC dans le service de médecine nucléaire de l'hôpital Chahid Mahmoudi démontrent une concordance avec les normes internationales, assurant que les mesures des activités sont significatives. Une fiabilité des résultats est garantie, ce qui permet d'obtenir des diagnostics précis.

Ensuite nous avons assuré le contrôle de qualité dosimétrique du scanner lié au PET afin de garantir la sécurité radiologique des patients en un premier lieu et d'assurer la fiabilité de nos résultats deuxièmement.

Après cela, nous avons procédé à l'étude de l'influence certains paramètres sur la dose Nous avons commencé par l'étude de la relation liant l'activité injectée aux Poids des patients Les résultats de l'analyse de régression linéaire montrent une relation positive entre le poids des patients et l'activité FDG injectée,

Nous avons, aussi, évalué la dose délivrée aux patients durant ces examens en fonction des radiopharmaceutiques utilisés. Les résultats indiquent que les doses reçues par les patients sont relativement similaires, quelle que soit la nature du radiopharmaceutique utilisé. Cette observation s'explique par le fait que le radio-isotope utilisé est le même, le 18-F, et que la dose administrée est toujours soigneusement ajustée en fonction du poids et de la corpulence de chaque patient.

En troisième partie, nous nous sommes intéressés à établir des niveaux de référence diagnostiques (NRD) pour les examens de PET-CT de l'hôpital Chahid Mahmoudi. Les valeurs des NRD ainsi calculées sont en accord avec celles des références internationales. L'évaluation linéaire de l'activité moyenne en fonction du poids des patients montre que le service tient bien compte du poids des patients lors du calcul de l'activité administrée. Les DRL établis pour l'hôpital Chahid Mahmoudi, définis dans ce mémoire, sont conformes aux recommandations internationales et surtout à celles de l'EANM. Par comparaison, cela signifie que le niveau d'activité administrée au sein du service de médecine nucléaire de l'hôpital Chahid Mahmoudi sont optimisé.

Dans la quatrième partie, notre attention se porte sur l'évaluation dosimétrique en imagerie hybride PET-CT du corps entier. Nous avons évalué les doses efficaces pour PET, CT et PET-CT, Nous avons réussi à obtenir des résultats satisfaisants conformes aux valeurs de référence. Les pratiques sont bien optimisées.

Dans la dernière partie, l'étude a porté sur l'évaluation de l'activité administrée en pédiatrie. Cette analyse a permis d'établir des valeurs de référence . Les résultats indiquent que l'activité administrée est maintenue à un niveau aussi faible que raisonnablement possible .

En adition à notre étude, les doses efficace PET-CT ont été évaluées sur la période de

2016 à 2023. L'évaluation de la dose efficace sur cette période a été analysée, montrant une tendance positive vers une optimisation continue des pratiques cliniques. Enfin, nous pouvons dire que nous avons mené une étude approfondie sur l'évaluation dosimétrique en PET-CT, garantissant la sécurité des patients et l'optimisation des doses. L'étude a confirmé la conformité aux normes internationales en matière de dosimétrie, de radioprotection, d'activité administrée et de niveaux de référence diagnostiques. Ceci indique une optimisation continue des pratiques cliniques, notamment pour les patients pédiatriques, en veillant à minimiser l'exposition aux rayonnements.

Annexe

Utilisation de Python pour la Visualisation et l'Analyse Statistique des Données en Médecine Nucléaire

Au cœur de la technologie PET-CT réside la notion de niveaux de référence diagnostiques (NRD). Ces valeurs, établies à partir de populations de référence, Dans cette partie, nous nous proposons d'explorer la méthodologie de calcul de ces NRD, en nous concentrant sur la technique des percentiles et la réalisation de graphiques, Pour ce faire, nous puiserons dans un riche ensemble de données issues d'un fichier Excel.

Ce fichier recèle des informations précieuses sur l'activité administrée aux patients (exprimée en mégabecquerels, MBq), leur poids corporel (en kilogrammes, kg), la taille, l'âge...etc.

En sélectionnant judicieusement les colonnes pertinentes, nous extrairons les données nécessaires à la construction de graphiques illustrant les NRD en PET-CT.

Cependant, pour mener à bien ce calcul, nous nous tournerons vers un allié de taille : le langage de programmation Python. Son pouvoir d'analyse et de manipulation de données nous permettra de traiter efficacement les informations extraites du fichier Excel.

