

**REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE 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

**BAKHA Sarra
BOUNAR Ghada**

Intitulé

Etude sur les nouveaux agents de contraste en imagerie médicale

Soutenu le : **27/10 /2020** devant le jury:

Président : A.BOUKHELOUTE MCA. Univ. de Jijel

Rapporteur : N.OUNOUGHFI MCA. Univ. de Jijel

Examineurs: A. BENAIDJA MCA. Univ. de Jijel

Remerciement

On présente nos premiers remerciements à notre encadreur **Monsieur Nabil OUNOUGH**, docteur de l'université de Jijel pour nous avoir permis de réaliser ce travail de recherche, pour tout le temps qu'il nous a consacré et pour avoir assuré avec intérêt la direction et le suivi de ce travail.

Dédicace

Avant tout je tiens à remercier notre grand seigneur qui m'a donné la force et le courage pour atteindre ce niveau.

Je dédie ce travail à celle qui m'a donné la vie, Aux êtres les plus chers à mon cœur, MA Mère **Krika Widad**, qui a toujours cru en moi et qui m'a assurée un soutien inconditionnel sans lequel je n'aurais jamais pu terminer mes années d'études pour ses conseils et son encouragement. A mon Père **Bounar Abderrahmane**, pour m'avoir donné la possibilité de faire ce que Je voulais et pour son soutien sans faille tout au long de mes études et à son affection, sa patience et sa compréhension.

A mes chères sœurs : Marwa, Ikhlass, mon adorable frère : Bassem.

Un grand merci à tous ceux qui m'aiment. A tous ceux que j'aime.

BOUNAR GHADA

Dédicace

Merci « Allah » de m'avoir donné la capacité d'écrire et de réfléchir, la force d'y croire, la patience d'aller jusqu'au bout du rêve et le bonheur de lever mes mains vers le ciel et de dire " Ya Kayoum ".

Je dédie ce modeste travail à celle qui m'a donné la vie, le symbole de tendresse, qui s'est sacrifiée pour mon bonheur et ma réussite, celle qui a pu me supporter et supporter mes sauts d'humeurs, à **ma mère** bien aimée.

A mon père, école de mon enfance, qui a été mon ombre durant toutes mes années d'études, et qui a veillé tout au long de ma vie à m'encourager avec sa joie, à me donner l'aide et à me protéger.

Que dieu les gardes et les protège.

A mon frère « Zouhir » et mes sœurs « Hayat » et « Amel » que j'adore et qui ont su m'aider et me consoler avec son bonne humeur.

À tous ceux qui m'ont soutenue moralement, encouragée et orientée.

A tous ceux qui me sont chères, à tous ceux qui m'aiment.

BAKHA SARRA

Tables des matières

Tables des matières

Tables des matières

Sommaire

Introduction général.....	1
---------------------------	---

Chapitre I

Interaction des photons et des électrons avec la matière

Introduction.....	3
I. Classification des rayonnements.....	3
a. Les rayonnements directement ionisants	4
b. Les rayonnements indirectement ionisants	4
II. La Section efficace d'interaction	4
III. Interaction des photons avec la matière.....	6
III.1.l'interaction élémentaire d'un faisceau de photons avec la matière	6
a. La diffusion Rayleigh	6
b. L'effet photoélectrique	4
c. diffusion Compton	9
d. La création de paires	10
III.2.L'interaction globales d'un faisceau de photons avec la matière	11
III.2.1. L'atténuation d'un faisceau de photon dans la matière.....	12
a. La couche de demi atténuation.....	13
b. le libre parcours moyen.....	13
IV. Interaction des électrons avec la matière	14
a. L'ionisation.....	14
b. l'excitation.....	15
c. Rayonnement de freinage.....	16
IV.1.Le pouvoir d'arrêt et le parcours moyen des électrons.....	16
a. Le pouvoir d'arrêt.....	16
b. le parcours moyen des électrons.....	18
V.Dosimétrie des rayonnements.....	18
V.1.Les grandeurs dosimétrique.....	18
a. l'exposition.....	19
b. le kerma	19
V.2.Les grandeurs de protection	21
a. la dose équivalente	21
b. la dose efficace.....	21

Tables des matières

Conclusion	22
Chapitre II Imagerie et agent de contraste	
Introduction	23
I. Les rayons X	23
1. Historique	23
2. Production des rayons X	24
3. Principe d'un tube à rayons X	24
4. Spectre de rayons X.....	26
II.Le principe d'imagerie médicale	28
III.Le but de l'imagerie médicale	28
IV.La dosimétrie en radiographie	29
V.Les Différentes techniques d'imagerie médicale	30
V.1La radiographie numérique	30
V.2 La radiographie conventionnelle	31
V.2.1 Principe de la radiographie conventionnelle	32
V.3 la mammographie	33
V.4 Le scanner X	34
V.4.1 Principe de l'imagerie scénographique	35
V.5 IRM (Imagerie par Résonance Magnétique)	38
V.5.1 Principe de la Résonance magnétique	38
VI.La qualité d'image radiographique	39
VII.Le contraste	40
VII.1Le produit de contraste	40
VII.1.1Les produits de contraste iodé PCI	41
VII.1.2 Les produits barytés	42
VII.1.3 Les produits de contraste échographiques	42
VII.1.4 Les produits de contraste gadolinés	42

Tables des matières

VII.1.5 Produit de contraste (K-edge)	43
VII.2 Effet de rayonnement de Diffusion sur contraste de l'image	44
a. Réduction du rayonnement diffusé et grilles	44
b. Collimateur/Essai d'alignement du faisceau de rayons X	45
VII.3 Risques spécifiques associés aux produits de contraste iodés	46
VII.4 Effets indésirables	47
Conclusion	47

Chapitre III Nouveaux agent de contraste

Introduction	48
I.Etude sur les nanoparticules	48
I.1 Technologies des nanoparticules	48
I.2 Développement des nanoparticules	48
I.3 L'importance des nanoparticules	49
I.4 Les caractéristiques des nanoparticules	49
a. La taille	49
b. La forme	50
c. La surface spécifique	50
II. Les nanoparticules en médecine	50
III. Nanoparticule et agent de contraste en CT	51
IV. Propriétés des nanoparticules	52
V. Les principaux paramètres qui influent sur le contraste	52
V.1 Le coefficient d'atténuation μ	52
V.2 Spectres énergétiques des rayons X	55
V.2.1 Effet de la tension	56
V.2.2 Effet de filtre	56
V.2.2.1 L'épaisseur de filtre	56
V.2.2.2 La nature de filtre	57

Tables des matières

V.3 Effet Compton	58
VI. Imagerie des tumeurs par les nanoparticules.....	59
Conclusion.....	61

Chapitre IV

Optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Introduction.....	62
I.Détermination du coefficient d'atténuation.....	62
I.1 coefficient d'atténuation des solutions de HfO ₂	63
I.2 coefficient d'atténuation des solutions d'iode	64
II.Calcul des contrastes des solutions par rapport à l'eau	65
1. Contraste des solutions HfO ₂	65
2. Contraste des solutions d'iodes	65
III.Monte Carlo Simulation des contrastes par le code PHITS	66
III.1 Description du code PHITS	67
III.2 L'architecture du code PHITS	67
IV.Simulation de la radiographie d'un fantôme	68
a. Simulation eau/os	68
b. Simulation : eau /os/hafnium/ iode.....	70
c. Simulation : eau/hafnium	72
IV.1 Utilisation du filtre de tantale	73
V.Simulation de la dose dans une crane par code PHITS	74
Conclusion	76

Listes des figures

Liste des figures

Liste Des Figures

Figure (I.1): Classification des rayonnements.

