

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE MOHAMED SEDDIK
BEN YAHIA - JIJEL



FACULTE DES SCIENCES EXACTES ET INFORMATIQUE
DEPARTEMENT DE PHYSIQUE

Série :

**Mémoire présenté pour obtenir le diplôme de
Master en physique**

Spécialité : physique médicale

Par

Boudjenana Abir_ Khaddam Hadjer

Intitulé

Optimisation de l'irradiation dans les explorations thoraciques

Soutenue devant le jury :

Président : N. OUANOUGH
Rapporteur : A. BENAIDJA
Examineur : A. TEDJANI

MCA. Univ. de Jijel
MAA. Univ. de Jijel
MCB. Univ. de Jijel

Remerciement

Avant tout, nous remercions Allah le tout puissant qu'il nous a guidées tout au long de nos vis, qu'il nous a données le courage et la patience pour passer tous les moments difficiles , qu'il nous a permis d'achever ce travail et pouvoir le mettre entre vos mains aujourd'hui.

*Nous tenons à remercier sincèrement **notre promotrice** «Benaidja Asma» pour ses judicieux conseils ainsi que ses disponibilités tout au long de l'élaboration de ce travail.*

*Nos gratitudes s'adressent aux membres de **jury** qui nous font l'honneur d'examiner ce travail.*

*Nous remercions vivement **le corps administratif** de la faculté des sciences exactes de l'université de Jijel.*

*Nous tenons à présenter par occasion tous nos respects à tous **les enseignants** qui ont contribué à notre formation du primaire jusqu'au cycle universitaire.*

*Nous tenons, a l'occasion, à remercier le statif de **la clinique** d'Imagerie Médicale ELYASMINE pour avoir nous apporté son aide précieuse concernant la mise en disponibilité de l'équipement nécessaire pour ce travail.*

*Enfin, nos remerciements vont à **nos familles** qui nous ont encouragées et soutenir pour atteindre à nos objectifs.*

Hadjer et Abir

Dédicace

*Je dédie ce travail à **mes parents**, Quoique je puisse dire et écrire, je ne pourrais exprimer ma grande affection et ma profonde reconnaissance. J'espère ne jamais vous décevoir ni trahir votre confiance et vos sacrifices. Pourriez-vous trouver dans ce travail le fruit de toutes vos peines et tous de vos efforts.*

*A mes **frères** et **sœurs**, vous êtes comme on ne peut trouver nulle part ailleurs, je n'oublierai jamais ces moments passés ensemble, Puisse Allah vous protéger, garder et renforcer notre fraternité.*

*A mes **amis** et **collègues**, soyez assurés de mon estime.*

*A l'école normale supérieure de Sétif **Messaoud Zeggar**, Que ce travail soit le symbole de ce que je ressens envers vous.*

Abir ...

Dédicace

*Je dédie ce travail à **ma famille**, pour tous les sacrifices qu'ils ont consentis à mon égard, pour le sens de devoir qu'ils m'ont enseigné depuis mon enfance.*

*A **Rouba**, tu m'as laissée la main subitement sans prévenir mais je ne peux pas nier ni oublier la main douce qui m'a soutenue dans les moments pénibles et m'a procurée de la confiance et de la stabilité.*

*A **l'école normale supérieure de Sétif Messaoud Zeggar** Que ce travail soit pour vous un témoignage de mon respect et de mon affection.*

*A **mes amis et collègues**, Il me serait difficile de vous citer tous, vous êtes dans mon cœur affectueusement.*

Hadjer ...

Table des matières

Sommaire

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

Chapitre I :

La radioactivité et ses applications

Introduction	3
I. Généralité sur les noyaux atomique	3
I.1 Structure et symbolisation	3
I.2 Familles particulières de nucléides	4
I.3 Défaut de masse et énergie de cohésion (liaison) d'un noyau	4
I.4 La stabilité des noyaux atomique	4
I.5 Vallée de stabilité	5
II. Explication du phénomène de la radioactivité	6
III. Origine de la radioactivité	6
III.1 La radioactivité naturelle	6
III.2 La radioactivité artificielle	7
IV. La désintégration radioactive	7
V. Décroissance exponentielle du nombre de noyaux radioactifs	8
VI. Activité d'un radionucléide	9
VI.1 La mesure de la radioactivité	9
VII. Divers types de désintégrations radioactives	10
VII.1 La désintégration Alpha	10
VII.2 La désintégration bêta moins	11
VII.3 La désintégration bêta plus	11

Tableau des matières

VII.4 La désintégration gamma	12
IIIX. Classification des rayonnements	12
IIIX.1 Les rayonnements ionisants	12
IIIX.2 Les rayonnements non-ionisants	13
IX. Les interactions rayonnement-matière	14
IX.1 Les interactions rayonnement électromagnétique-matière.....	14
IX.1.1 Effet photoélectrique	14
IX.1.2 Effet Compton	15
IX.1.3 La diffusion Rayleigh	16
IX.1.4 Création de paires	17
IX.1.5 Réaction photo-nucléaire	17
IX.1.6 Domaine de prédominance des interactions	18
IX.1.7 Loi d'atténuation exponentielle	18
IX.2 Interactions rayonnement particulaire-matière	19
IX.2.1 Interaction des neutrons avec la matière	19
IX.2.1.1 Diffusion élastique	19
IX.2.1.2 Diffusion inélastique	20
IX.2.1.3 Capture par le noyau	20
IX.2.2 Interaction particule chargée avec la matière	20
IX.2.2.1 Particules légères (les électrons et les positons).....	20
IX.2.2.2 Particules lourdes (protons, alpha, fragments de fission)	21
X. Quelques applications des rayonnements	21
X.1 Les usages agricoles et industriels	21
X.2 Explorer la Terre et son histoire	21
X.3 Protéger le patrimoine	21
X.4 Production d'énergie nucléaire par fission -production d'électricité	22
X.5 Utilisation médicale des rayonnements	22

Chapitre II :

Imagerie médicale et dosimétrie en radiologie

Introduction.....	25
I. Que ce que c'est l'imagerie médicale	25

Tableau des matières

II. Évolution de l'imagerie médicale.....	25
III. Les différentes technologies d'imagerie médicale.....	26
III.1 La radiographie	26
III.2 L'échographie	26
III.3 L'imagerie par résonance magnétique (IRM)	27
III.4 La scintigraphie	28
III.5 La tomographie par émission de positons (TEP)	29
IV. La scannographie	31
IV.1. Historique	31
IV.2. Aspects technologiques	32
V. Grandeurs dosimétriques	34
V.1 Première approche (dépôt d'énergie)	35
V.1.1 Dépôt d'énergie	35
V.1.2 Energie déposée /Imparte denergy.....	35
V.1.3 Dose absorbée/ Absorbe dose	36
V.2 Deuxième approche (conservation ou transfert d'énergie)	36
V.2.1 Kerma	36
V.2.2 Dose absorbée	36
V.3 Grandeurs dosimétriques dérivées	37
V.3.1 Kerma dans l'air (K_{air})/ Air Kerma	37
V.3.2 Dose à l'entrée (D_e)/ Entrance Surface Dose (ESD)	37
V.3.3 Dose en profondeur (D_p)/ Depth Dose	38
V.4 Grandeurs dosimétrique sphériques	38
V.4.1 Appliquée à la radiologie conventionnelle : le Produit Kerma-Surface (PKS)/ Air Kerma Area Product (KAP)	38
V.4.2 Appliquée à la scanographie	39
V.4.2.1 L'Indice de Dose de Scanographie (IDS) / Computed Tomography Dose Index (CTDI)	39
V.4.2.2 L'indice de Dose de Scanographie sur 100 mm ($IDS_{100\text{mm}}$) / Computed Tomography Dose Index (CTDI ₁₀₀)	40

Tableau des matières

V.4.2.3 L'indice de Dose de Scanographie Pondéré (IDSP) / Weighted Computed Tomography Dose Index (CTDI _w)	40
V.4.2.4 L'indice de Dose de Scanographie Volumique (IDSV) / Volume Computed Tomography Dose Index (CTDI _{vol})	41
V.4.2.5 Produit dose x longueur (PDL) / Dose Length Product (DLP).....	42
V.5 Grandeurs dosimétrique de protection radiologique	43
V.5.1 Dose à l'organe (D _T) / Mean Absorbed Dose in an Organ (D _T).....	43
V.5.2 équivalente (H _T) / Equivalent Dose (H _T)	43
V.5.3 Dose efficace (E) / Effective Dose (E)	44

Chapitre III : Résultats et discussions

Introduction.....	46
I. Matériel	46
II. Présentation d'appareillage	46
II.1 Le radiographe	46
II.2 Le scanner	47
III. Influence des paramètres d'acquisition sur la dose délivrée au patient	51
III.1 Influence de la charge sur la dose	52
III.2 Influence de la tension sur la dose	54
III.3 Influence du pitch sur la dose	55
Conclusion.....	57
Conclusion général.....	58

Liste des figures

- Figure I.1 : noyau atomique
- Figure I.2 : la vallée de stabilité
- Figure I.3 : courbe de décroissance radioactive
- Figure I. 4 : Désintégration de l'uranium-238
- Figure I. 1: les désintégrations β^+ et β^-
- Figure I. 6 : la désintégration γ
- Figure I.7 : Ensemble des rayonnements
- Figure I.8 : l'effet photoélectrique
- Figure I.9 : diffusion Compton
- Figure I.10 : diffusion Rayleigh
- Figure I.11 : création de paires
- Figure I.12 : Zones de prédominance des différents types d'interaction photons matière en fonction de l'énergie des photons et du numéro atomique du matériau traversé. Les lignes d'iso-probabilité d'apparition des effets sont tracées
- Figure I.14 : diffusion élastique
- Figure I.15 : Diffusion inélastique
- Figure I.16 : Radiodiagnostic
- Figure I.17 : médecine nucléaire
- Figure II.1 : la radiographie
- Figure II.1 : la radiographie
- Figure II.2 : le scanner
- Figure II.3 : l'échographie
- Figure II.4 : IRM anatomique
- Figure II.5 : IRM de diffusion
- Figure II.6 : la scintigraphie
- Figure II.7 : la TEP
- Figure II.8 : Relations entre les grandeurs dosimétriques en radiologie conventionnelle
- Figure III.1 :table de radiologie
- Figure III.2 : pupitre de commande
- Figure III.3 : paravent plombé
- Figure III.4 :statif mural
- Figure III.5 : scanner
- Figure III.6 : fiches dosimétriques
- Figure III.7 : forme de l'hélice pour deux valeurs de pitch -a- pitch < 1 et -b- pitch > 1

Introduction générale

L'imagerie médicale est un élément essentiel à la recherche clinique, l'étude des maladies et la mise au point de nouveaux traitements. Il existe de nombreuses techniques d'imagerie complémentaires. L'imagerie recouvre à une grande variété de technologies développées grâce à l'exploitation des grandes découvertes de la physique du 20^e siècle :

Les ondes radio et rayons X ; les ondes ultrasonores ; la radioactivité et les champs magnétiques. **L'objectif est non seulement de diagnostiquer les maladies, suivre leur évolution, découvrir leur fonctionnement, mais aussi de mieux les soigner.** Des techniques sont mises au point pour localiser les foyers d'infection, les cibler et activer les principes actifs de médicaments uniquement à l'endroit souhaité. Ou encore, de détruire les cellules bien localisées, et donc sans acte chirurgical. Le développement du scanner à rayon X et le l'IRM ouvre également les perspectives d'une compréhension de plus en plus fine des organes très complexes.

Les applications médicales des rayonnements ionisants constituent de très loin la principale source d'exposition aux rayonnements ionisants d'origine humaine. Ainsi les actes diagnostiques représentent près de 26 % de l'exposition totale de la population. Il est donc important d'estimer régulièrement cette exposition médicale et d'analyser son évolution dans le temps. La doses de rayonnement délivrées par la scannographie est sous-estimée qu'elle représente 58% de la dose totale délivrée par l'imagerie diagnostique.

La tomодensitométrie est une technique irradiante d'imagerie médicale qui permet de réaliser de manière ciblée des images en coupes fines du corps, en combinant l'utilisation des rayons X à un système informatisé. Le scanner est ainsi constitué d'un anneau intégrant un tube émetteur de rayons X et des capteurs numériques qui balayent la zone à étudier en effectuant des rotations. Cette technique consiste à mesurer l'absorption des rayons X par les tissus et à numériser les informations ainsi recueillies afin de reconstituer des images en 2D ou en 3D des différentes structures anatomiques.

L'évaluation des doses reçues par le patient lors d'examens exposant aux rayonnements ionisants est une obligation légale pour les comparer avec des niveaux de référence diagnostiques (NRD) à des fins d'optimisation. Ces NRD sont constitués par des niveaux de dose pour des examens types de radiologie sur des groupes de patients types. Diverses

grandeurs dosimétriques sont utilisées en radioprotection pour caractériser l'exposition du patient ou le risque radiologique. Certains indicateurs dosimétriques spécifiques au type d'installation radiologique sont obligatoirement affichés à la console pour chaque examen. Cette métrologie des rayonnements ionisants est reliée, en imagerie, à l'évaluation de la qualité de l'image compatible avec l'obtention de l'information diagnostique recherchée. Elle s'inscrit dans une démarche d'optimisation des doses délivrées et a pour finalité la radioprotection du patient.

Dès le début de l'épidémie de COVID-19, le scanner thoracique sans injection s'est imposé comme l'examen d'imagerie pulmonaire de première intention en cas de diagnostic suspecté ou confirmé de COVID-19, chez les patients présentant des signes de mauvaise tolérance respiratoire (dyspnée ou désaturation).

Le but de ce travail est une étude dosimétrique sur les examens thoraciques et les facteurs qui influent sur la dose délivrée aux patients en compromis avec la qualité de l'image.

Ce mémoire est scindé en trois chapitres. Le premier chapitre détaillera la radioactivité de la composition du noyau passant à l'instabilité de certains noyaux, l'origine de rayonnement et ses différents types ainsi que les interactions rayonnement-matières et son application dans différents domaines.

Le deuxième chapitre présentera différents modalités et techniques de l'imagerie médicale suivi d'un rappel sur la dosimétrie en radiologie en indiquant les grandeurs dosimétriques.

Le troisième chapitre est consacré à la description du matériel utilisé, et la présentation et la discussion des résultats obtenus par les consoles d'affichage du scanner disponible à la clinique de ELYASMINE de Jijel.

En fin ce mémoire est terminé par une conclusion, et les perspectives ouvertes par cette étude.



Chapitre I

La radioactivité et ses applications

Introduction

La radioactivité est un phénomène physique qui fait partie de l'univers, existe sur terre depuis sa formation.

La radioactivité n'a pas été inventée par l'homme ; Elle a été découverte, il y a un peu plus d'un siècle, en 1896, par le physicien français Henri Becquerel. Issu de la propriété de certains atomes présents sur Terre, dans l'atmosphère, dans notre alimentation et même dans notre corps.

I. Généralité sur les noyaux atomiques

I.1 Structure et symbolisation

Le noyau est constitué de nucléons .il existe deux types de nucléons : proton (P) qui porte une charge électrique positive et neutrons (N) qui est électriquement neutre. Il est symbolisé par A_ZX

D'où :

Z : numéro atomique (nombre de protons)

A : nombre de masse (nombre de nucléons)

$$A=Z+N \quad (I.1)$$

Leur masse Identifiée par $m_p=1.6726 \times 10^{-27}$ kg

$$m_N=1.6749 \times 10^{-27}$$
 kg

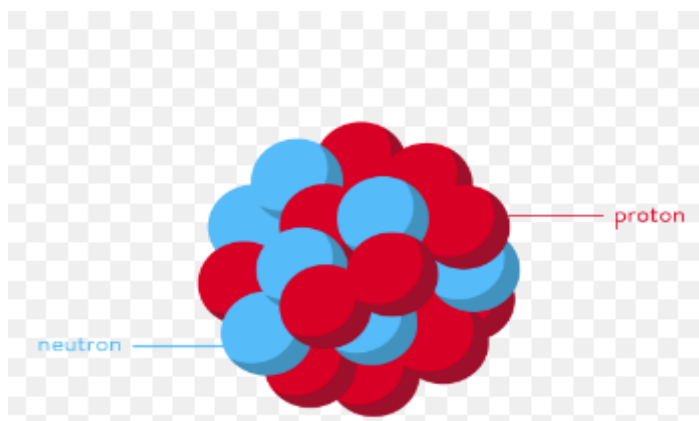


Figure I.1 : noyau atomique



I.2 Familles particulières de nucléides

- ✓ **Les Isotopes** : sont des éléments de mêmes propriétés chimiques, de nombre atomique Z constant mais le nombre de masse A est différent d'où un nombre de neutrons différents. Exemple : $^{35}_{17}\text{Cl}$ et $^{37}_{17}\text{Cl}$
- ✓ **Les Isobares** : Ils présentent la curiosité mathématique d'avoir le même nombre de masse A avec de numéros atomiques Z différents ; ils n'ont aucune propriété commune.

Exemple : $^{14}_6\text{C}$ et $^{14}_7\text{N}$

- ✓ **Les isotones** : Ils ont le même nombre de neutrons $N = A - Z$ sans que cela entraîne des propriétés spéciales. Exemple : $^{13}_6\text{C}$ et $^{14}_7\text{N}$
- ✓ **Les isomères** : Ce sont deux éléments absolument identiques ; seule une différence d'énergie permet de les distinguer, l'un se trouve à un niveau d'énergie métastable (m) supérieur à l'autre. Exemple : Br et Br^m .

I.3 Défaut de masse et énergie de cohésion (liaison) d'un noyau

La masse d'un atome est inférieure à la somme des masses des particules qui le constituent. Ce défaut de masse correspond à l'énergie de cohésion du noyau de l'atome. C'est aussi l'énergie qui a été consommée pour constituer le noyau à partir des particules séparées. A cette énergie correspond une perte de masse Δm , selon la relation d'Einstein :

$$\Delta E = \Delta m \cdot c^2 \quad (\text{I.2})$$

$$\text{Avec : } \Delta m = (Z m_p + (A - Z) m_n) \quad (\text{I.3}) \quad [2]$$

I.4 La stabilité des noyaux atomique

La stabilité des noyaux résulte de la compétition entre l'interaction forte responsable de l'attraction des nucléons et l'interaction électrostatique responsable de la répulsion entre les protons [3]. Un noyau est instable (radioactif), présente des forces de répulsion entre les nucléons supérieures aux forces de cohésion.

Pour juger de la stabilité d'un noyau et pour comparer les différents types de noyaux entre eux, il est nécessaire de considérer l'énergie moyenne de liaison par nucléons $\frac{\Delta E}{A}$, un noyau est d'autant plus stable que son énergie de liaison par nucléon est grande [2].

I.5 Vallée de stabilité

La représentation des noyaux connus dans un graphe (N, Z) permet de mettre en évidence la ligne de stabilité, peuplée par les noyaux stables (on devrait plutôt parler de courbe de stabilité).