1- Importation des Bibliothèques Nécessaires

L'étape initiale consiste à importer les bibliothèques nécessaires au traitement et à la visualisation des données :

- **Pandas** pour la manipulation des données.
- **Matplotlib** et **Seaborn** pour la visualisation des données.

```
import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt
import seaborn as sns
```

FIGURE 4.14 – Code Python pour l'importation des bibliothèques nécessaires.

2- Définition de la Fonction `load_data`

La fonction `load_data` est conçue pour lire le fichier Excel spécifié par `file_path` et charger les données des patients. Elle effectue les étapes suivantes :

```
def load_data(file_path):
    """
    Charge les données depuis la première feuille d'un fichier Excel.
    """
    data = pd.read_excel(file_path, sheet_name=0)
    data['poids'] = pd.to_numeric(data['poids'], errors='coerce')
    data['Act.ADM'] = pd.to_numeric(data['Act.ADM'], errors='coerce')
    return data
```

FIGURE 4.15 – Code Python pour la définition de la fonction `load_data`.

`load_data` lit le fichier Excel à partir du chemin spécifié et prépare les données en convertissant les colonnes nécessaires au format numérique.

3- Définition de la Fonction `plot_activity_percentiles`

```
def plot_activity_percentiles(data):
    """
    Trace le graphique des percentiles de l'activité en fonction du poids.
    """
    # Tracer le nuage de points
    sns.scatterplot(x='poids', y='Act.ADM', data=data, alpha=0.5, label='Données')

    # Calculer les percentiles
    percentiles = data.groupby('poids')['Act.ADM'].quantile([0.25, 0.50, 0.75]).unstack()

    # Tracer les lignes de percentiles
    plt.plot(percentiles.index, percentiles[0.25], color='r', linestyle='--', label='p25')
    plt.plot(percentiles.index, percentiles[0.50], color='g', linestyle='-', label='p50')
    plt.plot(percentiles.index, percentiles[0.75], color='b', linestyle='--', label='p75')

    plt.xlabel('Poids (kg)')
    plt.ylabel('Activité administrée (MBq)')
    plt.title("Percentiles de l'activité administrée en fonction du poids")
    plt.grid(True)
    plt.legend()
    plt.tight_layout()
    plt.savefig('percentiles_activite_poids.png', dpi=300)
    plt.show()
```

FIGURE 4.16 – Code Python pour la définition de la fonction `plot_activity_percentiles`.

Cette fonction crée un graphique montrant les percentiles de l'activité administrée (Act.ADM) en fonction du poids (`poids`) :

- Un nuage de points est tracé pour visualiser les données.
- Les percentiles (25^e, 50^e et 75^e) de l'activité administrée pour chaque poids sont calculés et tracés.

4- Chargement et Traçage des Données

Le processus de chargement et de traçage des données se déroule comme suit :

- Le chemin du fichier Excel est défini.
- Les données sont chargées en utilisant la fonction `load_data`.

```

# Chemin d'accès au fichier Excel
file_path = r"D:\master 2 physique medecal\HCM\travail pour le memoir\Classeur1 (Enregistré automatiquement).xlsx"

# Charger les données depuis le fichier Excel (premier feuillet uniquement)
data = load_data(file_path)

# Tracer le graphique des percentiles de l'activité en fonction du poids
plot_activity_percentiles(data)

```

FIGURE 4.17 – Code Python pour le chargement des données et le traçage des percentiles.

- La fonction `plot_activity_percentiles` est appelée pour tracer les percentiles de l'activité en fonction du poids.

5- Explication du Code Python pour l'Activité Administrée en Fonction du Poids des Patients

```

1  import pandas as pd
2  import matplotlib.pyplot as plt
3  import seaborn as sns
4
5  def load_data(file_path):
6      """
7      Charge les données depuis la première feuille d'un fichier Excel.
8      """
9      data = pd.read_excel(file_path, sheet_name=0)
10     data['poids'] = pd.to_numeric(data['poids'], errors='coerce')
11     data['Act.ADM'] = pd.to_numeric(data['Act.ADM'], errors='coerce')
12     return data
13
14     def plot_activity_percentiles(data):
15         """
16         Trace le graphique des percentiles de l'activité en fonction du poids.
17         """
18         # Tracer le nuage de points
19         sns.scatterplot(x='poids', y='Act.ADM', data=filtered_data, alpha=0.5, label='Données')
20
21         # Calculer les percentiles
22         percentiles = filtered_data.groupby('poids')['Act.ADM'].quantile([0.25, 0.50, 0.75]).unstack()
23
24         # Tracer les lignes de percentiles
25         plt.plot(percentiles.index, percentiles[0.25], color='r', linestyle='--', label='p25')
26         plt.plot(percentiles.index, percentiles[0.50], color='g', linestyle='--', label='p50')
27         plt.plot(percentiles.index, percentiles[0.75], color='b', linestyle='--', label='p75')
28
29         plt.xlabel('Poids (kg)')
30         plt.ylabel('Activité administrée (MBq)')
31         plt.title("Percentiles de l'activité administrée en fonction du poids")
32         plt.grid(True)
33         plt.legend()
34         plt.tight_layout()
35         plt.savefig('percentiles_activite_poids.png', dpi=300)
36         plt.show()
37
38     # Chemin d'accès au fichier Excel
39     file_path = r"D:\master 2 physique medecal\HCM\travail pour le memoir\Classeur1 (Enregistré automatiquement).xlsx"
40
41     # Charger les données depuis le fichier Excel (premier feuillet uniquement)
42     data = load_data(file_path)
43
44     # Tracer le graphique des percentiles de l'activité en fonction du poids
45     plot_activity_percentiles(data)
46