Figure (I.2): Section efficace différentielle.

Figure (I.3): Lors d'une diffusion Rayleigh, un photon est absorbé par les électrons d'un atome (a). Le champ électrique va déformer le nuage électronique de l'atome (b), qui émet ensuite un photon de même énergie que le photon incident.

Figure (I.4): Effet photoélectrique.

Figure (I.5): Phénomènes de fluorescence et émissions Auger.

Figure (I.6): Diffusion Compton.

Figure (I.7): Création de paires.

Figure (I.8): Prépondérance des différentes interactions des photons.

Figure (I.9): L'atténuation d'un faisceau de photons dans la matière.

Figure (I.10) : Courbe d'atténuation des rayonnements électromagnétiques dans la matière.

Figure (I.11) : Phénomène d'ionisation.

Figure (I.12) : Phénomène d'excitation.

Figure (I.13) : Phénomène de freinage.

Figure (I.14) : Graphe de la variation de la valeur de pouvoir d'arrêt des électrons dans les tissus en fonction de l'énergie.

Figure (I.15): Représentation schématisée du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.

Figure (II.1) : Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen.

Figure (II.2) : Dispositif de production des rayons X (tube de Coolidge).

Figure (II.3) : Spectre des RX calculé par différents matériaux.

Figure (II.4) : Exemple d'un spectre de rayons X, pour une haute tension de 100 KV.

Figure (II.5) : Illustration de l'atténuation des rayons X en radiographie.

Liste des figures

Figure (II.6) : La radiographie numérique.

Figure (II.7) : Schéma de principe de la radiographie conventionnelle.

Figure (II.8) : Représentation schématique d'une installation mammographie.

Figure(II.9) :Le Scanner X.

Figure (II.10) : Schéma de principe du scanner X de troisième génération.

Figure(II.11) : Echelle des densités (unités Hounsfield : UH).

Figure(II.12) :Différents spectres des rayons X.

Figure (II.13) :Acquisition par IRM.

Figure (II.14) :

Figure (II.15) : Produit de contraste iodée (PCI).

Figure(II.16) : La réduction de rayonnement diffusée en imagerie médicale.

Figure (III.1): Comparaison de la taille des nanoparticules à celle des principales structures chimiques et biologique.

Figure (III.2):Différentes formes de Nanoparticules d'or.

Figure(III.3) : Coefficient d'atténuation des différents éléments en fonction de l'énergie.

Figure(III.4) :Spectre énergétique des RX filtré par l'aluminium a différents épaisseurs.

Figure (III.5):Coefficient d'atténuation des matériaux (Au, Ta, Al, Cu) filtré en utilisant des filtres différents.

Figure(III.6): Injection sanguin des nanoparticules d'or pour l'imagerie d'une tumeur.

Figure(IV.1) :Les coefficients d'atténuation de chaque solution comparé celui de l'eau dans la gamme d'énergie (0 à 150 keV).

Liste des figures

Figure (IV.2) : Les coefficients d'atténuation de (HfO₂, I, H₂O) pour 0.1g/cm³ dans la gamme d'énergie (0 à 150 keV).

Figure(IV.3) :Géométrie de modélisation.

Figure(IV.4): Spectre énergétique de tungstène avec une filtration de 2mm d'aluminium.

Figure(IV.5) : Calcule de la fluence photonique par le code PHITS dans le détecteur NaI.

Figure(IV.6) : Calcule de la fluence photonique par le code PHITS dans le détecteur NaI.

Figure(IV.7): la variation des coefficients d'atténuation d'iode et d'hafnium en fonction d'énergie associé avec le spectre énergétique de tungstène.

Figure(IV.8) :Calcule de la fluence photonique par le code PHITS dans le détecteur NaI.

Figure(IV.9) : La variation de coefficient d'atténuation(HfO₂) et le spectre énergétique de tantale

Figure(IV.10) :Géométrie de simulation.

Figure(IV.11) :Le spectre énergétique de tungstène et tantale.

Figure(IV.12):Spectre de la distribution de dose en fonction de la profondeur.

Listes des tableaux des les Index notions

Listes des tableaux et les Index des notions

Tableau(I.1) : Facteurs de pondération des rayonnements (W_r). [ICRU]

Tableau(I.2) : Facteurs de pondération tissulaire. [ICRU]

Tableau(III.1) : Les raies caractéristiques et la densité de différents éléments.

Tableau(III.2) : Coefficient d'atténuation massique (os, muscle, graisse) pour 30,50keV.

Tableau(III.3): Résultats obtenu de contraste.

Tableau(IV.1) : Les fractions massiques et les densités de HfO_2 à différentes concentrations.

Tableau(IV.2) Les fractions massiques et les densités des solutions d'iode à différentes concentrations

Tableau(IV.3) : Résultats obtenus des contrastes pour la solution de hafnium.

Tableau(IV.4) : Résultats obtenus des contrastes pour la solution d'iodes.

Index des notions

$c = 3 \times 10^8 \text{ m.s}^{-1}$ Célérité de la lumière dans le vide

$h = 6.63 \times 10^{-34} \text{ J.s}$ Constante de Planck

$e^- = -1.602 \times 10^{-19} \text{ C}$ Charge de l'électron

μ Coefficient linéique d'atténuation

μ_m Coefficient massique d'atténuation

CDA Couche de demi-atténuation

D Dose absorbée

\dot{D} Débit de dose

$H_{T,R}$ Dose d'équivalent

D_{eff} Dose efficace

ρ Densité

Listes des tableaux et les Index des notions

E (J ou eV)	Energie des rayons X
E_c (J)	Energie cinétique
E_c (J)	Energie cinétique
E_e (J)	Energie cinétique de l'électron
E_l	Energie de liaison
E_C	Energie cinétique d'électron éjecté
X	Exposition
ν (Hz(s ⁻¹))	Fréquence
K	Kerma
R	Libre parcours moyen des photons
λ	Parcours moyen des électrons
L	Libre parcoure moyen d'électron
ρ_m	Masse volumique du matériau
M	Masse molaire
Z	Numéro atomique du matériau absorbeur
N_A	Nombre d'Avogadro
S	Pouvoir d'arrêt
σ	Section efficace
C	Le contraste
I	L'intensité
V(m/s)	Vitesse