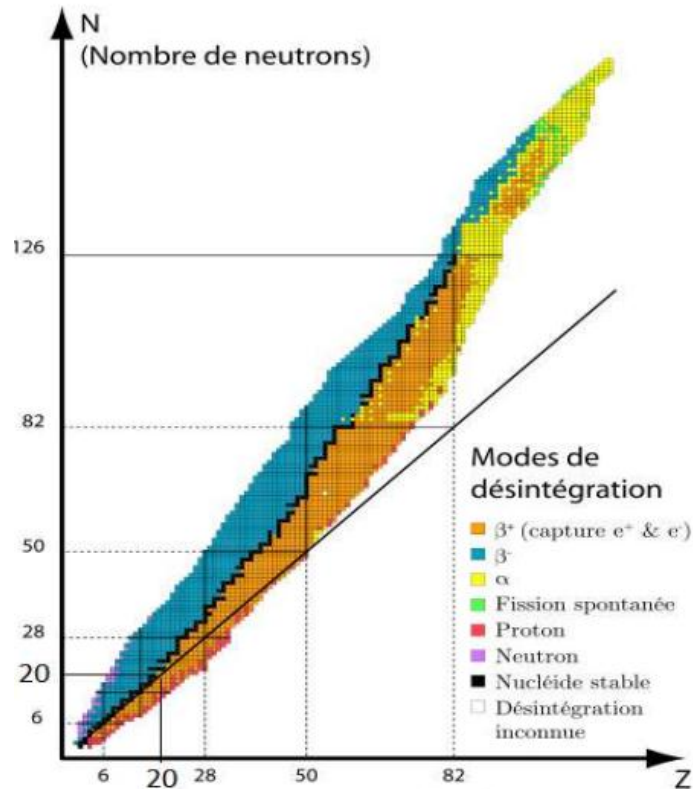


Figure I.2 : la vallée de stabilité 3

Pour $A < 20$, pratiquement tous ces nucléides vérifient la relation approchée $A = 2Z$, c'est-à-dire $N = Z$. Ainsi, un noyau stable pour lequel $A < 20$ possède pratiquement autant de protons que de neutrons.

Pour $A > 20$, les noyaux stables ont un excès de neutrons. Le rapport A/Z augmente pratiquement avec A et tend vers 2,5 pour les noyaux les plus lourds.

Dans les deux cas, les noyaux instables radioactifs s'écartent légèrement de la vallée de stabilité. Ces nucléides possèdent un excès ou un défaut de neutrons.

Au-delà du dernier nucléide stable ($Z = 82$), ces nucléides possèdent un excès de nucléons. Ce sont des noyaux lourds 2.

II. Explication du phénomène de la radioactivité

Pour une explication de la radioactivité plus précise, il faut observer les noyaux atomiques instables qui sont à l'origine du rayonnement radioactif. Un atome est constitué d'un noyau lui-même fait d'un agglomérat de neutrons et de protons autour duquel tournent des électrons. Si un noyau d'atome contient trop de neutrons et de protons, il est instable. Pour retrouver sa stabilité, il éjecte des neutrons et des protons. Il émet alors des particules, c'est-à-dire de l'énergie, et des rayons, c'est ce qu'on appelle la radioactivité [4].

Les noyaux instables s'appellent des radionucléides (radioélément) ; la radioactivité entraîne la modification de leur composition nucléaire et, par conséquent, la nature de l'atome.

III. Origine de la radioactivité

La radioactivité est avant tout un phénomène naturel mais elle peut également avoir une origine artificielle.

III.1 La radioactivité naturelle

Notre planète et les êtres vivants sont plongés dans un véritable bain de radioactivité ; Le Comité scientifique des Nations Unies pour l'étude des effets des rayonnements ionisants, «The United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation» (UNSCEAR) énonce quatre sources importantes d'exposition du public au rayonnement naturel : le rayonnement cosmique, le rayonnement terrestre, l'inhalation et l'ingestion de radionucléides naturels.

- ✓ **Rayonnement cosmique :** provenant principalement du soleil et des galaxies qui génèrent en permanence des atomes radioactifs comme le tritium ou le carbone 14. Une partie de ce rayonnement pénètre dans l'atmosphère terrestre produit des réactions nucléaires avec les composants de l'atmosphère comme l'azote et produit des substances radioactives qui sont absorbées par les êtres humains. [5]
- ✓ **Rayonnement tellurique :** La surface de la Terre (océans et continents) rayonne dans le domaine de l'infrarouge entre 3 et 50 μm , avec un maximum à 10 μm (rayonnement non décelable par l'œil) [6].

La majeure partie de la radioactivité naturelle vient de la présence dans la croûte et le manteau terrestre de thorium 232 ($1,6 \cdot 10^{14}$ tonnes), d'uranium 238 ($5 \cdot 10^{13}$ tonnes) et dans une moindre mesure d'uranium 235 ($3,5 \cdot 10^{11}$ tonnes). Le potassium, largement répandu sur Terre et essentiel

à la vie, y contribue via son isotope instable, le potassium 40. Cette masse de radioéléments s'amenuisent avec des périodes de l'ordre du milliard d'années [7].

- ✓ **Rayonnement par inhalation** : La plus grande partie de la variation de l'exposition à la radioactivité naturelle provient de l'inhalation de gaz radioactifs qui sont produits par les minéraux radioactifs présents dans le sol et le socle rocheux. Le radon est un gaz radioactif incolore et inodore qui est produit par la désintégration de l'uranium. Le thoron est un gaz radioactif produit par la désintégration du thorium. Les niveaux de radon et de thoron varient considérablement selon l'emplacement en fonction de la composition du sol et du socle rocheux [8].
- ✓ **Rayonnement par ingestion** : Des traces de minéraux radioactifs se trouvent naturellement dans la nourriture et l'eau potable. Par exemple, les légumes sont généralement cultivés dans du sol et avec des eaux souterraines qui contiennent des minéraux radioactifs. Une fois ingérés, ces minéraux entraînent l'exposition interne aux rayonnements naturels [8].

III.2 La radioactivité artificielle :

C'est un processus obtenu par bombardement des nucléides par Hélium, proton, deutérium, électrons, neutron, ...etc.

Les radionucléides artificiels font contaminer l'environnement, les principales causes de cette contamination sont :

- ✓ Les retombées des essais militaires atmosphériques ont libéré des produits de fission en majorité du ^{137}Cs ainsi que les isotopes du Plutonium (^{238}Pu , ^{239}Pu , ^{240}Pu et ^{241}Pu). Ces retombées ont engendré une contamination chronique de l'environnement notamment en ^{137}Cs , qui continue à persister actuellement.
- ✓ Les retombées dues à l'accident de Tchernobyl.
- ✓ Les activités utilisant ou produisant des radionucléides artificiels pour la médecine, l'industrie, la recherche (sources scellées et non scellées) [9].

IV. La désintégration radioactive

Dans un échantillon de matière radioactive, le nombre de radionucléide diminue au cours du temps du fait de la disparition progressive des noyaux instables qu'il contient. Ils se désintègrent tout seuls (phénomène aléatoire et spontané).

On donne pour chaque isotope radioactif une période radioactive (demi-vie) qui est le temps au bout duquel la moitié des atomes radioactifs initialement présents a disparu par transformation spontanée.

V. Décroissance exponentielle du nombre de noyaux radioactifs

Soit la réaction désintégration :



$$t=0 \quad N_0 \quad 0$$

$$t \neq 0 \quad N_t \quad N_B$$

Sachant que :

$$N_0: \text{ Le nombre des noyaux initiales de A (à } t = 0) / N = \frac{m}{M} \times N_A \quad (\text{I.4})$$

N_t : Le nombre des noyaux restants de A (à $t \neq 0$).

N_B : Le nombre des noyaux désintégrés de A.

N_A : Nombre d'Avogadro $6.0231023 \text{ mol}^{-1}$

Expérimentalement, on peut compter le nombre des particules émises par unité de temps.

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda N \quad (\text{I.5})$$

$-\frac{dN}{dt} = \lambda N$: Variation du nombre de noyaux radioactifs pendant le temps dt (vitesse de désintégration).

N : Le nombre de noyaux instable présents dans l'échantillon à l'instant t .

λ : Constante radioactive.

$$-\frac{dN}{dt} = \lambda N \Rightarrow -\frac{dN}{N} = \lambda dt$$

D'où :

$$\int_{N_0}^N \frac{dN}{N} = \int_0^t \lambda dt \Rightarrow \ln \frac{N}{N_0} = -\lambda t$$

$$\Rightarrow N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (\text{I.6}) \quad \text{C'est la loi de désintégration radioactive [3].}$$

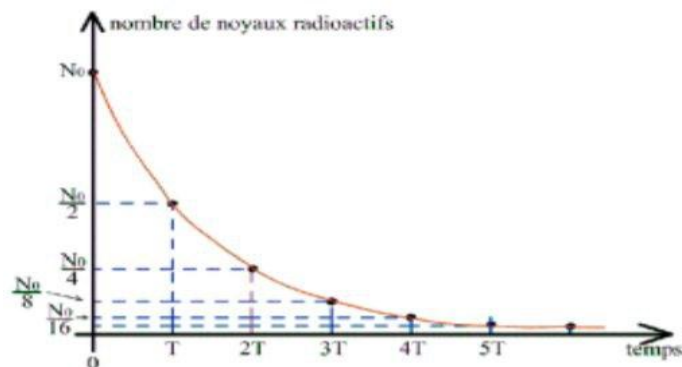


Figure I.3 : courbe de décroissance radioactive [9]

VI. Activité d'un radionucléide :

C'est le nombre moyen de désintégration par unité de temps. On note A_0 l'activité de la source à un instant initial. ($t = 0$) $\Rightarrow A_0 = \lambda \cdot N_0$ (I.7)

$$A_t = -\frac{dN}{dt} \quad (I.8)$$

Par intégration : $A_t = \lambda N_0 \cdot e^{-\lambda t} \Rightarrow A_t = A_0 \cdot e^{-\lambda t}$ (I.9) [9]

VI.1 La mesure de la radioactivité :

Plusieurs unités sont utilisées dans le domaine de la radioactivité :

- ✓ **Le becquerel (Bq)** : Un échantillon radioactif se caractérise par son activité, qui est le nombre de désintégrations de noyaux radioactifs qui se produisent en son sein par seconde.

L'unité d'activité est le becquerel, de symbole Bq. Cette unité est très petite :

1 Bq = 1 désintégration par seconde.

- ✓ **Le Curie (Ci)** : C'est l'ancienne unité d'activité qui correspondait à celle d'un gramme de radium 226, radionucléide naturel présent dans les sols. Cette unité est beaucoup plus grande que le becquerel. 1 curie est égal à 37 milliards de becquerels [8].

- ✓ **Le gray (Gy)** : Cette unité chiffre la densité d'énergie déposée par les rayonnements dans un organisme ou un objet exposé à un échantillon radioactif. On parle de dose absorbée. 1 gray = 1 joule par kilogramme de matière irradiée.
- ✓ **Le Sievert (Sv)** : Les effets biologiques, résultant de la dose absorbée par un organisme vivant, varient selon la nature et l'énergie des rayonnements ainsi que sa radiosensibilité. Ces effets se mesurent en sievert, unité qui traduit un équivalent de dose.

VII. Divers types de désintégrations radioactives

VII.1 La désintégration Alpha

Elle est constituée d'un noyau d'hélium comprenant 2 protons et 2 neutrons ; il porte 2 charges positives.

Des atomes dont les noyaux radioactifs sont trop chargés en protons et en neutrons émettent souvent un rayonnement alpha. Ils se transforment en un autre élément chimique dont le noyau est plus léger [10]. la notion symbolique de ce rayonnement est la suivante :



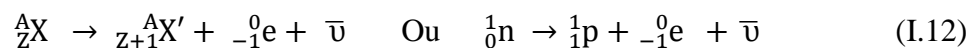
Par exemple, l'uranium 238 est radioactif alpha et se transforme en thorium 234 :



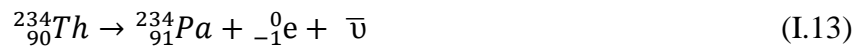
Figure 1. 4 : Désintégration de l'uranium-238 [10]

VII.2 La désintégration bêta moins

Elle est constituée d'un électron chargé négativement. Certains atomes, dont les noyaux sont trop chargés en neutrons, émettent un rayonnement bêta moins : un des neutrons se transforme spontanément en un proton plus un électron, ce dernier étant éjecté avec une grande énergie. Là encore, le nucléide initial s'est transformé en un autre nucléide, isotope d'un autre élément chimique. Par exemple, le strontium 90 est radioactif bêta moins et se transforme en yttrium 90 [11]. La notion symbolique de ce rayonnement est la suivante :

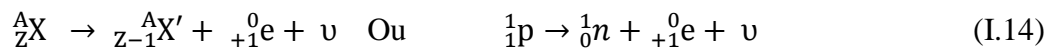


Par exemple, le thorium 234 est radioactif bêta moins et se transforme en protactinium 234 :



VII.3 La désintégration bêta plus

Il est constitué d'un positon. Certains atomes, dont les noyaux sont trop chargés en protons, émettent un rayonnement bêta plus : un des protons se transforme spontanément en un neutron plus un positon, ce dernier étant éjecté avec une grande énergie. Ainsi l'atome s'est transformé en un autre élément chimique [10]. La notion symbolique de ce rayonnement est la suivante :



Par exemple, l'iode 122 est un radioactif bêta plus et se transforme en tellure 122 :



Notons que pour les deux types de désintégration bêta, le noyau garde le même nombre de nucléons (donc la même masse atomique).

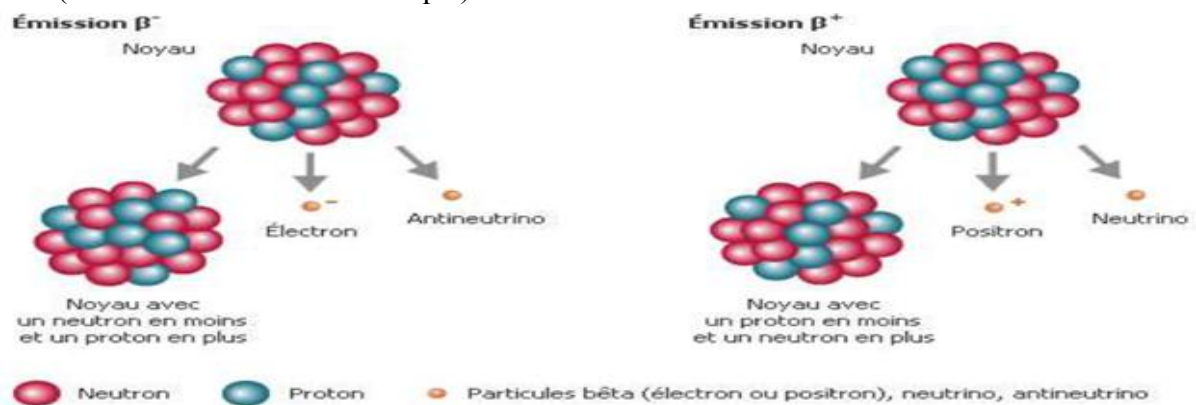


Figure I. 1: les désintégrations β^+ et β^- [11]

VII.4 La désintégration gamma

Les rayonnements γ sont des photons. La plupart des émissions γ suivent instantanément un processus d'émission α ou β laissant l'élément final dans un état excité. La notation symbolique d'une telle désexcitation est la suivante :



Par exemple, le radon 222 se désexcite en émettant γ

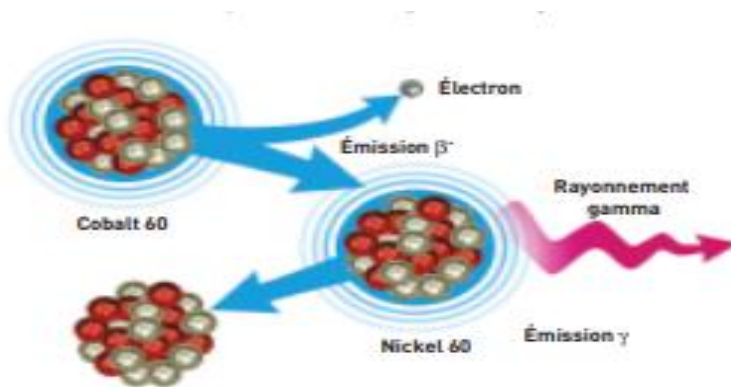


Figure I. 6 : la désintégration γ [11]

IX. Classification des rayonnements

On peut classer les rayonnements selon leurs natures (rayonnement Électromagnétique ou particulaire) et selon leurs effets sur la matière (rayonnement ionisant ou non ionisant) en deux catégories :

IX.1 Les rayonnements ionisants

Ils correspondent aux rayonnements dont l'énergie est suffisante pour arracher un électron aux atomes du milieu absorbant et les transformer en ions positifs. L'atome le plus facilement ionisable est le potassium, avec une énergie d'ionisation de 4,3 eV. L'énergie de liaison des électrons les moins liés des atomes de la matière vivante (H, C, N, O) est 12,4 eV. Tout rayonnement d'une longueur d'onde inférieure à 288 nm peut donc être considéré comme ionisant. Les rayonnements ionisants sont constitués, soit d'ondes électromagnétiques, soit de

particules massives. Ces rayonnements peuvent être, selon leur nature, directement ou indirectement ionisants [12].

- ✓ **Les rayonnements directement ionisants** : sont des particules chargées qui délivrent leur énergie directement à la matière, par le jeu des forces coulombiennes s'exerçant avec les atomes du milieu. Les transferts d'énergie dépendent des masses des particules en mouvements et il y a lieu de distinguer les particules chargées lourdes (proton, deuton, alpha, ions lourds) des électrons [12].
- ✓ **Les rayonnements indirectement ionisants** : électriquement neutres, sont susceptibles de transférer une fraction ou la totalité de leur énergie en une seule interaction à des particules chargées. Ce sont ensuite ces particules secondaires qui ionisent le milieu.

Les rayonnements électromagnétiques (X et γ) et les neutrons entrent dans cette catégorie, mais leurs modes d'interaction sont différents [12].

IIX.2 Les rayonnements non-ionisants

Un rayonnement non-ionisant désigne un type de rayonnement pour lequel l'énergie électromagnétique transportée par chaque quantum est insuffisante pour provoquer l'ionisation d'atomes ou des molécules. Ces radiations peuvent cependant avoir suffisamment d'énergie pour provoquer le passage d'un électron sur un niveau d'énergie plus élevé. Certains des cas des rayonnements peuvent avoir des effets biologiques. Parmi les rayonnements non ionisants, on compte les rayonnements du proche de l'ultraviolet, la lumière visible, l'infrarouge, les micro-ondes, l'onde radio et les champs statiques [13].

L'ensemble des rayonnements peut être résumé sur le schéma suivant :

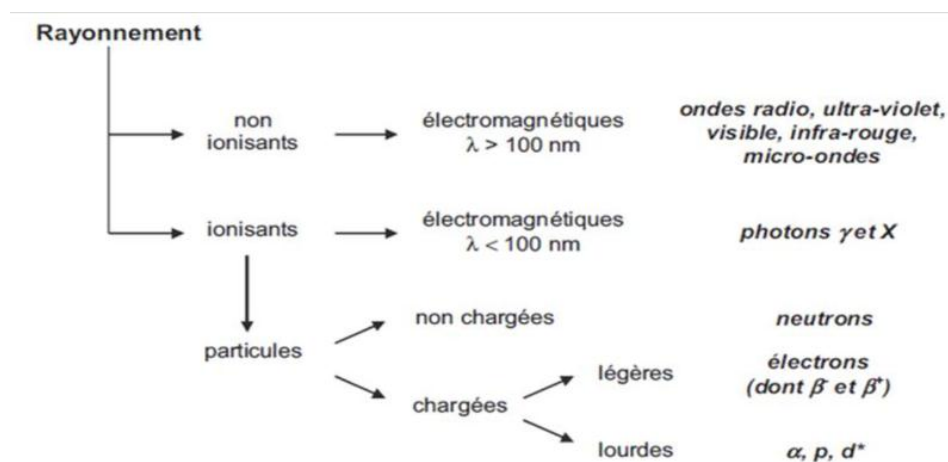


Figure I.7 : Ensemble des rayonnements [14]

IX. Les interactions rayonnement-matière

IX.1 Les interactions rayonnement électromagnétique-matière

Dû à leur absence de masse, les rayonnements électromagnétiques sont très pénétrants dans la matière. Cela veut donc dire que leurs interactions avec la matière ont un caractère rare ou aléatoire par rapport à celles des particules chargées que l'on qualifié souvent d'interactions obligatoires. De ce fait, leur parcours sera très important [15].