```

FIGURE 4.18 – code-python-activite-administre-en-fonction-du-poids-des-patients

6- Code Python pour la Distribution de l'Activité Administrée Massique

```

1 import pandas as pd
2 import matplotlib.pyplot as plt
3 import seaborn as sns
4
5 def load_data(file_path):
6     """
7     Charge les données depuis un fichier Excel.
8     """
9     data = pd.read_excel(file_path)
10    data['poids'] = pd.to_numeric(data['poids'], errors='coerce')
11    data['Act.ADM'] = pd.to_numeric(data['Act.ADM'], errors='coerce')
12    return data
13
14 def plot_activity_per_kg_histogram(data):
15     """
16     Trace l'histogramme du nombre de patients en fonction de l'activité administrée par kilogramme.
17     """
18
19     # Calculer l'activité administrée par kilogramme
20    filtered_data['Activity_per_kg'] = filtered_data['Act.ADM'] / filtered_data['poids']
21
22    # Calculer les percentiles
23    p25 = filtered_data['Activity_per_kg'].quantile(0.25)
24    p50 = filtered_data['Activity_per_kg'].quantile(0.50)
25    p75 = filtered_data['Activity_per_kg'].quantile(0.75)
26
27    # Créer les intervalles pour l'histogramme
28    bins = [i * 0.5 for i in range(15)] # Intervalles de 0 à 7 MBq/kg avec un pas de 0.5
29
30    # Tracer l'histogramme
31    plt.figure(figsize=(12, 8))
32    sns.histplot(filtered_data['Activity_per_kg'], bins=bins, kde=True)
33
34    # Ajouter des lignes pour les percentiles
35    plt.axvline(p25, color='r', linestyle='--', linewidth=2, label='p25: {:.2f} MBq/kg'.format(p25))
36    plt.axvline(p50, color='g', linestyle='--', linewidth=2, label='p50: {:.2f} MBq/kg'.format(p50))
37    plt.axvline(p75, color='b', linestyle='--', linewidth=2, label='p75: {:.2f} MBq/kg'.format(p75))
38
39    # Ajouter des étiquettes aux barres
40    for i, v in enumerate(filtered_data['Activity_per_kg'].value_counts().sort_index()):
41        if v > 0 and i * 0.5 <= 7:
42            plt.text((i + 0.5) * 0.5, v + 0.5, str(v), ha='center', va='bottom')
43
44    plt.xlabel('Activité administrée par kilogramme (MBq/kg)')
45    plt.ylabel('Nombre de patients')
46    plt.grid(True)
47    plt.legend()
48    plt.xlim(0, 7) # Afficher uniquement la partie de 0 à 7 MBq/kg
49    plt.xticks([i * 0.5 for i in range(15)])
50    plt.tight_layout()
51    plt.savefig('nombre_patients_activite_par_kg_0_7.png', dpi=300)
52    plt.show()
53
54 # Chemin d'accès au fichier Excel
55 file_path = r"D:\master 2 physique medecale\HCM\travail pour le memoir\Classeur1 (Enregistré automatiquement).xlsx"
56
57 # Charger les données depuis le fichier Excel
58 data = load_data(file_path)
59
60 # Tracer l'histogramme du nombre de patients en fonction de l'activité administrée par kilogramme
61 plot_activity_per_kg_histogram(data)
62

```

FIGURE 4.19 – Code Python expliquant la distribution de l'activité administrée massique