Les unités

C	L'unité de charge est le coulomb
J	L'unité de l'énergie (Joule)
eV	L'unité de l'énergie (électronvolt)
nm	L'unité Nanomètre pour mesure la longueur
V	L'unité de la tension
Kg	L'unité de la masse
m/s	L'unité de la vitesse
m	L'unité de la longueur d'onde (mètre)
barn	L'unité de la section efficace
Mev.cm ⁻¹	L'unité de pouvoir d'arrêt
C.Kg ⁻¹	L'unité de l'exposition
Gy	L'unité de la dose absorbée et le kerma
Gy.s ⁻¹	L'unité Débit de dose
Sv	L'unité de la dose équivalent et la dose efficace
HU	L'unité de l'échelle Hounsfield

Introduction générale

Introduction générale

Dès la découverte des rayons X en 1895 par Wilhelm Röntgen se sont développées de nouvelles techniques d'investigation médicale : la radiographie tout d'abord, puis le scanner (1972). En parallèle, d'autres moyens de visualiser l'intérieur du corps sont apparus avec l'échographie (dans les années 1950) puis l'imagerie par résonance magnétique nucléaire (IRM, dans les années 1980).

La radiographie fut la première technique d'imagerie médicale. Elle est fondée sur la capacité qu'ont les rayons X de traverser la matière et d'impressionner une plaque photographique. En effet, ce rayonnement ionisant peut très facilement être absorbé ou traverser certains tissus plus ou moins denses. L'application des rayons X a ensuite été étendue, au cours des années 70, grâce aux progrès de l'informatique qui ont permis l'apparition de la tomodensitométrie ou scanner médical.

Il est rapidement apparu que toutes ces techniques parviennent difficilement à faire la distinction entre les divers tissus mous, en particulier entre des organes proches. Ce constat a incité à mettre au point des produits faisant apparaître clairement des éléments qui n'étaient pas visibles par ailleurs.

Dans le cadre de la radiographie par exemple, les produits de contraste (PDC) permettent de visualiser les structures creuses de l'organisme, et de ce fait de détecter d'éventuelles anomalies.

Ces produits sont donc un atout fondamental en imagerie médicale humaine tout comme vétérinaire pour établir un diagnostic, préciser le pronostic d'une affection et prévoir et/ou objectiver son évolution sous traitement. Dans ce travail, on essayera de montrer par la simulation Monte Carlo l'efficacité des nouveaux produits de contraste en imagerie médicale.

La simulation Monte Carlo est devenue un outil primordial en imagerie médicale. En effet ces méthodes sont très répandues et s'attaquent à une large variété de problèmes, difficiles à traiter analytiquement ou expérimentalement. Les simulations Monte Carlo peuvent se substituer avantageusement aux mesures de dose de référence ou de flux car elles offrent une précision supérieure aux mesures expérimentales dans des situations complexes difficiles voire impossible à réaliser par des mesures.

Toshiba, à changer le filtrage d'aluminium et de cuivre et utilise le tantale pour diminué la dose.

Dans notre travaille nous avons proposées d'utilisée le filtre de tantale combiné avec les nanoparticules d'oxyde d'hafnium, en montrant que cette combinaison optimise la radiographie.

Ce mémoire est structuré comme suit :

Le premier chapitre parle sur les bases physiques de l'interaction des photons et des électrons avec la matière avec un rappel sur les grandeurs et les unités de la dosimétrie utilisées en imagerie médicale.

Le chapitre deux est dédié à la présentation d'un bref aperçu sur les différents techniques d'imagerie médicale avec une présentation sur les agents de contraste et leur effet indésirables.

Le troisième chapitre est consacré de parle sur les nouveaux agents de contrastes et les propriétés et l'importance des nanoparticules lourdes pour améliorer le contraste en imagerie médicale.

Le quatrième chapitre, on va tout d'abord présente l'optimisation de la radiographie par les nanoparticules on utilisant une simulation Monte Carlo par le code PHITS des nanoparticules de hafnium et d'iode dans l'eau afin de calculé la fluence des photons transmise et la dose en utilisant une source de tungstène filtré par 2mm d'aluminium puis par 2mm de tantale on montrant la capacité de ces nanoparticules et ces filtres d'amélioré le contraste.

Enfin, en concluons par une conclusion qui décrit l'intérêt de notre travail et ces perspectives.

Chapitre I

Interaction des photons et des électrons avec la matière

Chapitre I : Interaction des photons et des électrons avec la matière

Introduction :

On peut définir un rayonnement comme un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, sous forme de particules ou de photons. Les rayonnements ne peuvent être caractérisés et détectés qu'à travers leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent. Ils peuvent céder au milieu traversé une partie ou la totalité de leur énergie. Le milieu absorbant subit donc des modifications dues à l'absorption des rayonnements. On effectue l'étude de l'interaction des rayonnements avec la matière offre la possibilité de déterminer avec succès des informations quantitatives et qualitative sur le rayonnement incident et ainsi de suite sur le milieu absorbant, et permis aussi de mesurer indirectement la dose déposée par ce rayonnement dans la matière et prendre en considération les limites de la radioprotection.

I. Classification des rayonnements :

Suivant leur nature et selon leurs effets sur la matière. Les rayonnements peuvent se classer en deux catégories, des rayonnements non ionisants (les ondes radio, les ultra-violet, le visible...etc.), et d'autres ionisants (leur énergie suffit pour ioniser des atomes) soit d'une forme directe (particules chargées lourdes ou légères) comme les α , protons et les électrons, soit d'une forme indirecte (particules non chargées) comme les photons et les neutrons. La classification peut se schématiser comme suit

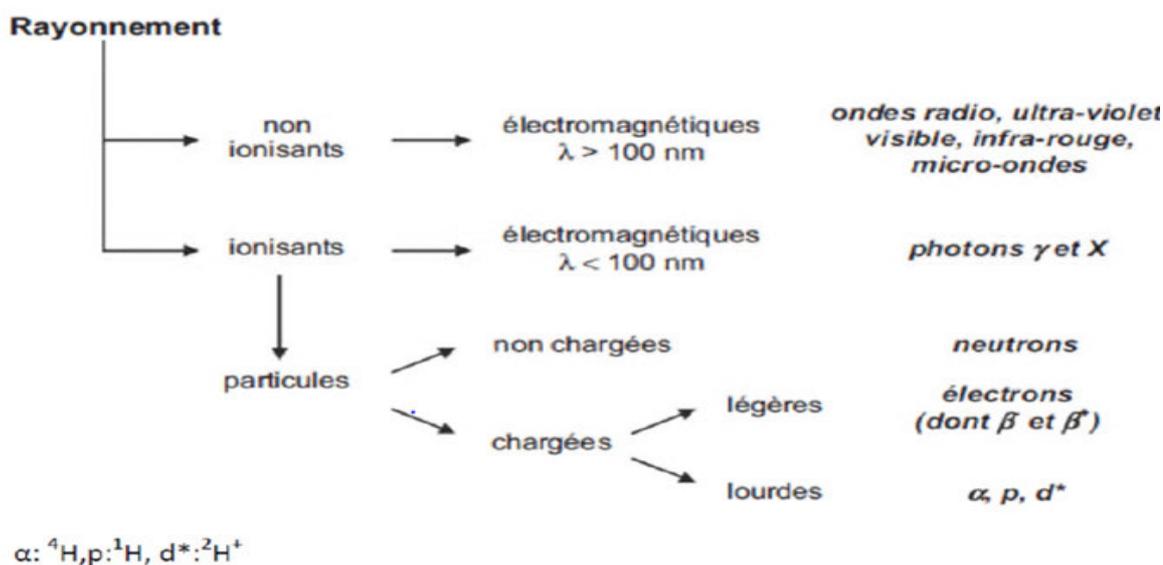


Figure (I.1): Classification des rayonnements

a) 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 mouvement et il y a lieu de distinguer les particules chargées lourdes (proton, deuton, alpha, ions lourds) et légères comme des électrons [1].