Lorsqu'on étudie comment un photon incident interagit avec la matière, plusieurs cas sont possibles

- ❖ Interaction photon-électron (le plus souvent) :
 - ✓ le photon transmet toute son énergie à un électron et disparaît : effet photo-électrique.
 - ✓ le photon transmet une partie de son énergie et est diffusé : effet-Compton.
 - ✓ le photon est dévié, sans perte d'énergie, par un électron : diffusion Thomson-Rayleigh.
 - ✓ le photon n'interagit pas avec la matière : il est transmis sans aucune perte d'énergie.

IX.1.1 Effet photoélectrique

L'effet photoélectrique est une interaction du photon gamma avec un des électrons liés à l'atome [16]. La totalité de l'énergie du photon est transmise à l'électron qui est alors éjecté et est appelé photoélectron. Ceci conduit à l'ionisation de l'atome [13]. l'énergie du photon $h\nu$ doit être au moins égale à l'énergie de liaison de l'électron E_ℓ [16].

Le photoélectron quitte donc sa couche avec une énergie E_{cin} égale à l'énergie du photon incident, moins l'énergie de liaison de l'électron qui a été éjecté :

$$E_{cin} = h\nu - E_\ell \quad (I.18)$$

Ou $h\nu$ l'énergie initiale du photon Incident et E_ℓ est l'énergie de liaison de l'électron sur sa couche [13].

Après cet événement, l'atome subit un réarrangement au cours duquel, soit un photon de fluorescence est émis, soit un électron est éjecté avec une énergie cinétique T (cet électron est appelé électron Auger) [12].

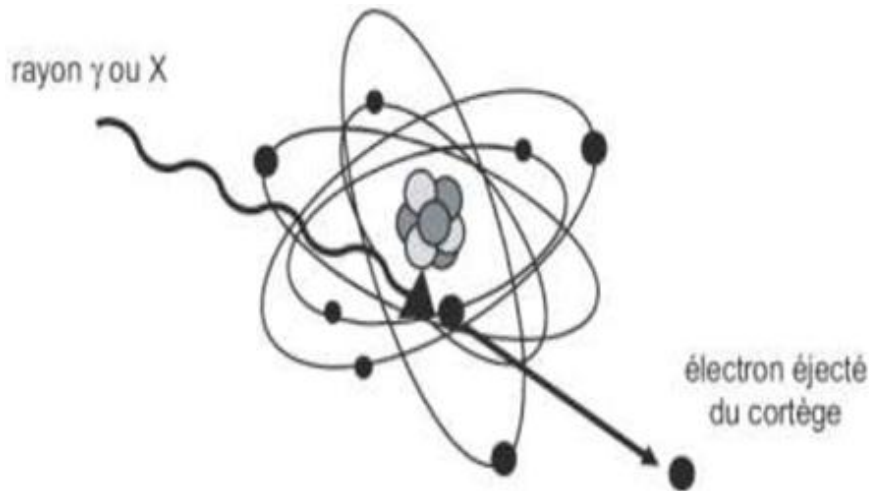


Figure I.8 : l'effet photoélectrique

[13]

IX.1.2 Effet Compton

L'effet Compton décrit une interaction entre un photon de haute énergie et un électron, pouvant être considéré comme libre car son énergie de liaison au noyau est négligeable devant celle du photon incident.

Le photon incident transmet une partie de son énergie à l'électron de recul qui est projeté selon un angle φ et le reste au photon diffuse selon un angle θ de 0 à 180°, alors que le photon diffuse peut être émis dans tout l'espace, l'électron de recul est projeté en avant du point d'interaction, on parle donc de diffusion Compton. Il pourra, lui aussi à son tour, s'il possède l'énergie suffisante à cet effet, ioniser d'autres atomes de la substance exposée à l'action du rayonnement, l'énergie de photon incident E se trouve répartie entre l'énergie cinétique acquise par l'électron-cible et l'énergie E' du photon diffuse [13].

La conservation de l'énergie donne :

$$E = E' + E_{cin} \quad (I.19)$$

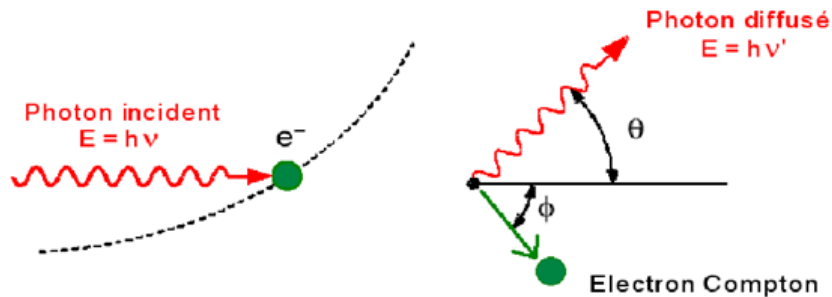


Figure I.9 : diffusion Compton [13]

L'énergie du photon diffusé est :

$$E' = E \frac{1}{1 + \varepsilon(1 - \cos \theta)} \quad (I.19)$$

Avec : E est l'énergie de photon incident, et ($\varepsilon = \frac{E}{m_0 c^2}$, $m_0 c^2 = 511 \text{ keV}$) étant énergie au repos de l'électron.

L'énergie de l'électron Compton :

$$E_{cin} = E \frac{2\varepsilon}{1 - 2\varepsilon + (1 + \varepsilon)^2 \tan^2 \theta_c} \quad (I.20)$$

IX.1.3 La diffusion Rayleigh

Lorsque le photon d'énergie $h\nu$ en contre un atome dans un milieu donné, il va interagir avec lui sans aucun transfert d'énergie, mais seulement avec un changement dans la direction du photon incident avec un angle θ , comme il est illustré dans la figure ci-dessous [13]

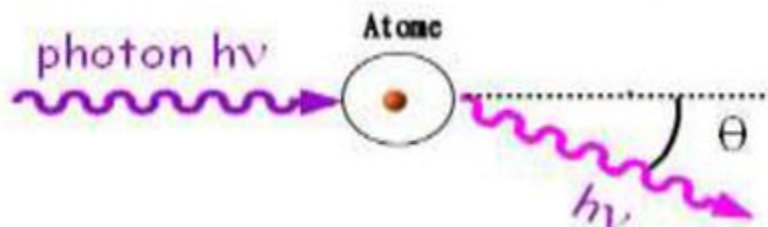


Figure I.10 : diffusion Rayleigh [13]

- ❖ Interactions photon-noyau (rarement) :
- ✓ Création de paires (matérialisation).
- ✓ Réaction photo-nucléaire.

IX.1.4 Création de paires :

l'effet création de paires peut se produire si : $E_i = h\nu_i > 2m_0c^2$ (I.21)

c-à-d : $h\nu_i = 1.022 \text{ MeV}$ (I.22)

La matérialisation correspond à l'interaction entre un photon et le noyau.

Un photon très énergétique passant au voisinage du champ électrique très intense du noyau, peut se matérialiser sous forme d'un électron et d'un positon : paire (e^-, e^+) , l'énergie cinétique excédentaire se partage alors entre celle du positon et celle de l'électron [17].

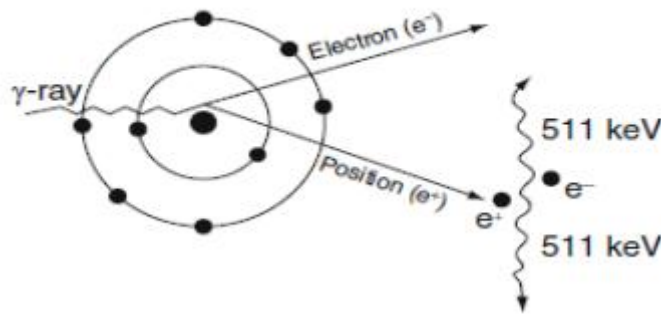


Figure I.11 : création de paires [18]

IX.1.5 Réaction photo-nucléaire

Cette réaction peut se produire si : $E_i = h\nu_i > 10 \text{ MeV}$. (I.23)

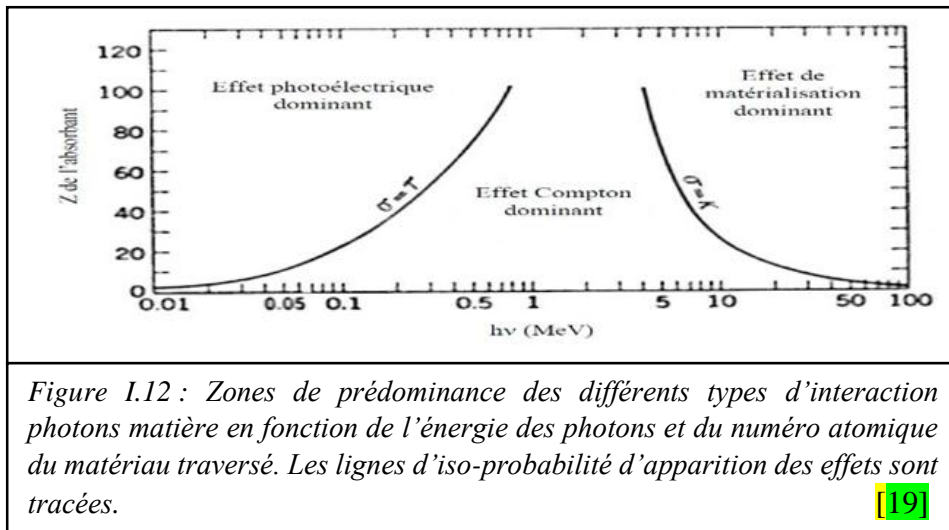
Le photon est absorbé par le champ électrique intense du noyau, qui devient alors instable et se désintègre en émettant un ou plusieurs nucléons :



L'isotope ${}^{A-1}_ZX$ du noyau formé est radioactif, il émet un photon gamma lors du retour à l'état fondamental. Ces réactions de très haute énergie n'ont pas d'intérêt médical. [17]

IX.1.6 Domaine de prédominance des interactions

La figure ci-contre indique les zones de prédominance des différents types d'interaction photons matière en fonction de l'énergie des photons et du numéro atomique du matériau traversé.



X.1.7 Loi d'atténuation exponentielle

Dans le cas d'un faisceau monochromatique colmaté (mince, parallèle) de rayons X ou γ , le nombre de rayons émergent N n'ayant subi aucune interaction dans la traversée d'un écran d'épaisseur x (cm) est lié au nombre de rayons incidents N_0 par la relation :

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (1.25)$$

μ : est le coefficient d'atténuation linéique, ou : probabilité d'interaction par unité de longueur son unité est cm^{-1} .

Le nombre de photons ayant interagi avec la matière est donc :

$$N_{inter} = N_0 - N_0 e^{-\mu x} = N_0 (1 - e^{-\mu x}) \quad (1.26)$$

Puisque les photons considérés sont monochromatiques, une relation analogue relie l'intensité du faisceau et son énergie après avoir traversé une épaisseur x :

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (1.27)$$

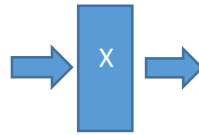


Figure I.13 : intensité du faisceau après avoir traversé une épaisseur x

[17]

IX.2 Interactions rayonnement particulaire-matière

On peut classer les particules (masse non-nulle) en deux types :

- ✓ Chargés (électron, proton, alpha...), qui agissent avec les électrons de la matière cible.
- ✓ Neutres (neutron), qui agissent sur les noyaux de la matière cible.

IX.2.1 Interaction des neutrons avec la matière

Les neutrons sont des particules de charge nulle, leurs interactions avec les électrons de la matière sont donc négligeables. Les interactions se font entre avec les noyaux, par diffusion élastique ou diffusion inélastique ou capture par le noyau.

IX.2.1.1 Diffusion élastique

Correspond aux neutrons rapides d'une énergie cinétique supérieure à 1 KeV. (Neutrons issus du processus de fission)

- ✓ Le choc est élastique : le neutron est dévié et cède une partie de son énergie au noyau
- ✓ L'énergie acquise par le noyau est utilisée exclusivement sous forme d'énergie cinétique appelée : énergie de recul ; ce mouvement du noyau est potentiellement ionisant et peut donner lieu à des ionisations indirectes, dangereuses
- ✓ Les neutrons rapides sont très pénétrants [17].

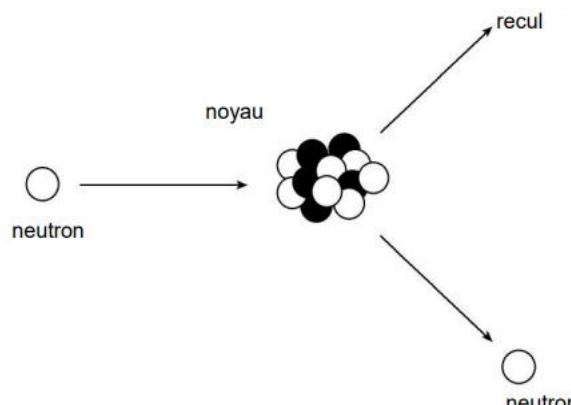


Figure I.14 : diffusion élastique [20]

IX.2.1.2 Diffusion inélastique

Elle est rare. Le choc entre le neutron et le noyau est inélastique, il y a une modification de l'énergie interne du noyau, qui passe dans un état d'énergie excité, puis retourne à la normale avec émission d'un neutron (d'énergie cinétique inférieure à celle du neutron incident) et d'un rayonnement γ .

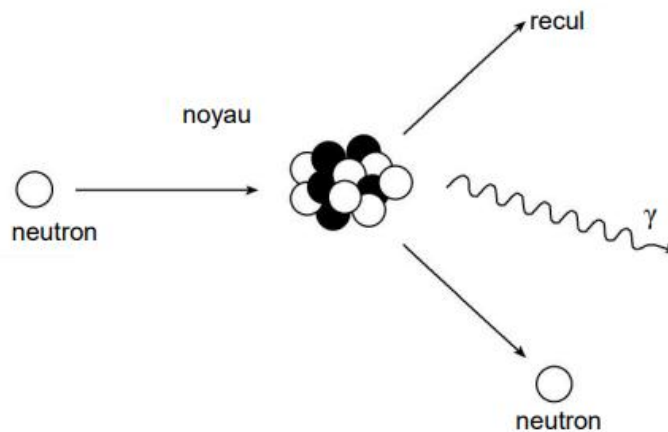


Figure I.15 : Diffusion inélastique [20]

IX.2.1.3 Capture par le noyau

Elle correspond aux neutrons lents d'une énergie cinétique inférieure à 1 KeV (neutrons des atomes à température ordinaire).

IX.2.2 Interaction particule chargée avec la matière

L'ionisation et l'excitation coulombienne d'atomes sont les processus dominants dans l'interaction de particules chargées avec la matière.

IX.2.2.1 Particules légères (les électrons et les positons)

- ✓ Le TEL est faible pour ces particules ; l'ionisation est plus efficace lorsque l'énergie cinétique des électrons est faible.
- ✓ De nombreuses et faibles collisions leur font perdre de l'énergie, par ionisation ou freinage (ces collisions ne modifient pas sensiblement leur trajectoire)
- ✓ Pour des chocs énergétiques plus élevés, de brusques changements dans leurs directions ont lieu, donnant à leur trajectoire un aspect de ligne brisée : son parcours est alors inférieur à

$$R_0 = \frac{E_0}{S} .$$

IX.2.2.2 Particules lourdes (protons, alpha, fragments de fission)

- ✓ Il s'agit de particules beaucoup plus massives que l'électron : le proton (1_1p), le deuton (2_1H), la particule alpha (4_2He).
- ✓ Perte d'énergie par choc coulombien
- ✓ La trajectoire des particules lourdes est rectiligne : les pertes d'énergie étant faibles à chaque choc, les particules ne subissent quasiment aucune déviation : son parcours $R_0 = \frac{E_0}{S}$ sera alors atteint [17].

X. Quelques applications des rayonnements

Depuis la découverte de la radioactivité, ses propriétés sont utilisées dans de nombreuses applications.

X.1 Les usages agricoles et industriels

Dans les secteurs agricole et agroalimentaire, la radioactivité est utilisée par exemple pour la protection des cultures contre les insectes ou la conservation des aliments. Dans l'industrie, on l'utilise pour des tâches variées (contrôle des soudures, détection de fuites ou d'incendies, etc.) [21].

X.2 Explorer la Terre et son histoire

Les radionucléides possèdent de nombreux usages en géologie, océanographie ou climatologie. Ils ont notamment permis de déterminer l'âge de la Terre et de découvrir l'histoire du climat. La radioactivité est aussi un moyen de prévoir les éruptions volcaniques et les séismes, et de suivre à la trace les courants océaniques [21].

X.3 Protéger le patrimoine

La muséographie exploite les propriétés des atomes radioactifs pour identifier, dater et traiter toutes sortes de pièces et de vestiges. Elle permet entre autres :

- ✓ L'authentification des œuvres et de leur provenance.
- ✓ La datation des pièces grâce au carbone 14 et à la thermoluminescence.
- ✓ La consolidation des objets fragiles par irradiation.
- ✓ L'identification des techniques et matériaux caractérisant les œuvres.
- ✓ La désinfection des sites ou pièces attaqués par des parasites. [21]

X.4 Production d'énergie nucléaire par fission -production d'électricité

La fission nucléaire induite est provoquée par la capture d'un neutron par l'isotope le plus léger du noyau fissible. La fission qui suit produit non seulement des fragments mi-lourds mais aussi plusieurs neutrons, c'est-à-dire que le réactif nucléaire (le neutron) n'est pas seulement reproduit mais multiplié (deux neutrons sont produits alors qu'un seul est consommé) [22].

X.5 Utilisation médicale des rayonnements

- ✓ **Radiologie diagnostique** : La radiologie diagnostique s'intéresse à l'utilisation de techniques d'imagerie pour étudier, diagnostiquer et traiter les maladies.

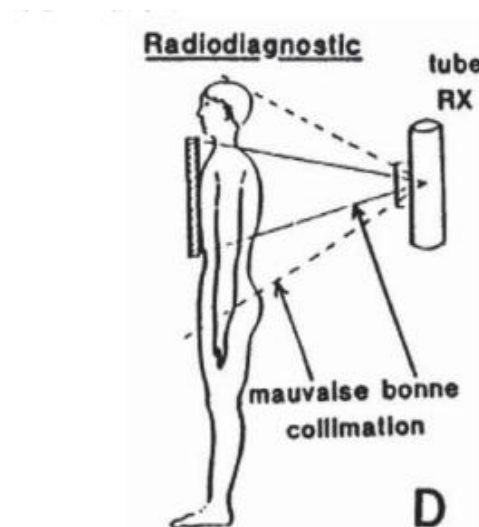


Figure I.16 : Radiodiagnostic

[22]

- ✓ **Médecine nucléaire** : rassemble les méthodes utilisant les radioéléments artificiels à des fins diagnostiques ou thérapeutiques.