Bibliographie

- [1] Kuttner, S. (2021). *Advancing quantitative PET imaging with machine learning* [Doctoral dissertation, UiT The Arctic University of Norway].
- [2] Chemli, Y. (n.d.). *Methods for improved brain PET quantification using super-resolution and non-negative matrix factorization* [Doctoral thesis, Université Paris-Saclay]. HAL Archives ouvertes. <https://theses.hal.science/tel-04367958>
- [3] Colard, E. (2019). *Méthode d'obtention d'images TEP paramétriques de la cinétique de fixation du FDG basée sur une approche mathématique intégrant un modèle d'erreur de mesures* [Doctoral thesis, Université Paris-Sud]. HAL Archives ouvertes. <https://theses.hal.science/tel-02011952>
- [4] Dillenseger, J.-P., Moerschel, E., Zorn, C. (2016). *GUIDE des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie : Quand la théorie éclaire la pratique.*
- [5] Saha, G. B. (2010). *Basics of PET Imaging : Physics, Chemistry, and Regulations.* Second Edition. Cleveland, Ohio : The Cleveland Clinic Foundation. ISBN 978-1-4419-0804-9 (Print), e-ISBN 978-1-4419-0805-6 (Online). DOI : 10.1007/978-1-4419-0805-6. Springer New York Dordrecht Heidelberg London.
- [6] CIPR. (2007). Recommandations 2007 de la Commission Internationale de Protection Radiologique (Publication 103). Édition en langue française par Jean-Claude Nénot, assisté de Jean Brenot, Dominique Laurier, Alain Rannou et Dominique Thierry. ISBN : 978-2-7430-1120-8.
- [7] International Commission on Radiological Protection. (1999). *Reference Data for the Validation of Radiological Protection Procedures* (ICRP Publication 110). International Commission on Radiological Protection.
- [8] International Commission on Radiological Protection. (1991). Recommandations de la commission internationale de la protection radiologique. ICRP, Publication 60, New York : Pergamon Press.
- [9] Hofman, M. S., Hicks, M. J., Bunce, R. J. K. (2010). Dosimetry of Radiopharmaceuticals. *Journal of Nuclear Medicine*, 51(2), 326-337. <https://doi.org/10.2967/jnumed.109.065139>
- [10] Association des Physiciens et Ingénieurs Biomédicaux du Québec. (2008). Etude des doses en tomodensitométrie. Canada. Disponible sur www.apibq.org section documents.
- [11] Lassmann, M., Biassoni, L., Monsieurs, M., Franzius, C., EANM Dosimetry and Paediatrics Committees. (2008). The new EANM paediatric dosage card : additional notes with respect to F-18. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 35, 1666-1668. DOI : 10.1007/s00259-008-0799-9.
- [12] Association Française des Physiciens Médicaux (SFPM). (2001). Dosimétrie des explorations diagnostiques en médecine nucléaire : Addendum au rapport SFPM n°19-2001. Rapport SFPM n° 33.
- [13] Thibault VANAUDENHOVE. (2016). Niveaux de référence diagnostiques nationaux en médecine nucléaire : Première itération (2015-2017), Cinquième période (01/01/2016 – 31/03/2016) - Examens PET.