b) Les rayonnements indirectement ionisants :

Les rayonnements indirectement ionisants sont des rayonnements électromagnétiques. En effet lors de leurs interactions, ils mettent en mouvement des électrons, lesquels vont ioniser la matière selon les phénomènes d'ionisation et d'excitation [2].

II. La section efficace d'interaction :

La section efficace souvent noté σ , est une grandeur physique correspondant à la probabilité d'interaction d'une particule pour un évènement donné. L'unité couramment employée est le barn [3] :

$$1 \text{ barn} = 10^{-28} \text{ m}^2.$$

Chaque modes d'interaction, est associée une section efficace, qui dépend de l'énergie des photons incidents et du numéro atomique Z du matériau traversé.

✓ La section efficace différentielle :

La distribution angulaire des particules diffusées peut apporter des informations sur l'interaction qui a eu lieu entre la particule projectile et la particule cible (par exemple sur la forme de potentiel d'interaction). Lorsqu'on s'intéresse aux particules diffusée dans une direction définie par (Θ, ϕ) dans un angle solide élémentaire $d\Omega$ (coordonnées sphérique), on définit la section efficace différentielle $d\sigma(\Theta, \phi)/d\Omega$. [3]

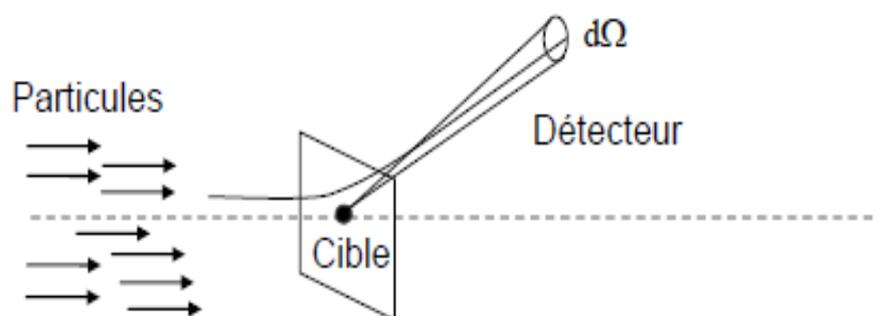


Figure (I.2): Section efficace différentielle

La section efficace totale se calcule par :

$$\sigma_{\text{tot}} = \int \frac{d\sigma(\Theta, \phi)}{d\Omega} d\Omega = \int_0^{2\pi} \int_0^{\pi} \frac{d\sigma(\Theta, \phi)}{d\Omega} \sin \Theta d\Theta d\phi \quad (\text{I.1})$$

Si on considère la symétrie sphérique, les sections efficaces différentielles ne dépendent plus que de l'angle polaire de diffusion Θ .

La détermination de la section efficace différentielle $d\sigma/d\Omega$ donne accès aux caractéristiques de la particule cible après interaction.

Ainsi avec $d\sigma/d\Theta$ et $d\sigma/dE$, il est possible de déterminer statistiquement la direction de propagation et l'énergie de la particule incident après interaction [3].

III. Interaction photon avec la matière :

Du 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 [2].

III.1 L'interaction élémentaire des photons avec la matière :

Le terme « photon » s'applique aux rayonnements électromagnétiques émis par exemple dans les transitions nucléaires « Rayons γ » ou dans les transitions atomiques « Rayons X ... ». Lors de la traversée d'un milieu matériel quelconque, tout photon a une certaine probabilité d'interagir avec ce milieu, Cette interaction peut être classée selon :

- la nature d'interaction : photon/électron ou photon/noyau.
- le type de l'événement produit : l'absorption, la diffusion ou la production des paires [1].

a. La diffusion Rayleigh :

Cette diffusion est aussi appelée diffusion cohérente. Le photon incident interagit avec tous les électrons de l'atome (a) qui se mettent à osciller en phase (b) avant d'émettre un photon de même énergie que le photon incident mais dans une direction quelconque (c). Ce phénomène est équivalent à un simple changement de direction du photon incident. [4]

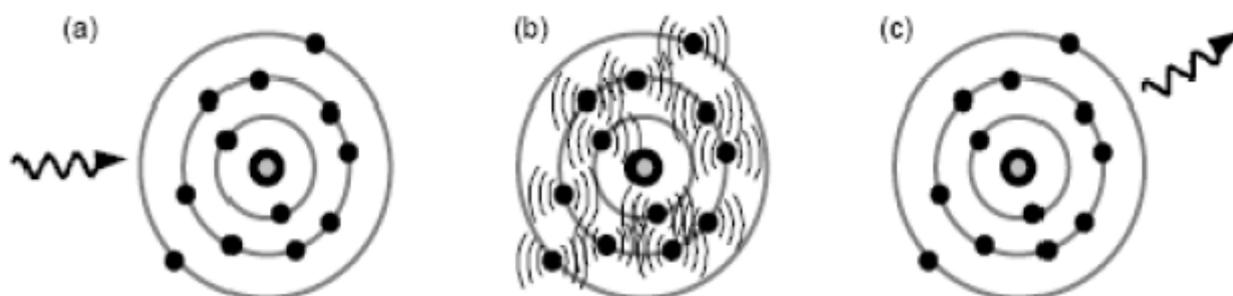


Figure (I.3): Lors d'une diffusion Rayleigh, un photon est absorbé par les électrons d'un atome (a). le champ électrique va déformer le nuage électronique de l'atome (b), qui émet ensuite un photon de même énergie que le photon incident (c).

On note que la diffusion Rayleigh est négligeable pour les rayons X.

b. L'effet photoélectrique :

L'effet photoélectrique est découvert par H. Hertz en 1887 et a été analysé par A. Einstein en 1905 (Prix Nobel). Lors de ce processus, un photon incident d'énergie E interagit avec un électron d'un atome cible. Dans cette interaction le photon cède à l'électron une énergie supérieure à son énergie de liaison. Celle-ci est absorbée totalement en donnant lieu à un cation et un électron, qui sera éjecté de l'atome avec une énergie cinétique E_c égale à la différence entre l'énergie du photon incident E_γ et l'énergie de liaison E_l [4].

$$E_c = E_\gamma - E_l = h\nu - E_l \quad (I.2)$$

Ce processus concerne les électrons atomiques principalement les couches électroniques profondes K et L. 80% de l'effet photoélectrique se produit avec des électrons de la couche K.