Pour le diagnostic, l'émission gamma qui est une émission de photons, pouvant être détectée à distance est utilisée. Le radioélément, émetteur gamma, est introduit par voie veineuse (le plus souvent) dans l'organisme d'un patient. Le produit seul ou associé à un vecteur à tropisme prédéterminé pour un organe ou une pathologie (il est appelé radio pharmaceutique ou radio-traceur) est suivi par détection externe et donne la possibilité d'enregistrer sa distribution, sa concentration et son élimination, par un système de détection approprié, la gamma-caméra.

Cette capacité à différencier le tissu-cible de l'environnement est particulièrement intéressante pour la détection des cancers et de leurs métastases.

Les applications thérapeutiques utilisent l'administration d'un produit radioactif dont le parcours dans la matière est suffisamment faible pour déposer son énergie directement au contact du tissu cible et de le détruire [22].

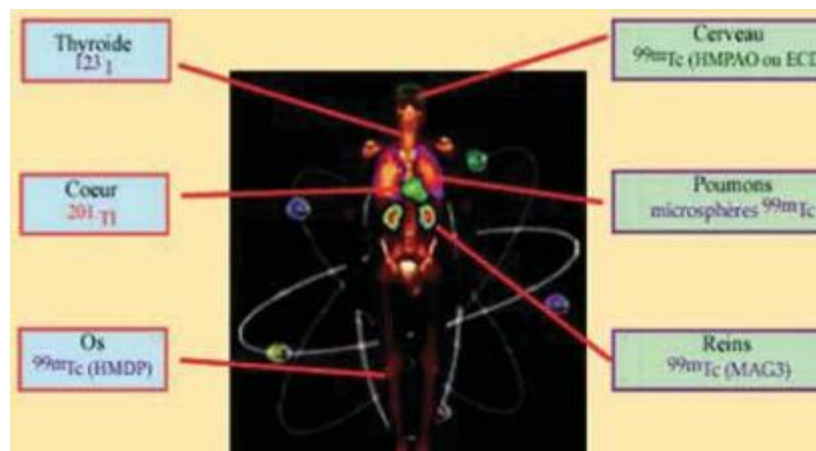


Figure I.17 : médecine nucléaire [22]

- ✓ **La radiothérapie** : est une technique utilisant des rayonnements ionisants pour le traitement des cancers (80%). Les rayonnements détruisent certaines cellules cancéreuses. Elle consiste en la destruction sélective de la tumeur. La radiothérapie peut aussi être un traitement palliatif pour diminuer fortement les souffrances du patient. Cette technique constitue également le traitement de choix de quelques maladies bénignes.

On distingue la radiothérapie externe et la radiothérapie interne (curiethérapie) : Pour la radiothérapie externe, l'irradiation est effectuée au moyen d'accélérateurs de particules produisant des faisceaux de photons ou d'électrons de grande énergie comprise entre 4 et 25 mégaelectronvolts (MeV) et délivrant des débits de doses supérieurs au gray (Gy) par minute. Des appareils de télégamma-thérapie équipés d'une source de cobalt 60 existent encore mais sont peu à peu remplacés par des accélérateurs de particules.

La radiothérapie interne ou la curiethérapie est parfois nommée également la brachithérapie (source scellée interne). Brachi cela signifie court, c'est peut-être parce que la source de rayons est à petite distance de la cible. Elle permet de traiter des tumeurs cancéreuses de la sphère ORL, de la peau, du sein ou des organes génitaux. On utilise des sources scellées (césium 137, iridium 192, iode 125...) sous forme de grains, d'aiguilles ou de fils [22].



Chapitre II

Imagerie médicale et dosimétrie en
radiologie

Introduction

Faisant appel à de nombreuses technologies, l'imagerie médicale est de plus en plus utilisée pour le diagnostic de nombreuses maladies en complément d'un examen clinique et d'autres investigations.

L'imagerie médicale s'avère indispensable dans le dépistage et la prise en charge efficace de nombreuses maladies.

I. Que ce que c'est l'imagerie médicale

L'**imagerie médicale** regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images du corps humain à partir de différents phénomènes physiques tels que l'absorption des rayons X, la résonance magnétique nucléaire, la réflexion d'ondes ultrasons ou la radioactivité auxquels on associe parfois les techniques d'imagerie optique comme l'endoscopie. Apparues, pour les plus anciennes, au tournant du XX^e siècle, ces techniques ont révolutionné la médecine grâce au progrès de l'informatique en permettant de visualiser indirectement l'anatomie, la physiologie ou le métabolisme du corps humain. Développées comme outil diagnostique, elles sont aussi largement utilisées dans la recherche biomédicale pour mieux comprendre le fonctionnement de l'organisme. [23]

II. Évolution de l'imagerie médicale

L'imagerie médicale est une science récente. Parmi les grands repères qui marquent son évolution, on cite :

- 1895 : Découverte des rayons X par Roentgen et première radiographie.
- 1955 : Mise au point de la visualisation du corps humain en coupes par utilisation des ultrasons (échographie).
- 1972 : visualisation du corps humain en coupes grâce aux rayons X et à l'ordinateur (scanner X) par Hounsfield.
- 1973 : Mise au point de la visualisation du corps humain par l'IRM, grâce aux champs magnétiques, aux ondes radios et à l'ordinateur, par Lauterbourg et D'amadien.
- 1990 : développement de la médecine nucléaire [24].

III. Les différentes technologies d'imagerie médicale

III.1 La radiographie

Cette technique repose sur l'utilisation des rayons X. Le faisceau est émis à partir d'une source (un tube) fixe et non rotative. Les rayons sont plus ou moins absorbés par les tissus en fonction de la densité de ces derniers avant d'être recueillis sur une pellicule photosensible placée derrière le patient.

Sur le cliché, les rayons X laissent une trace plus ou moins opaque, selon la densité des tissus traversés. En cas d'exploration spécifique (du tube digestif ou d'un organe richement vascularisé par exemple), le médecin peut décider l'injection préalable d'un produit de contraste. Celui-ci permet d'améliorer la lisibilité des clichés [25].

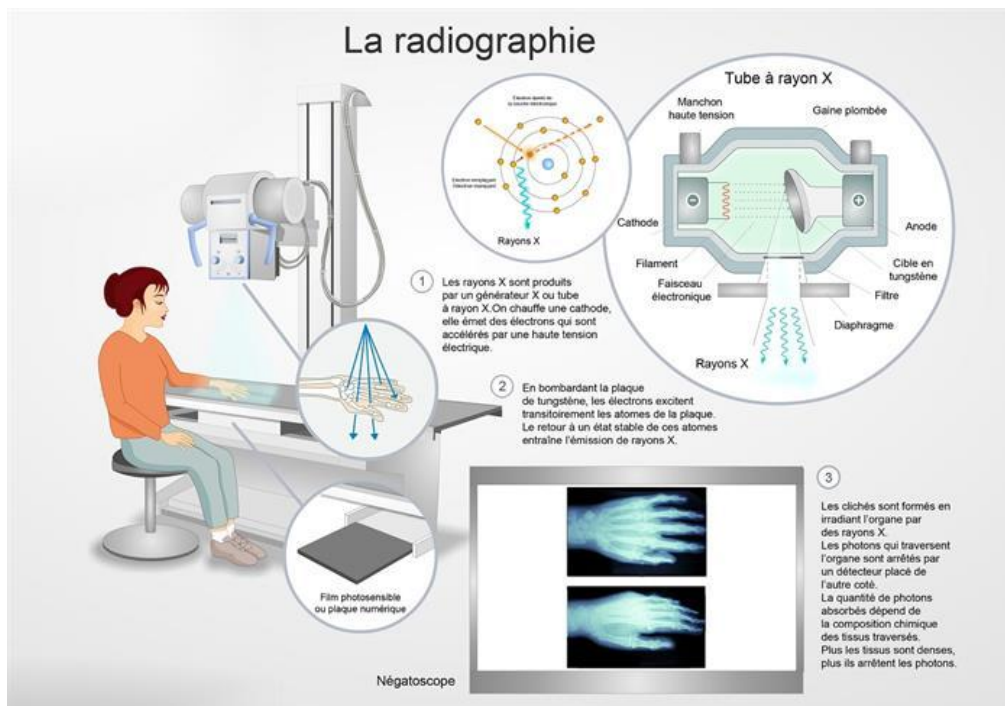


Figure II.1 : la radiographie [26]

III.2 L'échographie

C'est une technique qui repose sur l'utilisation d'ultrasons pour produire des images de tissus mous peu profonds, comme les muscles, les tendons et les ligaments.

Ici les ultrasons sont produits par une sonde qui est aussi capable de les réceptionner, les ultrasons vont se propager de proche en proche jusqu'à ce qu'ils rencontrent un obstacle. En

fonction de la nature de cet obstacle (graisse, ligament, eau...) l'onde des ultrasons sera plus ou moins absorbée et plus ou moins réfléchi. C'est ainsi que l'examineur pourra, sur le vif, faire son bilan et déterminer de quelle nature sont ces obstacles, s'ils ont bien lieu d'être là ou pas, s'ils sont intacts, etc. [29]

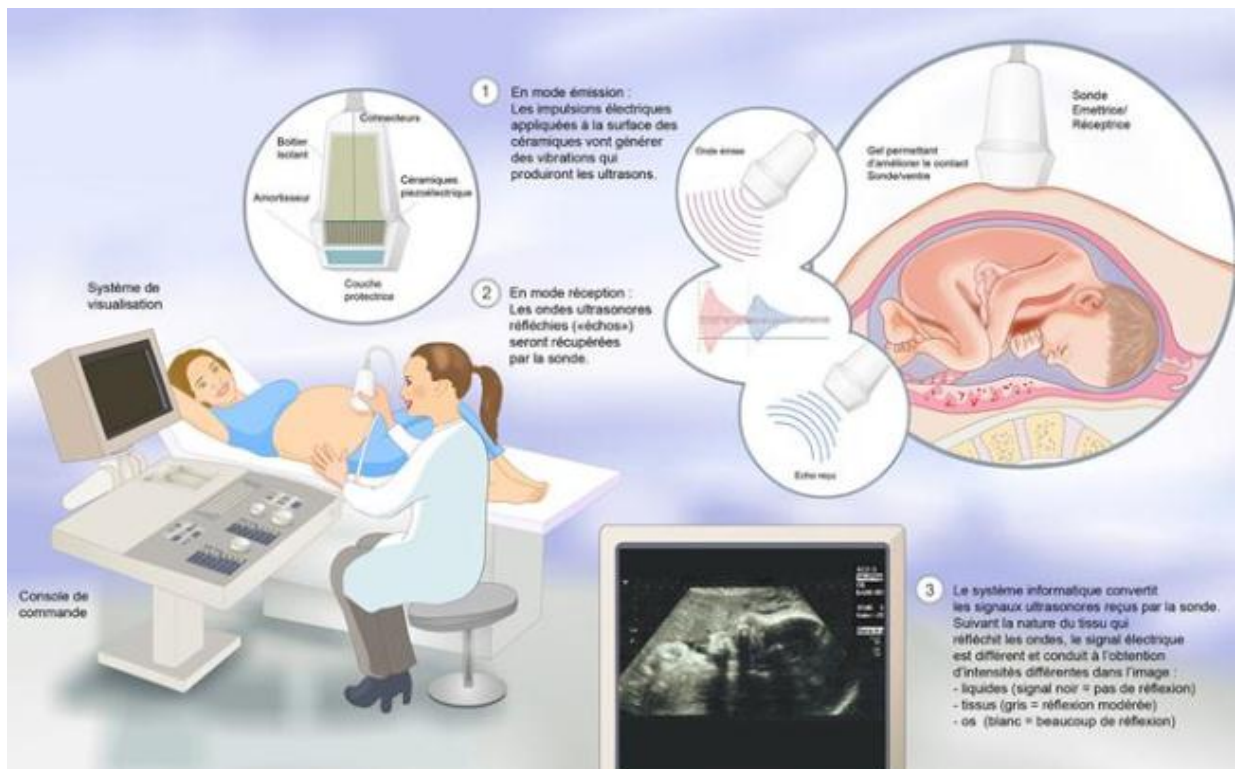


Figure II.2 : l'échographie [26]

III.3 L'imagerie par résonance magnétique (IRM)

L'IRM permet une analyse très fine de la structure des tissus, ses champs d'application sont larges. C'est ainsi que cet examen est particulièrement utilisé dans l'exploration des pathologies cérébrales, rachidiennes, osseuses, articulaires, digestives, gynécologiques, vasculaires et cardiaques. [30]

L'aimant de l'appareil produit un champ magnétique très puissant qui aligne les noyaux d'hydrogène contenus dans les tissus organiques. A l'arrêt de la simulation, les antennes réceptrices captent les ondes émises par ces noyaux d'hydrogène. Le signal produit est analysé et forme une image qui correspond à la répartition en eau du corps du patient. Elles sont ensuite interprétées par un radiologue.

L'IRM ne permet pas seulement d'étudier la morphologie des organes, elle permet de suivre le fonctionnement du cerveau (l'IRM fonctionnelle) et de connaître l'organisation tissulaire (c'est l'IRM de diffusion). Au niveau du cerveau, la tractographie, réalisée à partir de séquences d'IRM de diffusion, permet de visualiser les fibres neuronales. [31]

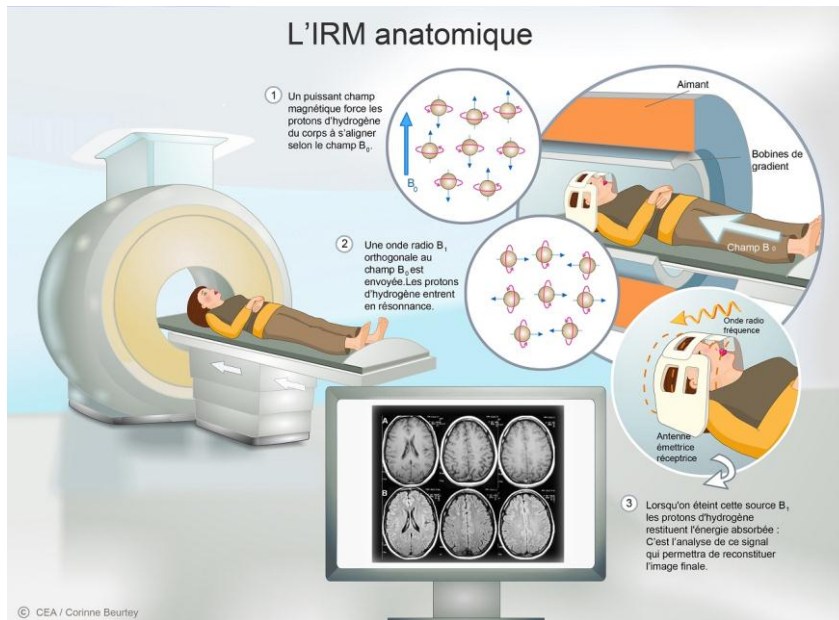


Figure II.3 : IRM anatomique [26]

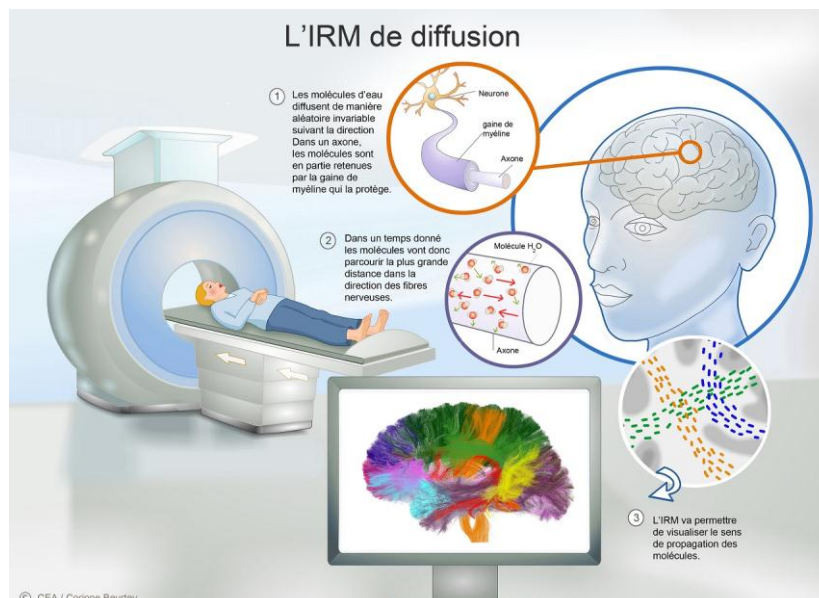


Figure II.4 : IRM de diffusion [26]

III.4 La scintigraphie

La scintigraphie est l'image d'un organe (squelette, poumon, cœur, reins...), et ses éventuelles anomalies obtenue après injection d'une petite quantité de substance radioactive appelé traceur (ou produit radio pharmaceutique) adaptée à cet organe. Par exemple l'iode

123 pour la glande thyroïde, les Biphosphonates marqués au Technétium 99m pour les os. [32]

Il existe plusieurs types de scintigraphie comme : la scintigraphie thyroïdienne, la scintigraphie myocardique, la scintigraphie osseuse, la scintigraphie rénale, la scintigraphie pulmonaire, scintigraphie cérébrale...etc. la différences entre ses types réside dans la substance radioactive utilisée qui à son tour dépend de l'organe à examiner.

Pour produire une scintigraphie, on utilise une gamma -caméra (appelée aussi Anger caméra en référence à son inventeur H. Anger qui ressemble à un large anneau se déplace autour du corps, très près, sans le toucher. Sur l'anneau sont fixés deux détecteurs qui détectent les rayons gamma émis par la substance radioactive. Un ordinateur reconstruit ensuite des images qui seront interprétées par un médecin nucléaire. [33]

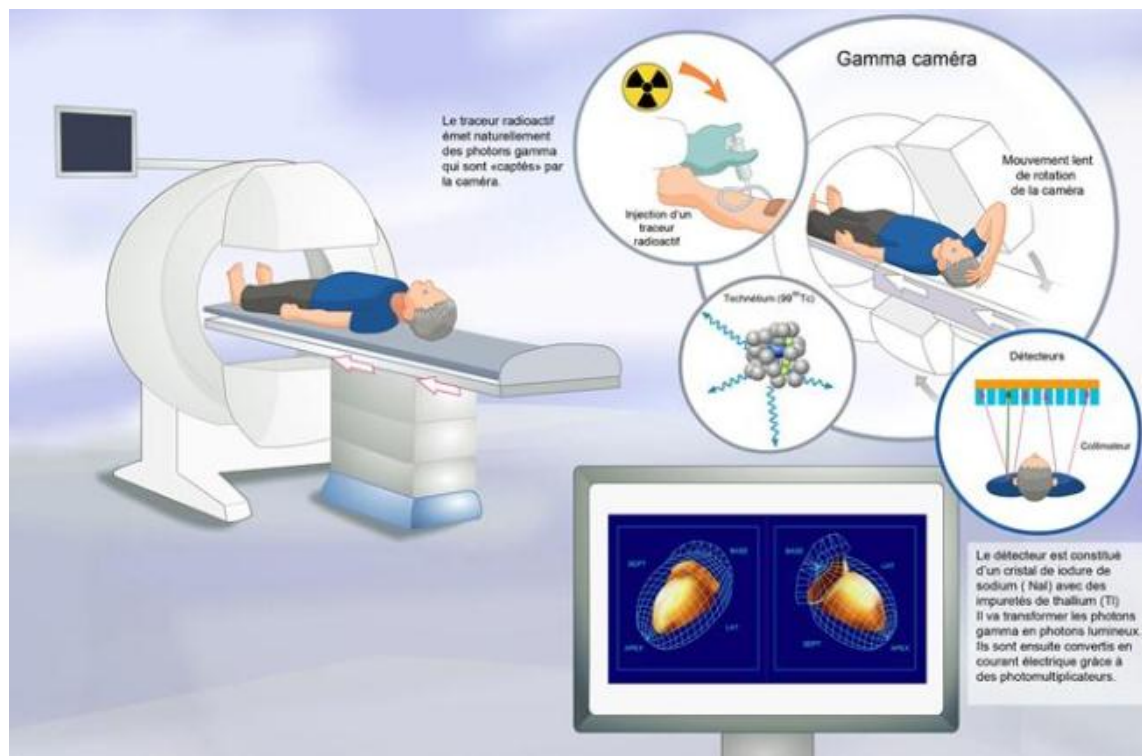


Figure II.5 : la scintigraphie [26]

III.5 La tomographie par émission de positons (TEP)

(TEP en français, PET en anglais pour positron emission tomography).