- [14] Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G., & Watson, S. B. (1969). MIRD Pamphlet No. 5 : Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a heterogeneous phantom. *Journal of Nuclear Medicine*, 10(12 Suppl), 5-52.
- [15] European Association of Nuclear Medicine (EANM). (2016). Dosage Card (Version 5.7.2016). Disponible sur <https://www.eanm.org/publications/dosage-calculator/>
- [16] International Commission on Radiological Protection. (1998). *Radiological Protection in Medicine*. ICRP Publication 80, Oxford : Pergamon Press.
- [17] Agence fédérale de contrôle nucléaire (AFCN). (2016). *Résultats de l'enquête pour les examens PET janvier-mars 2016*.
- [18] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2021). *Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging*. IAEA Safety Reports Series No. 85.
- [19] Mancardi, X. (2016). *Détecteur liquide multipixelisé pour l'imagerie médicale et préclinique* (Thèse de Doctorat), Spécialité : Imagerie et Physique médicale, École doctorale N° 575 : EOBE, Université Paris-Saclay, Irfu-SPP.
- [20] Alokhina, M. (2019). *Design of the Cherenkov TOF whole-body PET scanner using GATE simulation* [Thèse de doctorat, Université (nom de l'université)]. Consulté le 6 juin 2019, <https://theses.hal.science/tel-02149704>.
- [21] ICRP. (1998). *Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals (Addendum to ICRP Publication 53)*. ICRP Publication 80. Ann. ICRP 28 (3). <https://www.icrp.org/publication.asp?id=ICRP>
- [22] ICRP. (2007). *Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT)*. ICRP Publication 102. *Annals of the ICRP*, 37(1), 1-79.
- [23] Capintec, Inc. (2014). *Recommended Testing for the Capintec CRC-Series*, revised May 30, 2014. Capintec, Inc. <https://www.capintec.com/manuals/CRC-series-recommended-testing/>
- [24] European Association of Nuclear Medicine (EANM). (2022). *EANM Dosage Card : Radiopharmaceuticals*. <https://www.eanm.org/publications/dosage-card/>
- [25] Huang, B., Law, M. W., Khong, P. L. (2021). Whole-body PET/CT scanning : estimation of radiation dose and cancer risk. *Radiology*, 251(1), 166-174.
- [26] Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M., Boone, J. M. (2012). *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams Wilkins.
- [27] Boellaard, R., O'Doherty, M. J., Weber, W. A., Mottaghy, F. M., Lonsdale, M. N., Stroobants, S. G., Oyen, W. J., Kotzerke, J., Hoekstra, O. S., Pruim, J., et al. (2010). FDG PET and PET/CT : EANM procedure guidelines for tumour PET imaging : version 1.0. *Eur J Nucl Med Mol Imaging*, 37, 181-200.
- [28] International Atomic Energy Agency. (2012). *Quality Assurance Programme for Computed Tomography : Diagnostic and Therapy Applications*, Human Health Series No. 19. IAEA.
- [29] American Association of Physicists in Medicine. (2016). *AAPM Report No. 96 : The role of reference levels in medical imaging*
- [30] G. Brix, U. Lechel, G. Glatting, S. Ziegler, W. Munzig, S. Muller, T. Beyer, *J. Nucl. Med. Radiation Exposure of Patients Undergoing Whole-Body Dual-Modality 18F-FDG PET/CT Examinations*, 46, (2005), 608-613.
- [31] ICRP, *Ann ICRP*, Radiation Dose to Patients from Radiopharmaceuticals. Addendum 3 to ICRP Publication 53. ICRP Publication 106, 38, (2008), 1-197.
- [32] Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire (IRSN). (2023). *Niveaux de Référence Diagnostiques (NRD) en Médecine Nucléaire* [Site web]. Disponible sur : <https://nrd.irsn.fr/sites/nrd/fr/index.html>

Résumé

L'imagerie hybride, et en particulier la tomographie par émission de positons (PET) couplée au CT, s'est imposée dans le domaine de la cancérologie comme une modalité de référence. La réalisation fréquente d'un examen scanographique complémentaire pose cependant la question du surcroît de dose au patient. Pour évaluer cette hypothèse sur le plan dosimétrique, nous avons mené un travail qui porte sur l'évaluation dosimétrique des scanners PET/CT à l'hôpital Chahid Mahmoudi, en mettant l'accent sur l'optimisation des protocoles d'imagerie et l'établissement de niveaux de référence diagnostiques.

Ce travail examine l'impact de paramètres tels que le poids des patients et l'activité injectée sur la dose reçue, avec pour objectif de minimiser l'exposition aux radiations tout en maintenant une qualité diagnostique optimale. L'étude couvre également la calibration des équipements et le contrôle dosimétrique CT de la machine, l'analyse des doses efficaces pour différentes pathologies et radiopharmaceutiques, ainsi que la gestion des doses en pédiatrie pour assurer une radioprotection appropriée.

Mots-clés : PET/CT, Dosimétrie , évaluation , Dose au patient , Niveaux de Référence Diagnostiques (NRD) ;

Abstract

Hybrid imaging, particularly positron emission tomography (PET) combined with computed tomography (CT), has become a reference modality in the field of oncology. The frequent performance of a complementary CT examination, however, raises the question of the additional radiation dose to the patient. To evaluate this hypothesis in dosimetric terms, we conducted a study on the dosimetric evaluation of PET/CT scanners at the Chahids Mahmoudi Hospital, with a focus on the optimization of imaging protocols and the establishment of diagnostic reference levels.

This work examines the impact of parameters such as patient weight and injected activity on the received dose, with the aim of minimizing radiation exposure while maintaining optimal diagnostic quality. The study also covers the calibration of equipment and the CT dosimetric control , the analysis of effective doses for different pathologies and radiopharmaceuticals, as well as the management of doses in pediatrics to ensure appropriate radiation protection.

Key words : PET/CT Dosimetry ,Evaluation ,Patient Dose, Diagnostic Reference Levels (DRLs).