Ces dernières sont émises dans toutes les directions de l'espace, mais avec une direction préférentielle qui dépend de l'énergie E du photon incident. Pour les photons de basses énergies, la distribution est pratiquement symétrique par rapport à $\Theta = 90^\circ$, où Θ est l'angle entre la direction du photon et celle de l'électron émis. Lorsque E croît,

Θ diminue. Ainsi lorsque l'énergie du photon est élevée, les électrons sont émis dans la même direction que le photon incident [4].

La section efficace d'interaction d'effet photoélectrique est donnée par :

$$\sigma_{\text{ph}} = \frac{Z}{E} \ln E \quad (\text{I.3})$$

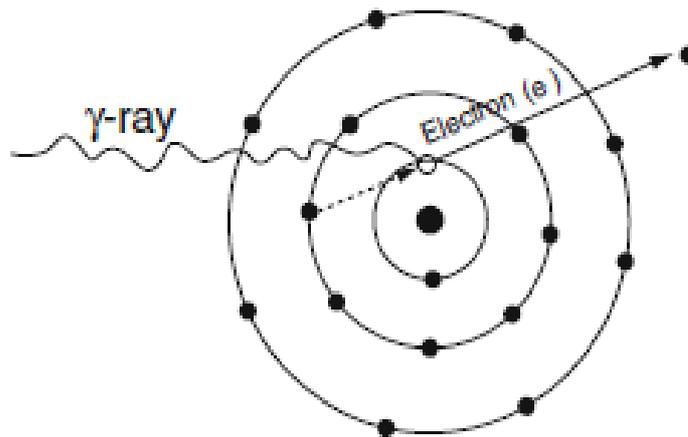


Figure (I.4) : Effet photoélectrique.

Lorsque, l'électron est expulsé de l'atome. Il s'ensuit donc un réarrangement du cortège électronique, le site laissé vacant par l'électron peut être repeuplé par des électrons des couches externes. Ce remplacement s'accompagne d'une libération d'énergie qui peut être :

- soit émise sous la forme d'un photon de fluorescence (visible ou ultraviolet) si l'énergie du rayonnement incident est modérée.
- soit émise sous la forme d'un photon X (fluorescence X), si l'énergie de transition est élevée (inférieure à 100keV), il peut être capturé par l'atome lui-même et provoquer l'éjection d'un électron périphérique : c'est l'émission Auger [4].

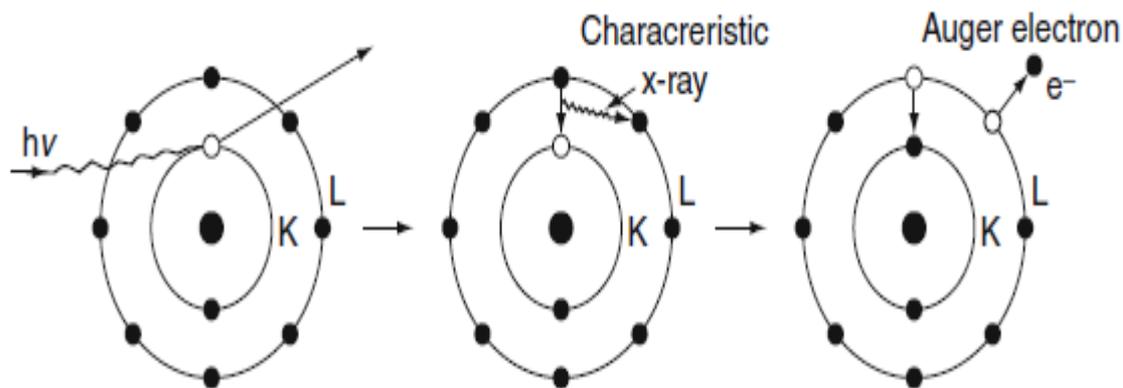


Figure (I.5) : Phénomènes de fluorescence et émissions Auger.

c. diffusion Compton :

L'effet Compton résulte de l'interaction entre un photon incident et un électron quasi libre (très peu lié) du cortège atomique qui est éjecté. L'énergie restante est emportée par le photon diffusé. Il y a donc diffusion du photon incident avec une perte d'énergie et un changement de direction selon une collision inélastique et ionisation de l'atome. Les lois de conservation de l'énergie et de la quantité du mouvement nous permettent d'obtenir l'énergie $h\nu'$ du photon diffusé et celle de l'électron T_{e^-} . [5]

$$h\nu' = \frac{h\nu}{1 + \eta(1 - \cos \theta)} \quad (I.4)$$

et

$$T_{e^-} = h\nu \frac{\eta(1 - \cos \theta)}{1 + \eta(1 - \cos \theta)} \quad (I.5)$$

Avec: $\eta = h\nu / m_e c^2$ et $m_e c^2 = 511 \text{ keV}$.

θ : l'angle de diffusion.

La section efficace d'interaction d'effet Compton est donnée par :

$$\sigma_c = \frac{8\pi r_e^2}{3} \frac{Z^2}{(137)^2} 4\sqrt{2} \left(\frac{E}{E_0}\right)^{-7/2} \quad (I.6)$$

Où r_e est le rayon classique de l'électron.

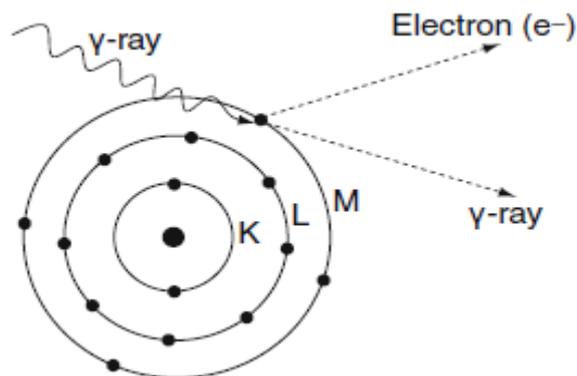


Figure (I.6) : Diffusion Compton

d. La création de paires :

Ce phénomène se produit à des énergies de photons incidents supérieures à $m_e c^2$, soit 1.022 MeV. Il consiste en la disparition d'un photon au voisinage d'un noyau atomique et la production d'une paire positron-électron. Le processus de création de paires varie pratiquement comme Z^2 (Z est le numéro atomique du noyau avec lequel le photon entre en choc). Dans la pratique, ce processus ne devient important que pour des énergies supérieures à $4m_e c^2$. A la fin de son parcours, le positron interagit avec un électron et s'annihile, ce qui provoque l'émission de deux photons de 511 keV. Les lois de conservation du moment cinétique font que ces deux photons sont émis dans des directions opposées. La conservation de l'énergie s'écrit:[5]

$$E = 2E_0 + T_{e^+} + T_{e^-} \quad (I.7)$$

T_{e^-} , T_{e^+} sont respectivement les énergies cinétiques de l'électron et du positron.