La TEP est une technique d'imagerie isotopique utilisant des traceurs marqués avec des radioéléments émetteurs de positons β^+ (utilise principalement le fluor 18 et le carbone 11).

L'examen visualise les organes accumulant de façon excessive le traceur, ce qui traduit une consommation trop importante de glucose. On sait que la consommation cellulaire en glucose est augmentée au niveau des cellules tumorales, infectieuses, inflammatoires.

Une fois émis, le positon entre en collision avec un électron du cortège, ce qui conduit à une réaction d'annihilation et à la production de deux photons de 511 KeV, émis à 180° l'un de l'autre. [34]

Une couronne de détecteurs, situés de part et d'autre de la région cible, captent ces photons. Après traitement informatique, les paires de photons détectées, pendant un intervalle de temps donné, permettent de reconstruire les images de la zone explorée, par "tranches" de quelques millimètres d'épaisseur. [31]

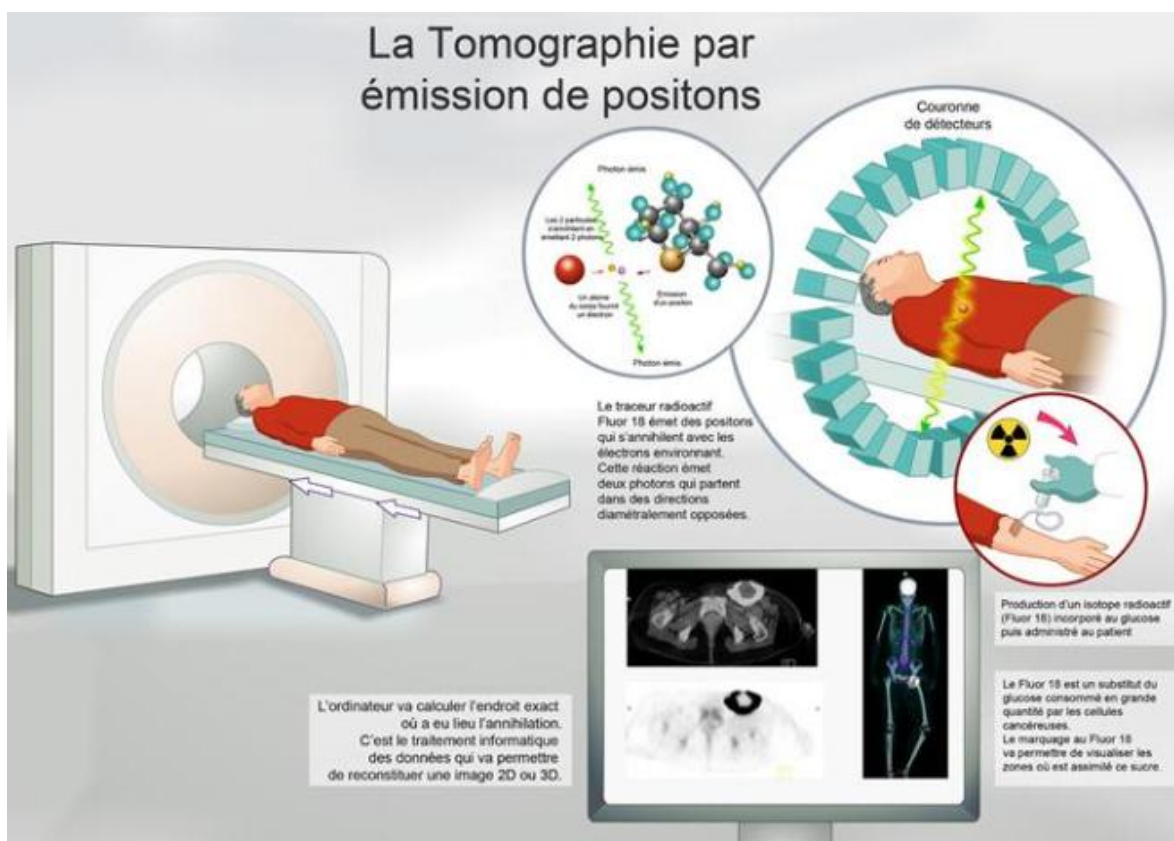


Figure II.6 : la TEP [26]

IV. La scannographie

La scanner ou tomodensitométrie (TDM), aussi appelée computerizedtomography (CT) par les AngloSaxons, est une modalité non invasive d'imagerie anatomique en radiologie permettant d'obtenir des coupes transversales, reconstruites à partir de la mesure d'un ensemble de projections de l'atténuation d'un faisceau de rayons X à travers le volume étudié. La TDM a connu un essor considérable depuis les années 70, justifié par son intérêt diagnostique et par l'amélioration continue de ses performances techniques. Elle représente l'une des applications les plus réussies et les plus fécondes de l'application de l'informatique à la médecine et à l'imagerie médicale.

Ses domaines d'applications, limités à l'origine au crâne et au cerveau, se sont très rapidement étendus à l'ensemble du corps. Cette modalité est encore aujourd'hui le ou l'un des meilleurs examens radiologiques pour l'exploration du thorax et de l'abdomen. Elle reste également l'examen de choix dans l'évaluation de lésions osseuses comme des fractures. L'angi scanner est, quant à lui, devenu l'examen de routine dans un certain nombre de pathologies vasculaires. Pour l'exploration cérébrale, toutefois, la TDM a été supplantée par l'imagerie par résonance magnétique (IRM) dans la recherche de pathologies cérébrales non traumatiques. Ses indications se limitent aujourd'hui essentiellement à la recherche de traumatismes crâniens et d'hémorragies intracrâniennes. L'amélioration des performances des imageurs et de leurs outils informatiques a également permis l'émergence de nouvelles indications telle que la coloscopie virtuelle.

IV.1 Historique

Le développement de la TDM est lié au développement de l'informatique dans les années 60. Bien que les principes mathématiques de la théorie de reconstruction d'un objet à partir de ses projections aient été énoncés en 1917 par Radon ,les premières applications pratiques sont plus récentes puisqu'elles apparurent avec Bracewell en 1956 dans le domaine de la radioastronomie afin d'identifier des régions solaires émettant des rayonnements micro-ondes .Les premières applications médicales furent réalisées en 1960 par Oldendorf en utilisant une source gamma, puis en 1963 par Kuhl, Edwards et Cormack. La tomographie par rayons X assistée par ordinateur fut développée par Hounsfield et le premier scanner utilisable sur site clinique fut installé en 1971 à Londres. Elle ne permettait d'examiner que la tête, et l'exploration du corps entier ne fut possible qu'à partir de 1974. La mise au point de la TDM

a été saluée comme la découverte la plus importante en radiologie depuis celle des rayons X par Roentgen en 1895. Elle a valu à Cormak et Hounsfield le Prix Nobel de médecine en 1979

Principe

Regard de la source, en arc de cercle, de manière à intercepter intégralement le faisceau de rayons X. Ceux d'entre eux situés dans les parties extrêmes de l'éventail reçoivent le flux non atténué (I_0). Cette géométrie permet d'obtenir simultanément l'ensemble des mesures élémentaires relatives à une projection conique. La rotation synchronisée de la source et des détecteurs (balayage) permet d'enregistrer et de numériser de telles projections tout autour de l'objet, de façon à disposer des données nécessaires à la détermination du coefficient d'atténuation linéique de chaque élément volumique de l'objet.

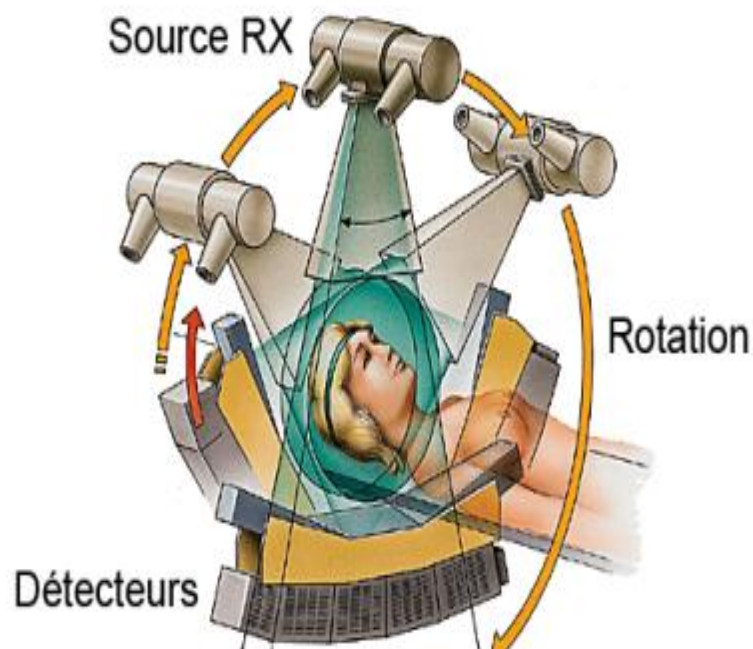


Figure : Schéma de principe de la TDM

IV.2 Aspects technologiques

Pour acquérir les données de transmission nécessaires à la reconstruction de l'image, plusieurs générations de tomographes se sont succédé avec des géométries source/détecteurs différentes, réduisant progressivement les temps d'acquisition. Comme illustré sur la figure ci-dessous, il existe typiquement quatre générations de TDM :

- ✓ La première, pour laquelle le tube à rayons X était solidaire d'un seul détecteur. L'ensemble effectuait successivement un mouvement de translation puis un mouvement de rotation autour du patient.
- ✓ La seconde, basée sur le même principe que la première, mais dotée cependant d'une barrette de plusieurs détecteurs.
- ✓ La troisième, à partir de laquelle le mouvement de translation est supprimé. Pour permettre une exploration optimale, le faisceau de rayons X, en éventail (divergent), fait face à un ensemble de détecteurs disposés en arc de cercle, le couple tube/détecteur étant animé d'un mouvement de rotation.
- ✓ La quatrième, basée sur le même principe que la troisième, mais dotée d'une couronne de détecteurs fixe. Ainsi seul le tube de rayons X tourne autour de l'objet examiné.

Bien qu'à l'origine, les TDM étaient à rotation séquentielle et ne permettaient d'acquérir que des coupes successives isolées, les années 1990 se sont accompagnées de nombreuses évolutions technologiques telles que le développement des alimentations par contacts glissants (slip ring) ou encore celui des tubes à rayons X à anode tournante, à l'origine de la rotation continue des systèmes et du mode d'acquisition hélicoïdal. Plus récemment, un nouveau pas significatif a été franchi avec les systèmes multi-barrettes qui associent au mode hélicoïdal un nombre de détecteurs plus importants (jusqu'à plusieurs centaines de barrettes), permettant ainsi l'accélération du temps d'acquisition, l'augmentation des volumes explorés, ou encore l'accession à la reconstruction tridimensionnelle de structures de taille réduite.

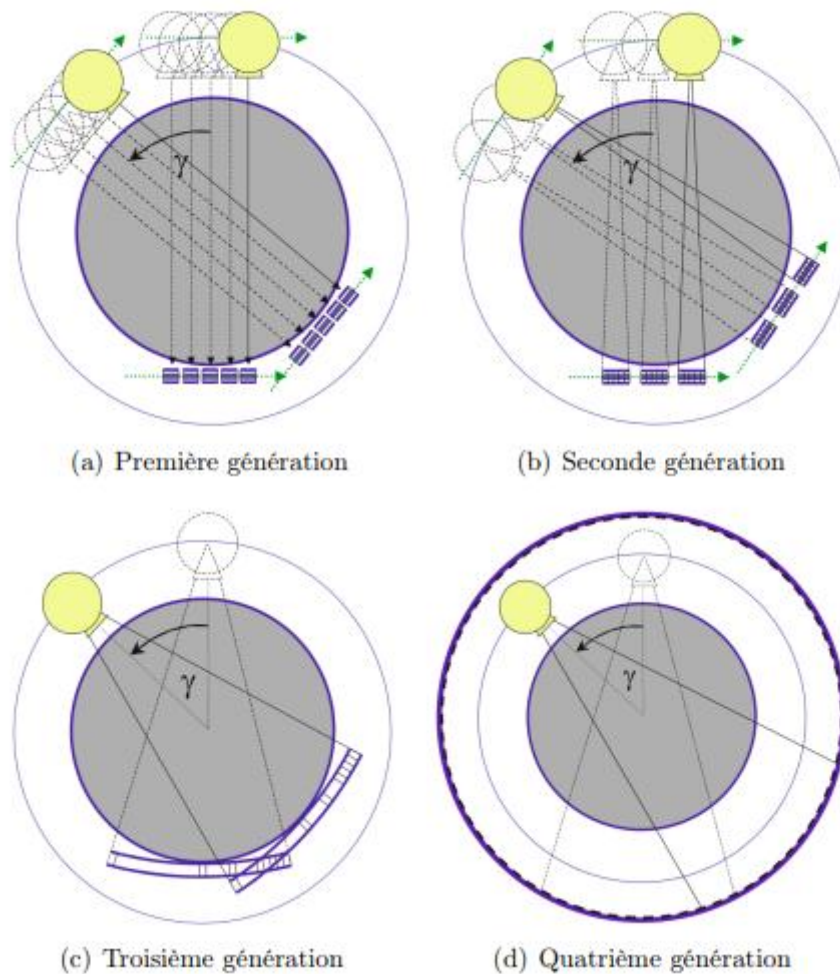


Figure : Les différentes générations de scanner TDM

L'énergie cinétique des électrons incidents est ainsi déterminée par la tension d'accélération appliquée au tube. Ces électrons entrent alors « en collision » avec la cible constituée par le métal de l'anode. Ce bombardement s'accompagne d'une perte d'énergie (principalement sous forme de chaleur) et de l'émission de rayons X produite par deux mécanismes distincts : des interactions avec les électrons ou avec les champs électriques péri-nucléaires des atomes de la cible.

V. Grandeurs dosimétriques

La description d'un champ de radiations ionisantes se fait au moyen de grandeurs radiométriques telles que la fluence. Les interactions entre le champ de radiation et la matière sont caractérisées par des coefficients d'interaction tels que le coefficient d'atténuation linéique μ , le coefficient d'absorption d'énergie massique μ_{en}/ρ Pour quantifier les effets des

rayonnements ionisants sur la matière deux approches peuvent être envisagées :

- ✓ Du point de vue du dépôt d'énergie.
- ✓ Du point de vue de la conversion ou du transfert d'énergie.

V.1 Première approche (dépôt d'énergie)

Dans cette approche on définit le dépôt d'énergie résultant d'une interaction, puis l'énergie déposée résultant de plusieurs interactions dans un volume donné pour finir par la dose absorbée.

V.1.1 Dépôt d'énergie

Le dépôt d'énergie ε_i consécutif à une interaction est défini par la relation suivante:

$$\varepsilon_i = \varepsilon_{in} - \varepsilon_{out} + \sum Q \quad (\text{II.3})$$

Où :

ε_{in} : L'énergie incidente de la particule ionisante (à l'exclusion de l'énergie de masse).

ε_{out} : La somme de toutes les énergies sortant de l'interaction sous forme de particules ionisantes (à l'exclusion de l'énergie de masse).

$\sum Q$: La modification de l'énergie de masse du noyau et de toutes les particules impliquées dans l'interaction,

Unité : le joule(J)

V.1.2 Énergie déposée/Imparte denergy

L'énergie déposée dans un volume donné se définit comme la somme de tous les dépôts d'énergie dans ce volume :

$$\varepsilon = \sum \varepsilon_i \quad (\text{III.4})$$

Du fait du caractère stochastique on utilise en général l'énergie déposée moyenne :

$$\bar{\varepsilon} = \langle \varepsilon \rangle \quad (\text{III.5})$$

Certains calculs font également intervenir la fraction d'énergie moyenne déposée définie comme le rapport de l'énergie radiante sortante et de l'énergie radiante entrante.

V.1.3 Dose absorbée/Absorbe dose

L'énergie moyenne déposée permet de définir la dose absorbée :

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \text{ (III.6)}$$

Où :

$d\bar{\varepsilon}$: L'énergie moyenne déposée dans l'élément de masse dm .

Unité : le gray (Gy) dont la dimension est le $[J.kg^{-1}]$

V.2 Deuxième approche (conservation ou transfert d'énergie)

Lorsque les rayonnements ionisants mis en jeu sont des particules non chargées, c'est le cas en radiologie, on introduit aussi le kerma qui mesure l'énergie cinétique des particules chargées libérées par les particules non chargées.

V.2.1 Kerma

Le terme kerma est l'acronyme anglais de « Kinetic Energy release per unit mass » (énergie cinétique libérée par unité de masse). C'est le quotient de la somme des énergies cinétiques initiales E_{tr} de toutes les particules chargées mises en mouvement par les particules non chargées dans un élément de matière de masse dm :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \text{ (III.7)}$$

Unité : le gray (Gy) dont la dimension est le $[J.kg^{-1}]$

V.2.2 Dose absorbée

Dans un élément de volume donné on parle d'équilibre électronique lorsque les électrons mis en mouvement par les particules non chargées incidentes et qui entrent dans ce volume sont aussi nombreux que les électrons qui en sortent. Quand cet équilibre est atteint, la dose absorbée peut s'exprimer comme étant le produit du kerma par le rapport des coefficients massiques de transfert (μ_{tr}/ρ) et d'absorption d'énergie (μ_{en}/ρ) :

$$D = k \cdot \frac{(\mu_{tr}/\rho)}{(\mu_{en}/\rho)} \text{ (III.8)}$$

Unité : le gray (Gy) ($1 \text{ Gy} = 1 \text{ J.kg}^{-1}$)

En radiologie compte tenu des relativement faibles énergies 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. D'une part, parce que le parcours très faible des électrons secondaires permet d'assurer l'équilibre électronique dès l'entrée du milieu et d'autre part parce que la quasi absence de rayonnement de freinage de ces électrons secondaires peu énergétiques rend le rapport des coefficients massiques proche de l'unité.

V.3 Grandeurs dosimétriques dérivées

Un ensemble de grandeurs dérivées de ces grandeurs fondamentales s'applique de façon plus aisée à toute pratique irradiante.

V.3.1 Kerma dans l'air (K_{air}) /Air Kerma

Mesuré dans l'air dans des conditions de référence notamment de distance (d_{ref}) mais également de diaphragme et de qualité de faisceau, le kerma par unité de charge électrique passant dans le tube (mAs) caractérise une installation radiologique. On parle alors de débit de kerma dans l'air normalisé (${}_nK_{air}$) ou de rendement du tube.

Une grandeur de kerma très utilisée dans les logiciels de calcul de doses délivrées aux patients est le Kerma dans l'Air à la Surface d'Entrée du milieu (patient ou fantôme) : KASE ou ESAK (Entrance Surface Air Kerma). Le KASE est déduit du K_{air} caractérisant l'installation radiologique par une simple loi de l'inverse carré de la distance dans laquelle DFE est la distance foyer-peau. Q est la charge passant dans le tube en mAs.

$$KASE = {}_nK_{air} \cdot Q \cdot \left(DFE / d_{ref} \right)^2 \quad (III.8)$$

Unité pratique : Mgr

Le KASE se retrouvent aussi souvent sous la forme d'un débit exprimé en mGy/mAs. On peut parler dans ce cas de kerma dans l'air à la surface d'entrée normalisé : ${}_nKASE$.

$${}_nKASE = {}_nK_{air} \cdot Q \cdot \left(DFE / d_{ref} \right)^2 \quad (III.9)$$

Unité pratique : mGy/mAs

V.3.2 Dose à l'entrée (D_e) /Entrance Surface Dose (ESD)

Cette grandeur caractérise la dose à la surface d'entrée du patient et intègre, par rapport au KASE, la différence d'absorption d'énergie entre l'air et les tissus exprimée par le rapport des coefficients massiques d'absorption en énergie entre les tissus et l'air à l'entrée du milieu

$(\mu_{en}/\rho)_{tissu,air}^{prof=0}$ et la contribution du rayonnement rétrodiffusé par le patient exprimé par le facteur de rétrodiffusion B

$$D_e = KASE \cdot B \cdot (\mu_{en}/\rho)_{tissu,air}^{Prof=0}$$

(III.10)

Unité pratique : mGy.

V.3.3 Dose en profondeur (D_p) / Depth Dose

Cette grandeur caractérise la dose à la profondeur p dans le patient, elle tient compte de l'éloignement à la source et de l'atténuation du rayonnement par les tissus.

$$D_e = KASE \cdot (\mu_{en}/\rho)_{tissu,air}^{Prof=p} \cdot \left[\frac{DFE}{DFE+P} \right]^2 \cdot RTA(p, s) \quad (III.11)$$

Avec :

RTA : rapport tissu/air qui exprime la variation, à la distance (DFE+p), entre la dose dans le tissu et la dose dans l'air. Ce rapport dépend de (S) surface du champ à la profondeur p.

Unité pratique : mGy.

V.4 Grandeurs dosimétriques sphériques

Quelques grandeurs dosimétriques plus spécifiques permettent d'évaluer les expositions dues aux diverses sources radiologiques.

V.4.1 Appliquée à la radiologie conventionnelle : le Produit Kerma-Surface (PKS)/ Air Kerma Area Product (KAP)

Le produit du kerma dans l'air et de la surface du champ d'irradiation (S) est une grandeur indépendante de la distance du foyer au détecteur car la section droite du faisceau augmente avec le carré de la distance à la source alors que kerma décroît pour sa part avec cette distance au carré :

$$PKS = K_{air} \cdot s$$

(III.12)

Unité pratique : Gy. cm².

Pour les raisons données au § 1.2.2, le PKS est égal au Produit Dose Surface (PDS) / Dose Area Product (DAP).

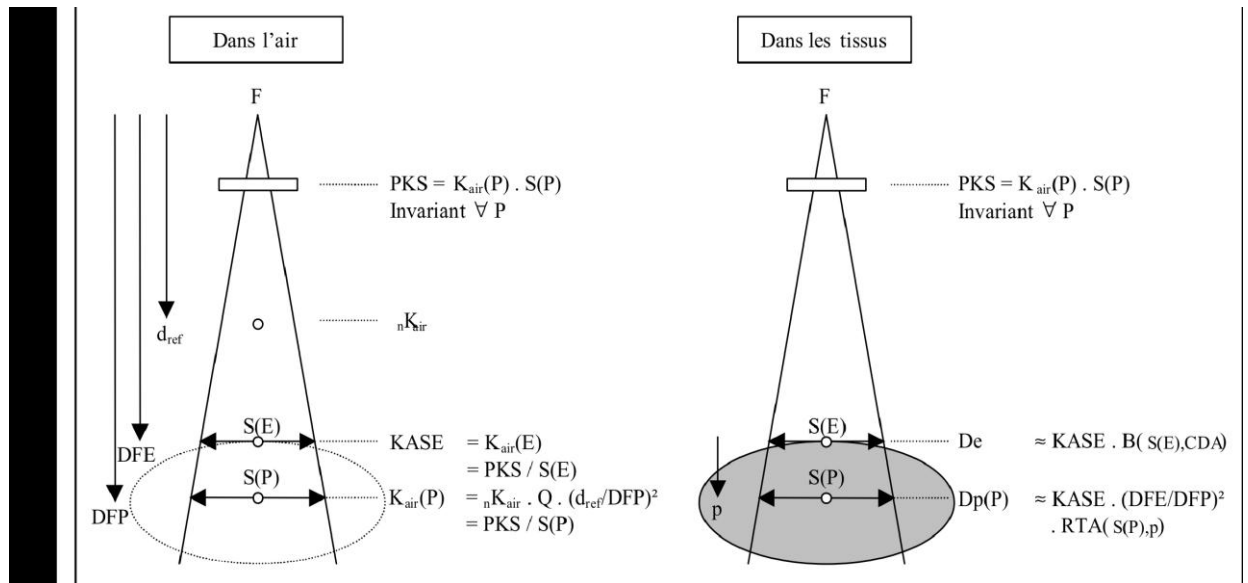


Figure II.8 : Relations entre les grandeurs dosimétriques en radiologie conventionnelle

V.4.2 Appliquées à la scanographie

V.4.2.1 L'Indice de Dose de Scanographie (IDS) / Computed Tomography Dose Index (CTDI)

Le CTDI est égal à l'intégrale du profil de dose $D(z)$, calculée le long de l'axe (z) représentant l'axe de rotation du scanner, pour une rotation unique du tube de 360° , divisée par le nombre de coupes N obtenu pour une rotation unique du tube de 360° et la largeur nominale des coupes T :

$$CTDI = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{D(z)}{N \times T} dz \quad (III.13)$$

Unité pratique : mGy.

Remarque : Ce produit $N \times T$ est égal à la largeur de collimation du faisceau.

V.4.2.2 L'indice de Dose de Scanographie sur 100 mm (IDS_{100mm}) / Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{100}$)

En pratique le CTDI est mesuré dans l'air ou dans un fantôme à l'aide d'une chambre type "crayon" dont le volume sensible a une longueur de 100 mm, d'où l'appellation $CTDI_{100}$.

$$CTDI_{100} = \int_{-50}^{+50} \frac{D(z)}{N \times T} dz$$

(III.14)

Remarque : que la mesure soit effectuée dans l'air ou dans un fantôme, le $CTDI_{100}$ est exprimé en termes de dose dans l'air et non de dose dans le milieu constituant le fantôme.

Le CTDI mesuré dans l'air, $CTDI_{100, \text{air}}$, est un indicateur dosimétrique de l'installation et ne représente pas la dose délivrée au patient. Pour déterminer cette dernière il est préférable de mesurer le CTDI dans un fantôme. Ce fantôme consiste en un cylindre de PMMA, soit de 16 cm de diamètre pour simuler une tête, soit de 32 cm de diamètre pour simuler un corps. Des espaces aménagés au centre et en périphérie à 1 cm de la surface du fantôme permettent de réaliser deux types de mesure :

$CTDI_{100, c}$: CTDI au centre sur 100 mm, $CTDI_{100, p}$: CTDI à la périphérie sur 100 mm.

Unité pratique : mGy.

Remarque : Le CTDI défini par la FDA dans le document 21 CFR 1020.33 [6] représente l'intégrale sur une longueur égale à 14 fois l'épaisseur de coupe utilisée. La dose est alors exprimée dans le PMMA et non dans l'air. Cette définition est maintenant de plus en plus abandonnée, puisque la norme IEC 60601-2-44 [7] et son 1^{er} amendement décrit une grandeur compatible avec les installations permettant l'acquisition de plusieurs coupes par rotation de tube.

V.4.2.3 L'indice de Dose de Scanographie Pondéré (IDSP) / Weighted Computed Tomography Dose Index ($CTDI_w$)

Le $CTDI_w$ prend en compte la variation de dose dans la coupe et est égal à :

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100, c} + \frac{2}{3} CTDI_{100, p}$$

(III.14)

Unité pratique : mGy.

Remarque : Les différents indicateurs CTDI peuvent être normalisés par 100 mAs. Dans ce cas un indice, n, précède CTDI (exemple : ${}_n\text{CTDI}_{100, \text{air}}$).

V.4.2.4 L'indice de Dose de Scanographie Volumique (IDSV) / Volume Computed Tomography Dose Index (CTDI_{vol})

Dans le cas des acquisitions en mode hélicoïdal, le pas de l'hélice ou « pitch factor » a été défini comme suit :

$$\text{CT pitch factor} = \text{pitch} = \frac{\Delta d}{N \times T} \text{ nombres sans unité} \quad (\text{III.15})$$

Ou:

Δd : La distance parcourue par le plateau de la table pour une rotation de tube de 360° .

N : nombre de coupes obtenu pour une rotation du tube de 360° .

T : l'épaisseur nominale des coupes.

Pour ces acquisitions, un CTDI représentatif de la dose moyenne délivrée dans le volume exploré a été introduit. C'est le CTDI_{vol} :

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = \frac{N \times T}{\Delta d} \cdot \text{CTDI}_W = \frac{\text{CTDI}_W}{\text{pitch}}$$

(III.16)

Unité pratique : mGy.

Les dernières évolutions concernant la modulation du courant pendant une séquence ont conduit certains constructeurs à définir la notion de « mAs effectif » mAs_{eff} . Cette grandeur représente la valeur moyenne des mAs délivrés au cours de la séquence et intègre les variations dues au Pitch. Il en résulte que le CTDI_{vol} est alors donné par :

$$\text{CTDI}_{\text{vol}} = {}_n\text{CTDI}_W \cdot \text{mAs}_{\text{eff}} / 100$$

(III.17)

Par analogie on peut également définir un CTDI volumique en mode séquentiel :

$$\text{CTDI}_{\text{vol}}^{\text{séq}} = \frac{T}{I} \cdot \text{CTDI}_W$$

(III.18)

Avec :

I : distance inter-coupe, c'est à dire la distance nominale qui sépare le milieu des coupes.

Remarque : on notera que cette définition est équivalente à celle du MSAD (Multiple Scan Average Dose) souvent utilisée pour évaluer la dose moyenne délivrée à l'issue de l'acquisition de plusieurs coupes mais la MSAD, contrairement au CTDI, n'est pas définie avec un fantôme particulier. Dans le cas où la MSAD est mesurée dans les fantômes CTDI, elle devient donc égale au CTDI volumique.

V.4.2.5 Produit dose x longueur (PDL) / Dose Length Product (DLP)

Par analogie avec le Produit Kerma x Surface utilisé en radiologie conventionnelle, il a été défini le Produit du CTDI volumique par la longueur totale explorée (L) :

$$DPL = CTDI_{vol} \cdot L \text{ (III.19)}$$

Au cours d'une procédure scanographique comportant plusieurs séquences (i), le DLP s'exprimera de la façon suivante :

✓ En mode séquentiel :

$$DLP = \sum_i \left[({}_nCTDI_w)_i \cdot \frac{T_i}{L_i} \right] \cdot n_i \cdot I_i \cdot (mAs_i/100)$$

(III.20)

Soit finalement :

$$DLP = \sum_i ({}_nCTDI_w)_i \cdot n_i \cdot T_i \cdot (mAs_i/100)$$

(III.21)

n : Nombre de coupes dans la séquence i.

T_i : épaisseur des coupes de la séquence i.

mAs_i : nombre de mAs/coupe de la séquence i.

${}_nCTDI_w$ exprimé pour 100 mAs

✓ En mode hélicoïdal :

$$DLP = \sum_i \left[({}_nCTDI_w)_i \cdot \frac{1}{pitch_i} \right] \cdot L_i \cdot t_i \cdot (mA_i/100) \quad \text{(III.22)}$$

Où:

$pitch_i$: pas de l'hélice dans la séquence i.

L_i : longueur totale explorée par la séquence i.

t_i : durée de la séquence i en secondes.

mA_i : nombre de mA de la séquence i.

${}_nCTDI_w$ exprimé pour 100 mAs Unité pratique : mGy.cm.

Remarque : Le $CTDI_W$ ou $CTDI_{vol}$ et le DLP sont affichés sur les consoles de certains appareils. Ces informations seront prochainement obligatoires.

V.5 Grandeurs dosimétriques de protection radiologique

Ces grandeurs permettent de quantifier le risque radiologique.

V.5.1 Dose à l'organe (D_T) /Mean Absorbed Dose in an Organ (D_T)

La dose à l'organe est la dose moyenne absorbée, calculée sur l'ensemble du volume de l'organe considéré.

Unité pratique : mGy.

Pour la mammographie, il est recommandé en pratique de calculer la dose moyenne à la glande, DMG, (Average Glandular Dose - AGD). Cette dose moyenne glandulaire est calculée à partir du Kerma dans l'air mesuré à la surface du sein multiplié par un coefficient (g) fonction de l'épaisseur du sein sous compression et de la qualité du faisceau de RX utilisé (matériau anode/filtration, kV et CDA).

$$DMG = KASE \cdot g$$

(III.23)

On peut améliorer la précision de l'estimation en utilisant deux autres facteurs, le facteur (c) qui tient compte de la densité du sein et le facteur (s) qui caractérise l'influence de la qualité du faisceau de RX.

$$DMG = KASE \cdot g \cdot c \cdot s$$

(III.24)

Unité pratique : mGy.

V.5.2 équivalente (H_T) /Equivalent Dose (H_T)

La dose équivalente tient compte des différents effets biologiques liés à chaque type de rayonnement :

$$H_T = \sum_R W_R \cdot D_{T,R}$$

(III.25)

H_T est la dose équivalente reçue par le tissu T du fait d'une exposition à un rayonnement R ayant délivré à ce tissu une dose $D_{T,R}$. Le facteur de pondération radiologique W_R dépend du type et de l'énergie du rayonnement R. Pour les photons et donc pour la radiologie W_R est égal

à 1.

Unité pratique : mSv

V.5.3 Dose efficace (E) /Effective Dose (E)

La dose efficace E est la somme des doses équivalentes reçues au niveau de tous les organes ou tissus exposés, chaque dose équivalente au niveau d'un organe ou d'un tissu étant pondérée par un facteur W_T , tenant compte de la radiosensibilité propre du tissu ou de l'organe considéré.

$$E = \sum_T W_T \cdot H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R \cdot D_{T,R}$$

(III.26)

En radiologie, cette formule se simplifie puisque w_R est égal à 1. Les valeurs de W_T recommandées par la Commission Internationale de Protection Radiologique [8] sont les suivantes :

Gonades	0,20
Moelle osseuse	0,12
Colon,	0,12
Poumons	0,12
Estomac	0,12
Vessie	0,05
Seins	0,05
Foie	0,05
Œsophage	0,05
Thyroïde	0,05
Autres tissus	0,05
Peau, surface des os	0,0

Qualité de l'image médicale

La qualité de l'image médicale est basée sur plusieurs paramètres : la résolution, le contraste et le bruit

- ✓ **Le contraste** : C'est la différence entre deux zones qui seront plus ou moins brillantes ou plus ou moins intenses. Il est donné par la relation ci-contre :

$$C = \frac{|SA-SB|}{SA-SB}$$

(II.1)

- ✓ **La résolution spatiale** : dimension du plus petit objet bien contrasté dont on peut obtenir l'image. En d'autres termes, elle permet de mieux voir les détails. Elle dépend des caractéristiques de la technique mais aussi des caractéristiques du système de visualisation.
- ✓ **Le rapport Signal sur bruit (S/B)** : le bruit perturbe la perception de la structure. il est donné par la relation ci-contre :

$$\frac{S}{B} = K \times V_{VOXEL} \times \sqrt{T_{acq}}$$

(II.2)

Sachant que :

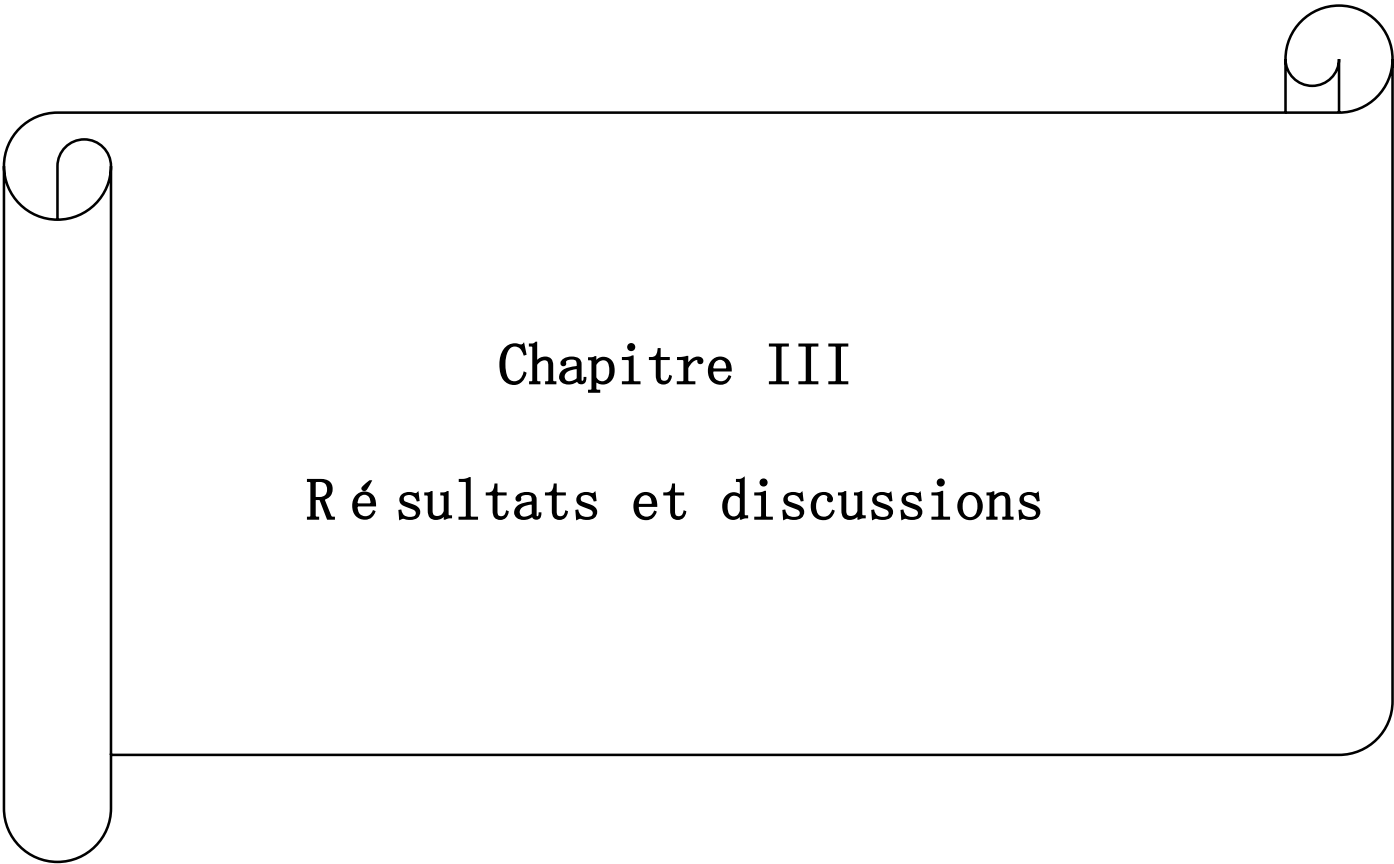
K = constante.