La section efficace d'interaction de création de pair est donnée par :

$$\sigma_{\text{pair}} = \frac{28}{9} Z^2 a^3 \left(\frac{\hbar c}{m_e c} \right)^2 \left[\ln \frac{183}{Z} - \frac{2}{7} \right] \quad (I.8)$$

\hbar : la constante de Planck.

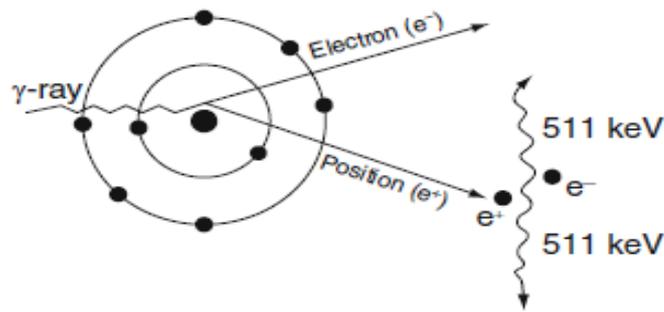


Figure (I.7):Création de pair.

Remarque: la création de pair est négligeable pour les rayons X et prédominante pour les photons γ d'énergie supérieure ou égale à 1,022 MeV.

III.2 L'interaction globale d'un faisceau de photons :

L'importance relative des différents types d'interaction se détermine par la valeur des différentes composantes de la section efficace, en fonction de l'énergie de la radiation E et du numéro atomique du milieu Z , Ceci permet de définir trois zones :

- L'effet photoélectrique prédomine à basse E et Z élevé.
- L'effet Compton prédomine à Z bas.
- La création de paires prédomine à hautes énergie et Z élevé (pour des énergies supérieures à 4 MeV, l'effet de matérialisation domine et sa probabilité d'interaction devient de plus en plus importante pour les matériaux lourds) [3].

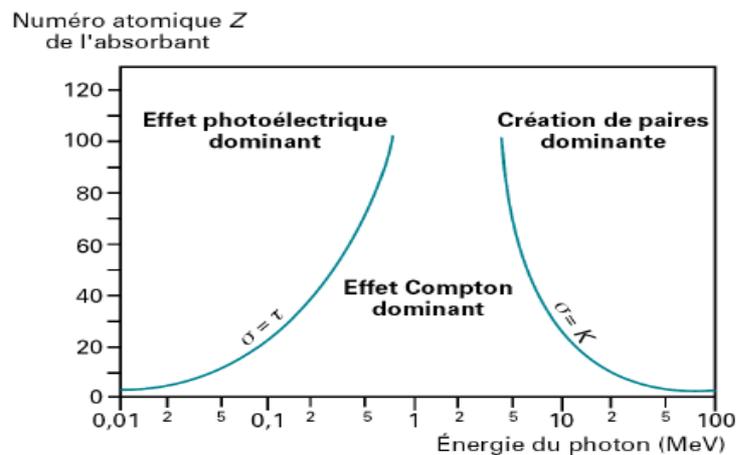


Figure (I.8):Prépondérance des différentes interactions des photons.

III.2.1 L'atténuation d'un faisceau de photon dans la matière :

Lorsqu'un faisceau de rayons X ou γ d'intensité I_0 , traverse un milieu matériel d'épaisseur x , l'atténuation de ces photons par la matière et essentiellement dépend de l'énergie des photons incident et aussi de caractéristiques de milieu traversée qui est proportionnel à l'intensité de faisceau transmis $I(x)$. Si le milieu absorbant est constitué de tissus corporels, une énergie suffisante peut se déposer dans les cellules, détruisant leur capacité de reproduction. Cependant, la plupart de l'énergie absorbée est convertie en chaleur, ne produisant aucun effet biologique.

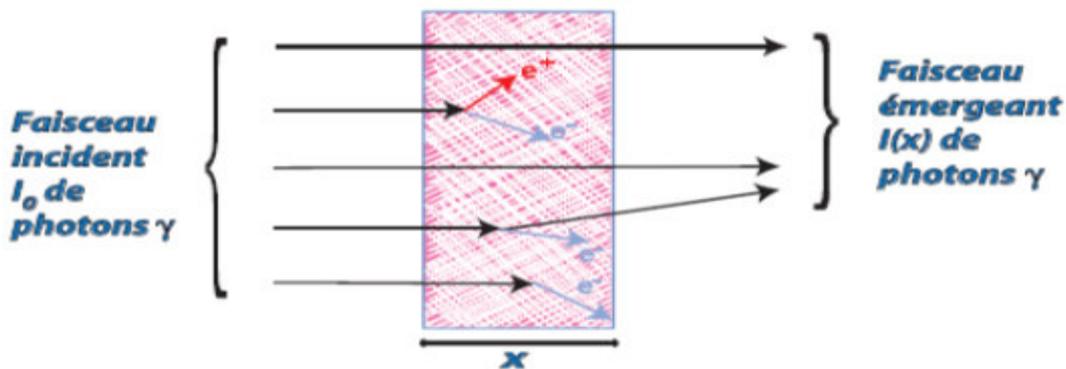


Figure (I.9): L'atténuation d'un faisceau de photon dans la matière.

La loi d'atténuation d'un faisceau mono énergétique et parallèle dans un milieu homogène est donnée par la relation :

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (I.9)$$

I_0 : l'intensité des photons du faisceau incident.

$I(x)$: l'intensité de photons sortant d'un milieu absorbant d'épaisseur x .

μ : le coefficient d'atténuation linéaire.

Il représente la probabilité d'interaction par unité de longueur elle dépend de la nature du matériau et de l'énergie du photon incident.

La section efficace d'interaction est directement proportionnelle au coefficient d'atténuation linéaire.

$$\mu = n \sigma_{\text{tot}} \quad (I.10)$$

n : est le nombre de noyaux de l'atome cible [6].

Chapitre I : Interaction des photons et des électrons avec la matière

$$\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{ph}} + \sigma_{\text{c}} + \sigma_{\text{pair}} \quad (\text{I.11})$$

σ_{tot} : la somme de toutes les sections efficaces des différents processus. [1]

On définit aussi un coefficient massique d'atténuation μ_m qui dépend de la densité de matière ρ :

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (\text{I.12})$$

μ_m : à la dimension d'une surface par unité de masse (cm^2/g).

On peut définir, pour chacune des principales interactions mentionnées, un coefficient d'atténuation particulier et on examine son évolution en fonction de l'énergie E des photons. [4]

a) La couche de demi-atténuation (CDA) :

C'est l'épaisseur nécessaire pour atténuer de moitié le nombre de photons incidents.

Pour une épaisseur $x=1$ CDA, on a :

$$\text{CDA} = \text{Ln } 2/\mu \quad (\text{I.13})$$

Le CDA représente une caractéristique des différents matériaux vis-à-vis des rayonnements électromagnétiques. [1]

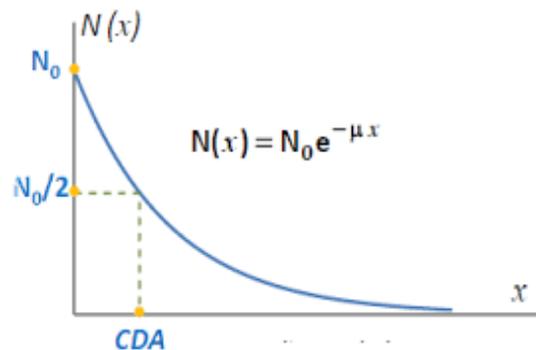


Figure (I.10) : Courbe d'atténuation des rayonnements électromagnétiques dans la matière.

b) Le libre parcours moyen :

Au contraire des particules chargées qui cèdent progressivement leurs énergies à la matière et qui subissent tout au long de leur trajectoire des collisions avec les atomes du milieu et se ralentissent, les photons n'interagissent que très peu avec la matière. De plus, il existe une probabilité de 74% pour qu'un photon traverse un

Chapitre I : Interaction des photons et des électrons avec la matière

épaisseur dans la matière sans interaction. Par exemple un photon de 1MeV peut traverser 1cm de germanium sans voir aucune interaction. Ainsi, les photons gamma parcourent des grandes distances entre deux collisions. Toutefois, ils peuvent perdre en une seule collision une grande partie ou la totalité de leur énergie et disparaissent brutalement. C'est pourquoi on ne parle pas ni de parcours des photons dans la matière ni de ralentissement mais plutôt de leur libre parcours moyen λ , qui est la distance moyenne parcouru par un photon avant la première interaction [4].

$$\lambda = \frac{1}{\mu} = \frac{1}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)\rho} \quad (\text{I.14})$$

Avec : μ : le coefficient d'atténuation linéique.

ρ : La densité volumique du matériau traversée.

IV. Interaction des électrons avec la matière :

Les électrons sont des particules légères porteuses d'une charge électrique élémentaire, négative pour les négatons et positive pour les positons. Les électrons en mouvement dans un milieu matériel perdent leur énergie cinétique au cours d'interactions avec les atomes du milieu traversé. Deux cas de figure peuvent se présenter : les électrons agissent soit avec les électrons des atomes constituant le milieu, soit avec leur noyau [4].

✓ Interaction électron-électron :

Les interactions inélastiques correspondent aux collisions des électrons incidents avec les électrons atomiques. Elles amènent l'atome dans un état excité suite à une perte d'énergie de l'électron incident [3].

a. Ionisation :

Dans ce phénomène l'énergie transférée par l'électron incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron atomique. Ce dernier est donc expulsé de l'atome. Lors d'une ionisation, l'énergie cédée par l'électron incident est généralement faible par rapport à son énergie cinétique totale. On en déduit qu'il faudra un grand nombre d'interactions avant que l'électron n'ait épuisé toute son énergie cinétique, et qu'il s'arrête dans la matière [4].

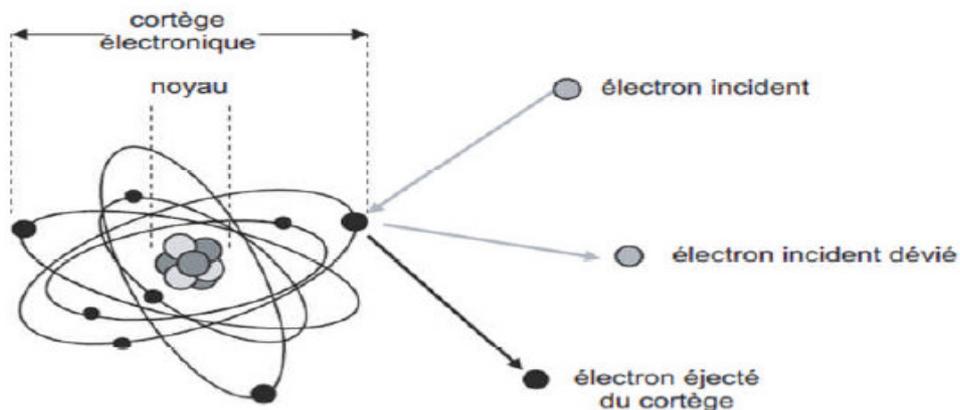


Figure (I.11) :Phénomène d'ionisation.

b. l'excitation :

Dans ce cas, l'énergie transférée est exactement égale à la différence entre les énergies de liaison de deux couches électroniques. L'électron atomique saute sur une orbite correspondant à une couche électronique moins liée, on dit qu'il est excité. Cet électron va chercher à retrouver son niveau énergétique de départ. Lors de son retour à sa couche originelle, de l'énergie est libérée sous la forme d'un photon dont la valeur d'énergie dépendra de la différence entre les deux niveaux énergétiques. On parle de réarrangement du cortège électronique. Ce phénomène s'observe également dans le cas d'une ionisation où il aboutit généralement à une émission en cascade de rayonnements électromagnétiques et/ou électroniques de faibles énergies [4].

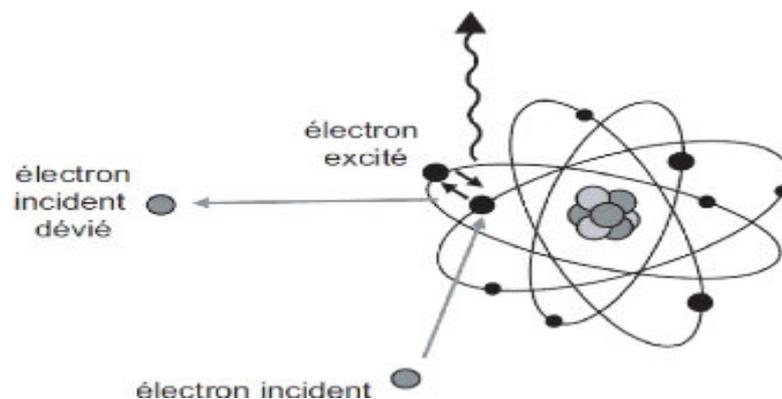


Figure (I.12) : Phénomène d'excitation

✓ Interaction électron-noyau

c. Rayonnement de freinage :

Lorsque un flux d'électrons de forte énergie (supérieure à 1 MeV) traversant une matière constituée d'atomes lourds (numéro atomique Z élevé). Ces électrons peuvent interagir avec les noyaux des atomes de la substance traversée. Ils subissent l'influence du champ coulombien du noyau : ils sont alors déviés et cèdent une partie de leur énergie au noyau. Cela se manifeste par un ralentissement ou freinage. L'énergie perdue est émise sous la forme de rayonnements X, dits de freinage. (Rayonnement de Bremsstrahlung en allemand) [2].