V_{VOXEL} = le volume du voxel.

Tacq = la durée d'acquisition de l'image.

Le but est que le clinicien détecte de petits détails présentant un faible contraste vis à vis des tissus voisins. [35]

L'objectif de l'imagerie médicale n'est pas de produire une image parfaite, mais une image suffisamment claire pour permettre le diagnostic du problème de santé suspecté. C'est ce que vise l'optimisation : trouver le juste équilibre entre qualité de l'image et doses de rayonnements.



Chapitre III

Résultats et discussions

L'imagerie médicale se doit d'offrir des résultats cliniques fiables et sûrs tout en maximisant la sécurité des patients. En matière de rayonnement, le principe ALARA (As Low As Reasonably Achievable), qui consiste à appliquer une dose aussi faible que possible, est fondamental.

Siemens est depuis longtemps à la pointe en matière de réduction du rayonnement. Son implication constante et ses avancées technologiques exclusives en ont fait le leader de la scanographie à faible dose. Grâce à ces efforts, les examens à moins de 1 mSv se sont progressivement imposés en routine clinique. Cependant, la dose doit systématiquement être adaptée au cas par cas, car il n'existe pas de dose convenant à l'ensemble des patients. Chaque cas clinique et chaque patient nécessitent, en effet, un niveau de dose personnalisé et précis. Siemens est convaincu qu'il est plus important de déterminer la dose idéale que de se contenter de réduire les doses.

Introduction

Ce chapitre est consacré à la description du matériel utilisé et la méthodologie adaptée pour la réalisation de ce travail.

I. Matériel

Les mesures expérimentales ont été réalisées à la clinique d'Imagerie Médicale ELYASMINE de Jijel qui est bien équipée avec un matériel dédié à plusieurs modalités d'imagerie médicale telle que : radiographie standard, échographie, mammographie, panoramique dentaire, IRM, Scanner. Dans notre travail nous sommes intéressées qu'avec les explorations thoraciques par rayons X

II. Présentation d'appareillage

II.1 Le radiographe

Une table de radiologie comprend un plateau, sur lequel s'installe le malade, un arceau support du tube émetteur de rayons X et un système destiné à recevoir la cassette du film (tiroir automatique logé sous le plateau). Un centreur lumineux, annexé au tube radiogène, permet de réaliser les incidences radiologiques en matérialisant le point d'entrée du faisceau de rayons X.

Pour positionner le patient lors des examens ils ont besoin d'un statif mural.

Les rayons X utilisés en radiologie à des fins diagnostiques sont des rayonnements ionisants de basse énergie fabriqués par des tubes à rayons X. la construction des locaux est adaptée

aux équipements mis à l'intérieur ; Ils sont situés dans des salles équipées de portes plombées et de paravents plombés.

Enfin un pupitre de commande qui permet de choisir le protocole adéquat au patient.

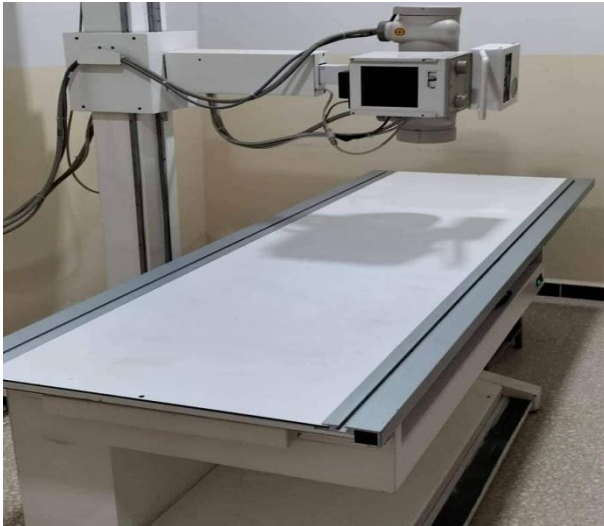


Figure III.1 :table de radiologie



Figure III.2 : pupitre de commande



Figure III.3 : paravent plombé

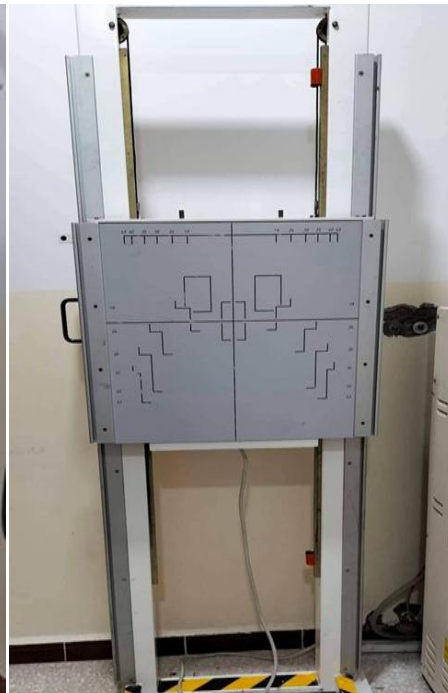


Figure III.4 : statif mural

II.2 Le scanner

Le scanner est un examen radiographique perfectionné et précis, d'utilisation courante. Comme pour la radiographie conventionnelle, le scanner utilise des rayons X, mais en

faisceau très étroit en mettant à profit leur propriété de traverser les tissus en fonction de leur densité. Les progrès constants de la tomodensitométrie et notamment l'évolution rapide du mode d'acquisition amènent sur le marché des machines qui permettent d'explorer des volumes de plus en plus grands à l'aide de coupes de plus en plus fines. On observe dans le même temps une majoration du nombre d'examens qui ont été multipliés.

Le scanner présent dans la clinique est un scanner de la 3ème génération. Il permet de saisir une structure tridimensionnelle (volumique) et le fonctionnement d'organes (dynamique) avec une très haute résolution.



Figure III.5 : scanner

Les appareils utilisés en imagerie médicale offrent une fiche dosimétrique pour chaque patient qui affiche les paramètres d'acquisition et la dose délivrée qui nous permet de calculer la dose efficace et la dose à chaque organe pour estimer le risque radiologique

27/06/2022 10:31

Service:
Médecin:
Opérateur:

mAs total: 679

	DLP total: 310 Acq.	kV	Q.réf mAs	eff. mAs	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	rot. T s
Position du patient HFS							
Topogramme	100	130		30 mA	0,24 S	6	
Rochers	200	130	180	183	40,56 S	304	1

*: L = 32cm; S = 16cm

27/06/2022 12:38

Service:
Médecin:
Opérateur:

mAs total: 1831

	DLP total: 424 Acq.	kV	Q.réf mAs	eff. mAs	CTDIvol* mGy	DLP mGycm	rot. T s
Position du patient FFS							
Topogramme	100	110		15 mA	0,04 L	1	
Topogramme	200	110		15 mA	0,04 L	1	
Jambe ou genou	300	130	80	132	14,17 L	279	0,8
Jambe ou genou	400	130	80	116	12,45 L	143	0,8

*: L = 32cm; S = 16cm

Figure III.6 : fiches dosimétriques

Nous avons fait des statistiques concernant la répartition par type d'actes pour la radiologie conventionnelle (tableau 1) et pour la scanographie (tableau 2) dans le centre d'imagerie médicale ELYASMINE avant et après la pandémie.

Examen	Pourcentage (%)
Poumons	31.1
Rachis	8.3
A.S.P	7.4
Crane sinus	7.3
Mammographie	2.5
Digestif	1.5
U.I.V	1
Membres	28.5
Bassin	6.6
Autres	5.7

Tableau III.1 : Répartition (en %) de l'activité des salles de radiologie conventionnelle

Examen	Pourcentage (%)
Tête et cou	29.6
Abdomen	21.8
Thorax	22.3
Rachis	8.9
Membres	7.3
Pelvis	5.2
Autres	4.9

Tableau III.2 : Répartition (en %) de l'activité des salles de scanographie

Dès le début de l'épidémie de COVID-19, le scanner thoracique sans injection s'est imposé comme l'examen d'imagerie pulmonaire de première intention en cas de diagnostic suspecté ou confirmé de COVID-19, chez les patients présentant des signes de mauvaise tolérance respiratoire (dyspnée ou désaturation).

Le scanner n'est pas indiqué en l'absence de signes de mauvaise tolérance respiratoire, ce qui est, par exemple, le cas de personnes ayant uniquement une toux fébrile. Il est donc important de limiter la réalisation d'un scanner aux patients en ayant le plus besoin. En présence de comorbidités (telles qu'une HTA, une obésité, un diabète ou une immunodépression), les indications du scanner à la phase initiale peuvent être un peu plus larges, mais il ne doit pas être systématique en l'absence de signes de mauvaise tolérance respiratoire. La PCR reste le test diagnostique de référence de la COVID-19.

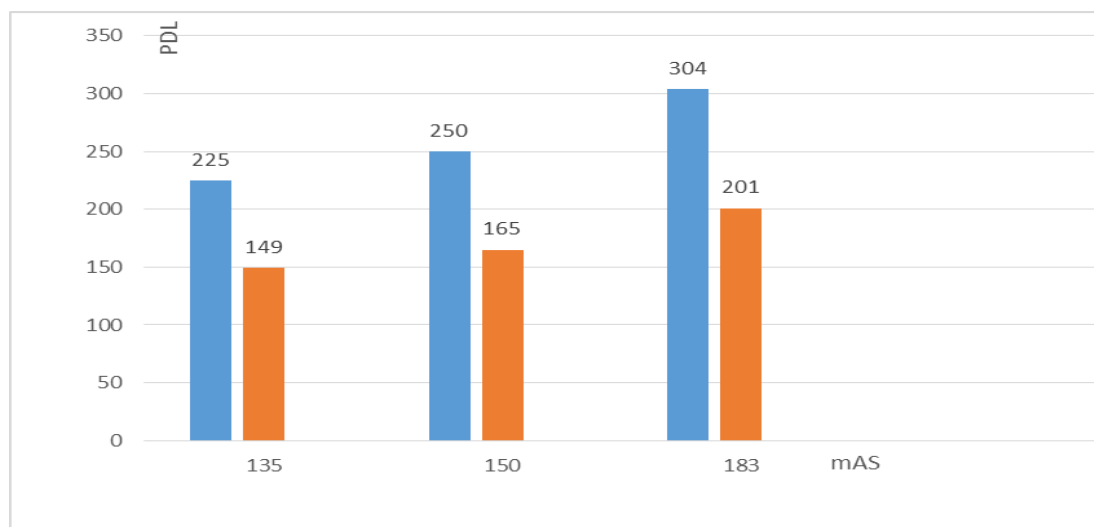
Examen	Pourcentage (%)
Tête et cou	12.6
Abdomen	20.1
thorax	48.3
Rachis	4.9
Membres	6.3
Pelvis	3.4
Autres	4

Tableau III.3 : Répartition (en %) de l'activité des salles de scanographie pendant la pandémie

III. Influence des paramètres d'acquisition sur la dose délivrée au patient :

Il est possible de diminuer l'irradiation sans nuire à la qualité de l'image, en optimisant certains paramètres d'acquisition dans les limites de référence

III.1 Influence de la charge sur la dose



Histogramme III.1 : la variation de la dose (PDL) en fonction de la charge pour deux valeurs de tension

La dose efficace (E) : est exprimée en sievert (Sv) ou millisievert (mSv), elle représente l'impact de la dose absorbée en matière de risque pour l'organisme entier(13). L'interaction des rayonnements ionisants avec le corps humain se traduit par des dommages au niveau cellulaire des tissus traversés par ces rayonnements. Ces dommages sont induits par des lésions de l'ADN cellulaire qui dépendent de la quantité d'énergie déposée dans les cellules, de la nature du rayonnement, des modalités d'exposition et de l'organe atteint. Le risque principal de l'irradiation par scanner est l'apparition de cancer à long terme.

Contrairement au PDL, il s'agit d'une grandeur non mesurable directement.

La dose efficace est donnée en fonction du PDL par la relation suivante : $D_{\text{eff}} = E_{\text{pdl}} \cdot \text{PDL}$

Les valeurs des facteurs de pondération E_{pdl} sont tabulées en fonction de l'âge du patient :

E _{pdl} (mSv.mGy ⁻¹ .cm ⁻¹)						
Selon la région anatomique explorée	Selon l'âge du patient (âge de référence)					
	0-6 mois (nouveau-né)	7-30 mois (1an)	31 mois- 7 ans et 6 mois (5ans)	7 ans et 7 mois-12 ans et 6 mois (10 ans)	12 ans et 7 mois- 17 ans et 6 mois (15 ans)	à partir de 17 ans et 6 mois (adulte)
Tête	0,011	0,0067	0,004	0,0032	0,00265	0,0021
Cou	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0068	0,0058
Tête + Cou	0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,00365	0,0031
Thorax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014	0,0148
Abdomen +/- pelvis	0,049	0,03	0,02	0,015	0,0152	0,0154
Thoraco-abdomino-pelvien	0,044	0,028	0,019	0,014	0,0145	0,015

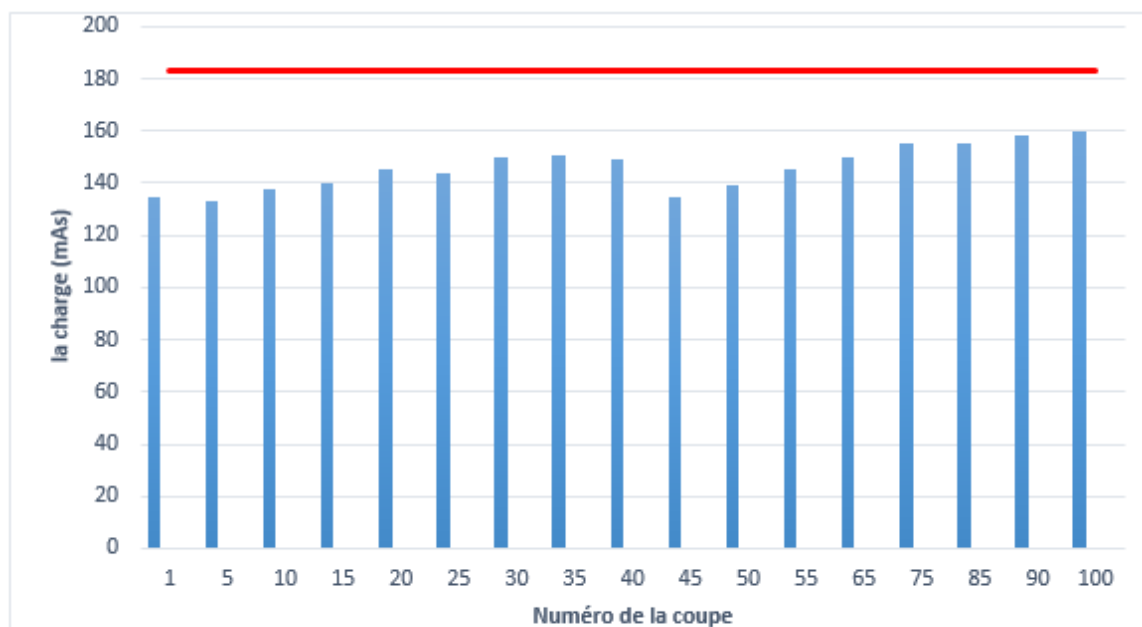
Tableau III.4 : E_{pdl} de référence selon l'âge du patient et la région anatomique exploré

Le tableau représente la variation de la dose efficace en fonction de la charge pour deux valeurs de tension (110 et 130 kV).

Tension	mAs	PDL	D_{eff}
130	183	304	5.168
	150	250	4.25
	135	225	3.825

Tension	mAs	PDL	D_{eff}
110	183	201	3.417
	150	165	2.805
	135	149	2.533

La linéarité de la dose avec la charge est bien confirmée dans les figures ci-dessous. Donc, doubler la charge revient à doubler automatiquement toutes les grandeurs dosimétriques, le DLP ainsi que la dose efficace (qui elle renseigne sur le détriment radiologique causé par l'examen) sont réduits de 20 % si on passe de la charge 183 à 150mAs sans atteindre la qualité de l'image thoracique qui possède un bon contraste naturel



Histogramme III.2 : variation de la charge en fonction de numéro coupe

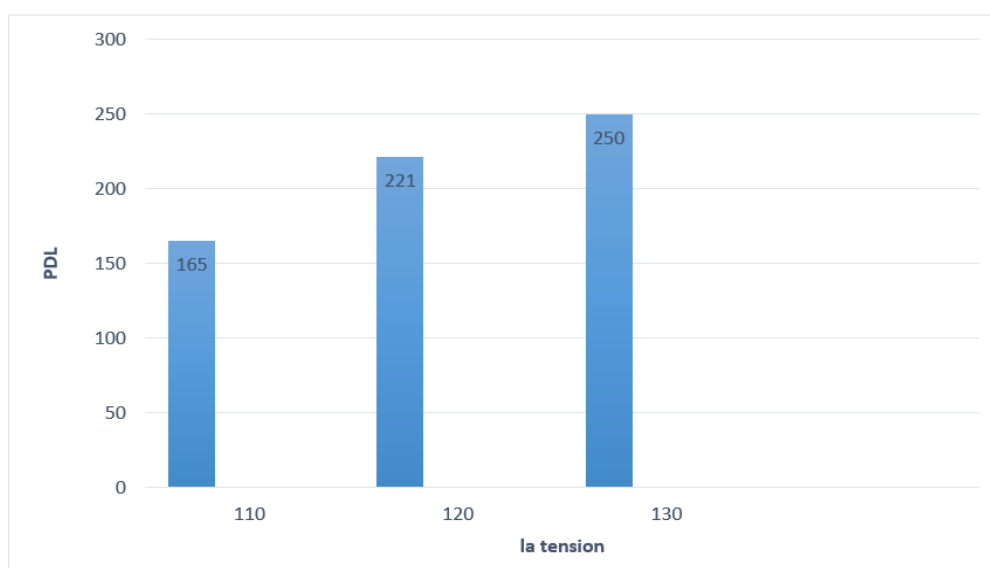
Il est recommandé d'utiliser l'option du contrôle automatique d'exposition qui est offerte par le scanner, Nous remarquons que dans ce cas la charge fixée de 183 mAs n'a jamais été atteinte durant toute l'acquisition. Elle varie de 135 à 160 mAs. Si la modulation d'intensité n'a pas été sélectionnée, toutes les coupes auraient alors eu la même charge de 200 mAs alors que dans le cas contraire, seulement quelques coupes ont eu une charge maximale de 160 mAs. Ceci a par conséquent de réduire énormément la dose au patient.

Le contrôle automatique d'exposition permet non seulement la réduction de dose mais aussi d'assurer une qualité de l'image, il permet d'avoir un rapport signal sur bruit constant (sans perte d'efficacité diagnostique) surtout dans le cas des régions de haut contraste comme le thorax

III.2 Influence de la tension sur la dose

Nos résultats concernant l'influence de la tension sur la dose pour l'installation scannographique sont présents dans la figure suivante :

La charge	La tension	PDL	D_{eff}
150	110	165	2.805
	120	221	3.757
	130	250	4.25



Histogramme III.3 : variation du PDL en fonction de la tension

En scanographie, la dose au patient augmente comme le carré de la tension appliquée au tube. Selon le type d'appareil, le PDL diminue de 34 % quand la tension passe de 110 kV à 130 kV et 25% de 120 à 110 kV

L'augmentation de la tension (kV) fait augmenter le débit de photons et la pénétration du faisceau de rayons X émis par le tube. En contrepartie, le contraste de l'image diminue car l'absorption devient plus homogène. Mais, comme le bruit est également diminué (plus grande quantité de photons au détecteur), le rapport contraste/bruit n'est alors pas affecté donc En outre, les examens CT thoraciques peuvent être exécutés avec succès en utilisant la tension la plus faible disponible qui va donner une qualité d'image suffisante

III.3 Influence du pitch sur la dose

Le pitch est un paramètre important pour le scanner hélicoïdal et multicoupes. Par définition, le pitch dépend de la collimation et de la vitesse de la table

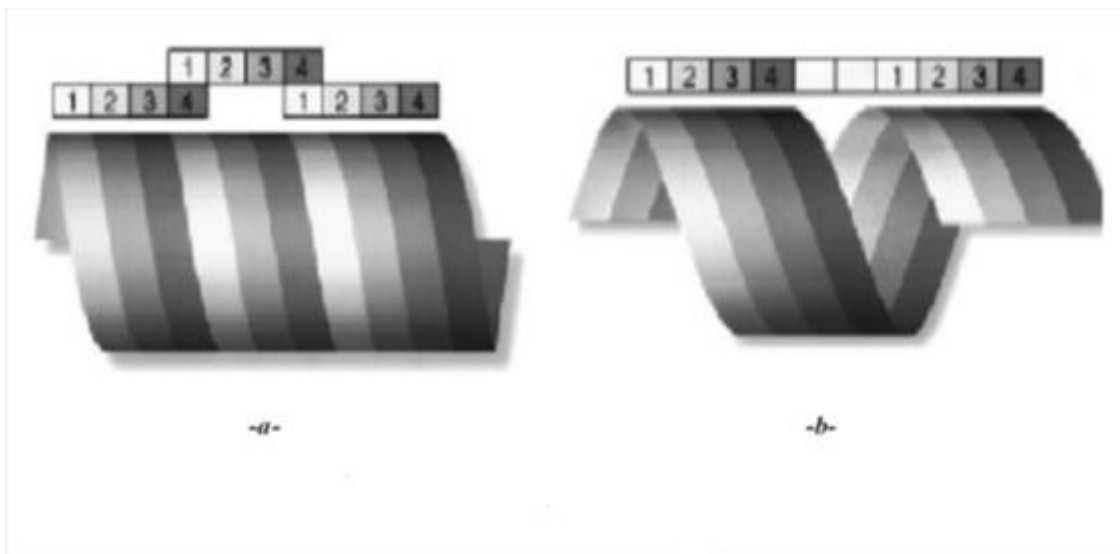
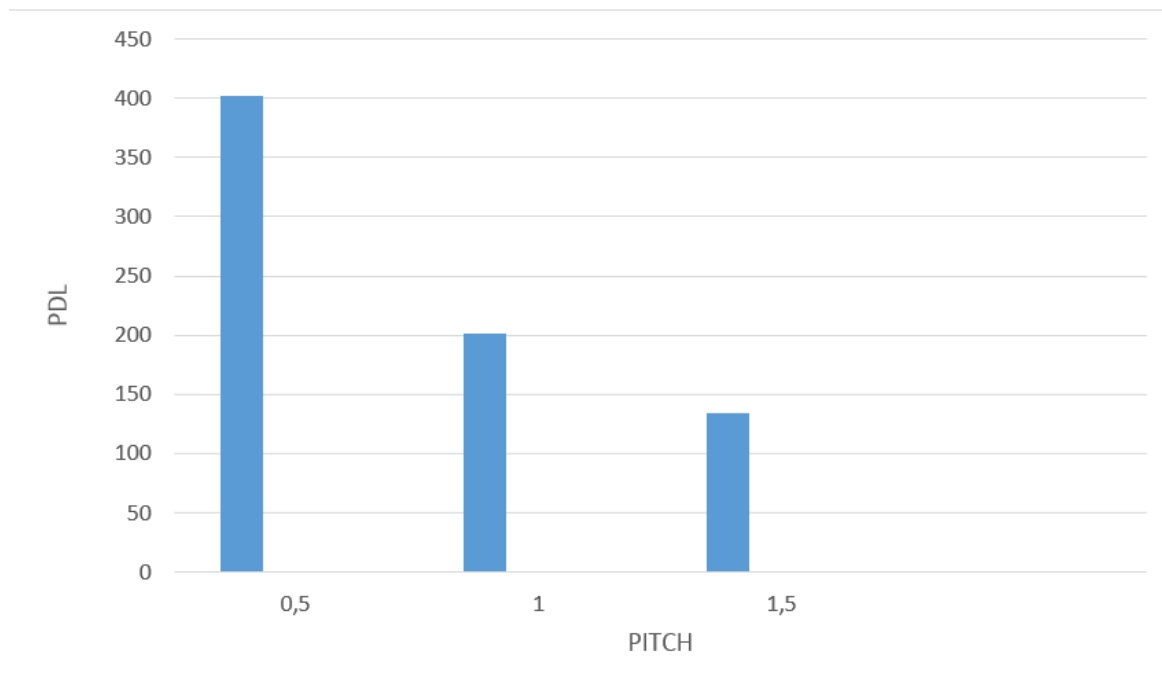


Figure III.7 : forme de l'hélice pour deux valeurs de pitch -a- $pitch < 1$ et -b- $pitch > 1$

La figure représente la variation de la dose (PDL) en fonction du pitch pour deux valeurs de la tension 110KV



Histogramme III.4 : variation du PDL en fonction du pitch

Pour un pas égal à 1, on peut admettre en première approximation que la dose moyenne délivrée par coupe, est égale au CTDI_v. Cette dose diminue si on augmente le pas. Le PDL est directement proportionnel à la longueur irradiée. Cette longueur est estimée à 24cm environ pour un examen standard du thorax. Dans la pratique elle varie entre 20 et 30cm. Dans chaque cas, il convient de la limiter à la longueur utile.

Nous remarquons que la dose diminue lorsque le pitch augmente (inversement proportionnelle). Ainsi, lorsqu'on passe d'un pitch de 0.5 à un pitch de 1, la dose est divisée par 2

Si on utilise un pitch inférieur à 1 des parties de la zone examinée sont doublement irradiées
 En d'autres termes, lorsque le pitch augmente, le mouvement de la table sera alors plus rapide et par conséquent, la durée d'exposition du patient est réduite. La dose délivrée au patient diminue aussi significativement. Ce qui est tout à fait attendu puisque l'écartement des hélices diminue le nombre de photons qui interagissent avec le patient

Conclusion

Dans le cadre de notre mémoire de fin d'étude, nous avons eu la chance d'effectuer un stage au sein de la clinique d'imagerie médicale EL YASMINE. Cette expérience a été très enrichissante car elle nous a permis de mettre en pratique nos connaissances théoriques acquises durant notre formation à l'université de Jijel, tout en étant confronté au différent matériel d'imagerie médicale présent au niveau de la clinique.

De plus, le stage nous a permis d'acquérir diverse compétences sur la méthodologie adaptée dans la radiologie conventionnelle et dans la scanographie en particulier dans les explorations thoraciques. Ainsi qu'elle nous a permis de faire des statistiques concernant la répartition par type d'actes pour la radiologie conventionnelle et pour la scanographie et l'influence de certains paramètres sur la dose efficace.

L'imagerie médicale permet de diagnostiquer les problèmes de santé de manière précise et rapide, et d'améliorer ainsi l'efficacité des traitements. L'utilisation des rayonnements ionisants en imagerie s'est considérablement développée au cours des dernières années, mais cette technologie comporte son lot de risques. Malheureusement, pour améliorer la qualité des images médicales, il n'y a pas d'autre moyen que d'augmenter les doses de rayonnements envoyées au patient, ce qui accroît les risques radiologiques.

Par conséquent, l'objectif de l'imagerie médicale n'est pas de produire une image parfaite, mais une image suffisamment claire pour permettre le diagnostic du problème de santé suspecté. C'est ce que vise l'optimisation : trouver le juste équilibre entre qualité de l'image et doses de rayonnements.

Conclusion générale

Les différentes techniques d'imageries médicales sont devenues indispensables pour la conservation d'une image dont les objectifs sont de réaliser un diagnostic, de guider un geste thérapeutique ou de suivre à moyen terme les résultats d'un traitement. Depuis un siècle, les applications médicales des rayonnements ionisants sont considérées parmi les facteurs essentiels du progrès dans le domaine de la santé. Aujourd'hui, l'imagerie par rayons X est un outil indispensable pour le diagnostic.

Depuis les années soixante dix la tomodynamométrie se présente comme l'une des applications la plus efficace et la plus adéquate de l'application de l'informatique à la médecine et à l'imagerie médicale. En effet, le scanner, en raison de son analyse par balayage permet une modulation de la zone étudiée, couplée à un traitement numérique des données. La mesure du coefficient d'atténuation des rayons X permet alors de restituer une image précise de la zone étudiée

La TDM est une technique qui permet de résoudre les insuffisances de l'imagerie radiologique conventionnelle qui sont : le faible contraste entre les tissus mous et la superposition des organes. Ainsi elle élimine les problèmes de la simple projection et permet d'accroître la résolution en densité par rapport à l'image radiologique planaire. De même, elle permet de rendre visible les structures très voisines ou confondues en radiologie conventionnelle. Son principe repose sur la reconstruction des images de coupe axiale, représentant des cartes de coefficient d'atténuation des Rayons X.

Le présent travail nous a permis d'enrichir nos connaissances des techniques d'imageries médicales utilisant les rayons X, en particulier celle du scanner. Depuis sa mise au point en 1971, jusqu'à nos jours. Nous avons aussi pris connaissance sur le principe de la scannographie et ces différents éléments. Nous avons fait une étude dosimétrique afin de connaître la dose délivrée lors d'un examen thoracique scanographique. La TDM est la technique d'imagerie radiologique la plus irradiante pour le patient. Cette étude a pour but de donner aux praticiens du scanner les moyens de maîtriser les différents indicateurs dosimétriques utilisés en scannographie à l'aide de la définition et la signification exacte de chaque grandeur, ainsi que les équations simplifiées qui les relient entre elles ainsi que l'influence des paramètres

d'exposition (kV, mAs, pitch, etc.) sur la dose délivrée aux patients en compromis avec la qualité de l'image nécessaire.

En effet, il est nécessaire de connaître la dose efficace pour l'estimation du risque radiologique ; cette dernière ne peut pas être directement mesurée, mais, elle peut être obtenue à partir de paramètres d'exposition propres au scanner. Le $CTDI_{vol}$ et le PDL sont des grandeurs de base utilisées non seulement pour le calcul de la dose efficace mais également pour la détermination des niveaux de référence de diagnostique et pour l'optimisation des paramètres techniques de l'examen.

- [1] **Daniel Blanc** , les rayonnements ionisants detection , dosimetrie, spectrometrie , deuxieme edition 1997
- [2] **Yoshihiko Hatano Yosuke Katsumura A. Mozumder** Charged Particle and Photon Interactions with Matter Recent Advances, Applications, and Interfaces 2011
- [3] **James E. Turner** *Atoms, Radiation, and Radiation Protection*
- [4] **Pr Guy Frija, Pr Bernard Mazoyer**, l'imagerie médicale, fondation recherche médicale, découvrir pour guérir, Juin 2002.
- [5] **Kebir. H.** Concentrations de l'uranium-238 dans les eaux thermales à l'est Algérien, thèse de doctorat, université Ferhat Abbas- Sétif, 2017.
- [6] **Paul Suetens** *Fundamentals of Medical Imaging* Second Edition 2009
- [7] **F A Smith** *A primer applied in radiation physics* 2000
- [8] Introduction au rayonnement, l'organisme de réglementation nucléaire de Canada, Décembre 2012.
- [9] **BEN TekayaMalik**, Préparation d'un matériau de référence pour la mesure de la radioactivité naturelle, mémoire de mastère de chimie physique, CNSTN, soutenance janvier 2010.
- [10] **Joseph Magill Jean Galy** *Radioactivity · Radionuclides · Radiation* 2004
- [11] **Fred A. Mettler Jr. M.D., M.P.H** *ESSENTIALS of RADIOLOGY* 2005
- [12] **BOUKERDJA Layachi**, Evaluation des doses thérapeutiques en boroneutrothérapie (BNCT), Mémoire Pour l'obtention du diplôme de MAGISTER de Génie Physique, 2007.
- [13] **BoudekaHafsa – Boukazia Asma**, L'utilisation de rayonnement gamma pour la conservation de la matière biologique, Mémoire présenté pour obtenir le diplôme de Master en physique médicale, 2021.
- [14] **Malik E. Juweid** *Positron Emission Tomography* 2011
- [15] **Ouriaba Mohammed amine** «Utilisation de la radiothérapie conformationnelle dans le traitement des néoplasies pulmonaires » mémoire de master, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, (2011).
- [16] **Denden Omar**, la radioactivité des eaux thermales de la wilaya de Sétif, Mémoire

Pour l'obtention du Diplôme de Magister en physique Option : Génie nucléaire, 2008/2009.

[17] **E B Podgorsak** RADIATION PHYSICS FOR MEDICAL PHYSICIST 2006

[18] Ould Mohamed Mounir Sidi Mohamed « Étude des interactions des particules énergétiques avec la matière par la méthode monte Carlo » thèse de doctorat, Université de Mohammed Boudiaf Oran, 2018.

[19] Magali Edouard, Dosimétrie pour la radiothérapie stéréotaxique par rayonnement synchrotron, d'une vision macroscopique aux considérations microscopiques des dépôts d'énergie. 31 Aug 2010.

[20] <https://canteach.candu.org/Content%20Library/20060307.pdf>

[21] <https://www.andra.fr/les-dechets-radioactifs/la-radioactivite/utilisation-de-la-radioactivite>

[22] http://www.academie.hassan2.sciences.ma/pdf/conferences_les_jeunes_2007/conferences_2007_MOURSLI.pdf

[23] <https://www.indexsante.ca/chroniques/284/imagerie-medicale.php>

[24] **MARK A. HAIDEKKER** Advanced biomedical image analysis 2011

[25] **Hervé BRISSE** radioprotection en scanographie chez l'enfant : evaluation et optimisation des doses delivrees lors des examens multicoupes,

Impact du controle automatique d'exposition et proposition de niveaux de reference diagnostiques pediatriques 2009

[26] Herman Cember, Thomas E. Johnson, Introduction in helth physics 2009

[27] <https://ishh.fr/departments/radiologie-scanner-irm/>

[28] <https://www.e-cancer.fr/Patients-et-proches/Se-faire-soigner/Traitements/Examens/Scanner-et-cancer>

[29] <http://mag.monchval.com/les-differentes-techniques-dimagerie-medicale/>

[30] **David A Lisel** Imagin for student 2001

[31] **Farr** –s Physics for medical imaging 2008

[32] radioprotection professionnelle guide de sûreté parrainé conjointement par l'agence internationale de l'énergie atomique et le bureau international du travail

[33] la scintigraphie osseuse, CANCER INFO, Institut national du cancer, septembre 2020.

Bibliographie

[34] Imagerie par tomographie d'émission de positons (TEP) des tumeurs endocrines, Collège des Enseignants d'Endocrinologie, Diabète et Maladies Métaboliques (CEEDMM), Université Médicale Virtuelle Francophone, 2010-2011.

[35] Pr. Peretti, Bases Physiques de l'imagerie médicale, imagerie analogique / imagerie numérique, UE2 Biophysique, Ronéo n°3 Cours 3 UE2, 10 octobre 2017.

Résumé :

La médecine recourt aux propriétés spécifiques du rayonnement ionisant pour l'imagerie et la thérapie. L'imagerie médicale est un ensemble d'images du corps humain obtenues à l'aide de différents phénomènes physiques tels que la résonance magnétique, rayons X et gamma, les ondes ultrasonores, la radioactivité et les champs magnétiques. Ses images réalisées servent à établir le diagnostic médical ainsi que la suite d'un traitement.

Aujourd'hui, l'imagerie par rayons X est un outil indispensable pour le diagnostic, la tomodensitométrie (TDM) est l'une des techniques qui utilise une source de rayonnement X. Elle permet de résoudre les insuffisances de l'imagerie radiologique conventionnelle qui sont : le faible contraste entre les tissus mous et la superposition des organes. Ainsi elle élimine les problèmes de la simple projection et permet d'accroître la résolution en densité par rapport à l'image radiologique planaire. De même, elle permet de rendre visible les structures très voisines ou confondues en radiologie conventionnelle. Son principe repose sur la reconstruction des images de coupe axiale, représentant des cartes de coefficient d'atténuation des Rayons X. Ces images donnent beaucoup plus d'informations qu'une simple radiographie mais exposent à des doses de rayonnements beaucoup plus élevées (10 à 100 fois plus environ).

La pratique actuelle impose que la TDM utilise le moins de radiations possible. Les tomodensitomètres modernes et des protocoles d'imagerie révisée ont considérablement réduit l'exposition aux rayonnements de la TDM. En outre, de nouvelles méthodes évaluent l'utilisation de doses de rayonnement même beaucoup plus faibles dans le cas de certains TDM et de certaines indications. Dans ce contexte l'évaluation de la dose délivrée au patient lors des explorations scanographique est une obligation légale. Certaines grandeurs sont spécifiques du radiodiagnostic : le produit dose surface, l'index de dose scanographique, et le produit dose longueur.

Summary :

Medicine uses the specific properties of ionizing radiation for imaging and therapy. Medical imaging is a set of images of the human body obtained using different physical phenomena such as magnetic resonance, X and gamma rays, ultrasonic waves, radioactivity and magnetic fields. His images are used to establish the medical diagnosis as well as the continuation of a treatment.

Today, X-ray imaging is an indispensable tool for diagnosis, computed tomography (CT) is one of the techniques that uses an X-ray source. It solves the shortcomings of conventional radiological imaging that are: the weak contrast between the soft tissues and the superposition of the organs. Thus it eliminates the problems of the simple projection and allows to increase the resolution in density compared to the planar radiological image. In the same way, it makes it possible to make visible the structures very close or confused in conventional radiology. Its principle is based on the reconstruction of axial section images, representing X-ray attenuation coefficient maps. These images provide much more information than a simple X-ray but expose to much higher radiation doses (10 to about 100 times more).

Current practice dictates that CT use as little radiation as possible. Modern CT scanners and revised imaging protocols have greatly reduced radiation exposure from CT. In addition, new methods evaluate the use of even much lower doses of radiation in the case of certain CT scans and certain indications. In this context The evaluation of the dose delivered to the patient during CT explorations is a legal obligation. Some quantities are specific to radiodiagnosis: the dose area product, the CT dose index, and the dose length product.