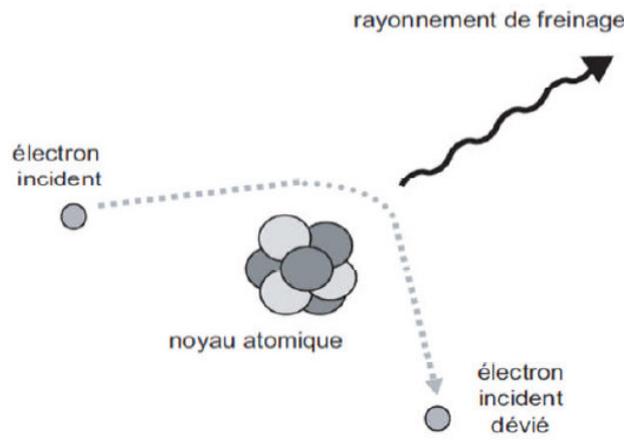


Figure (I.13) : Phénomène de freinage.

IV.1 Le pouvoir d'arrêt et le parcours moyen des électrons

a. Le pouvoir d'arrêt :

Le pouvoir de pénétration d'une particule dans un milieu est donné par l'énergie progressivement perdue par la particule incidente après interaction avec les atomes de la matière traversée.

Si dE est la quantité d'énergie perdue par un électron en traversant l'épaisseur dx de matériau de densité ρ [g.cm⁻³], le pouvoir d'arrêt massique totale S_{tot} est défini par : [6]

$$S_{\text{tot}} = S_{\text{coll}} + S_{\text{rad}} = \frac{1}{\rho} \left[\left(\frac{dE}{dx} \right)_{\text{coll}} + \left(\frac{dE}{dx} \right)_{\text{rad}} \right] \quad (\text{I.15})$$

Chapitre I : Interaction des photons et des électrons avec la matière

Ou S_{cool} et S_{rad} sont les pouvoir d'arrêt massique par collisions et freinage [Mev.cm²/g].

(dE/ dx) :le pouvoir linéique de ralentissement de l'électron.

Le pouvoir d'arrêt est généralement exprimé en MeV/cm et caractérise le ralentissement de l'électron dans le milieu, celui-ci peut être calculé par la formule de Bethe-Bloch

$$-\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi}{me c^2} \left(\frac{e^2}{4\pi\epsilon_0}\right)^2 \left[\ln\left(\frac{mec^2\beta^2}{I(1-\beta^2)}\right) - \beta^2\right] \quad (\text{I.16})$$

La valeur moyennede la perte d'énergie par collision (ionisations et excitations) est donnée par la formule de Bethe-Bloch relativiste, simplifiée pour les énergies cinétiques de l'électron non relativiste :

$$\frac{dE}{dx} = 0.15 \frac{Z}{A\beta^2} \ln \left[\frac{\alpha^2(\alpha+2)}{2Imc^2} \right] \quad (\text{I.17})$$

Avec A : masse atomique du milieu.

Z : le numéro atomique du milieu.

I : le potentiel moyen d'excitation du milieu.

ϵ :la permittivité du vide.

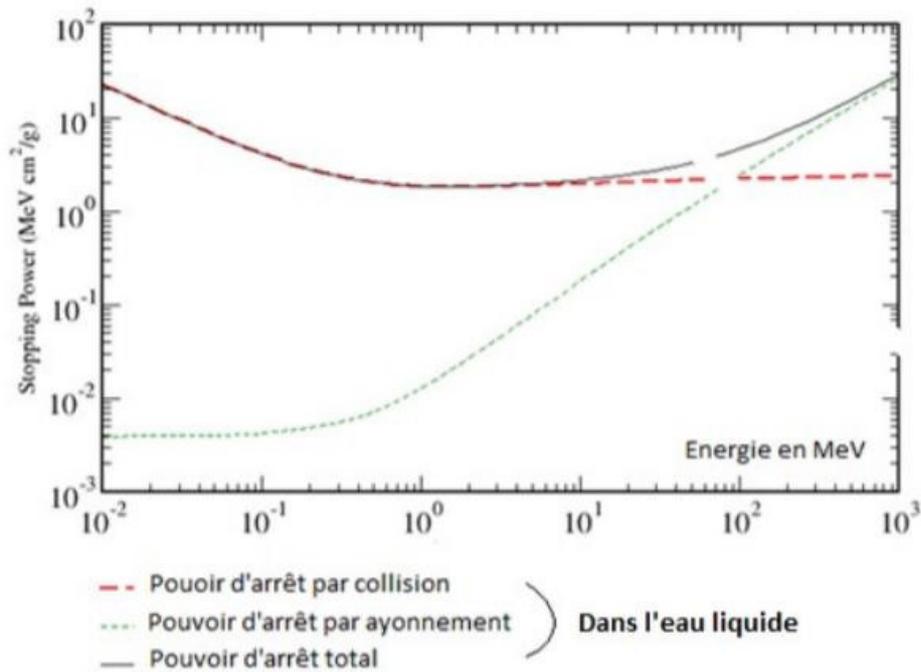
e : la charge élémentaire de l'électron,

m_e :la masse de l'électron.

c : la vitesse de la lumière dans le vide.

$$\alpha = \frac{E}{me c^2} \quad (\text{I.18})$$

$$\beta = \frac{\alpha(\alpha+2)}{\alpha+1} \frac{v}{c} \quad (\text{I.19})$$



Figure(I.14) : Pouvoir d'arrêt des électrons dans l'eau.

b. Le parcours moyen des électrons :

Défini comme la distance parcouré au-dela de laquelle des particules sont totalement absorbées par la matière.

$$R = \int_0^R dx = \int_0^E \left(\frac{dE}{dx}\right)^{-1} dE \quad (I.20)$$

La trajectoire des électrons dans la matière est erratique du fait des interactions multiples aléatoires qu'ils subissent au fur et à mesure qu'il traversent la matière. [6]

V. Dosimétrie des rayonnement

V.1 Les grandeurs dosimétriques :

Pour caractériser les rayonnements ionisants et leurs effets sur la matière biologique, différentes grandeurs sont utilisées en imagerie médicale qui seront introduites ici les notions fondamentales de l'exposition, kerma, la dose (absorbée, équivalente, efficace) [6].

a) L'exposition :

L'exposition ne s'applique qu'à des rayonnement indirectement ionisant est parmi ceux-ci uniquement aux rayons X et gamma dans l'air. Cette quantité d'exposition est définie par l'ICRU(internationale comiston en radiation units and measurements) comme le quotient de la charge ΔQ par le volume d'air de masse Δm .

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (I.21)$$

l'unité : C.Kg⁻¹

l'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R) : 1R=2.58 10⁻⁴ C.Kg⁻¹

où ΔQ , est la charge électrique total de tous ions d'une signe donné produits dans l'air qaund tous les électrons secondaires libérés par les photons dans un volume d'air de masse Δm sont complètement arrêtés par l'air. [7]

b) Kerma :

Le kerma (K) (kinetic energy released in material), défini uniquement pour les rayonnements indirectement ionisants, a pour définition : [1]

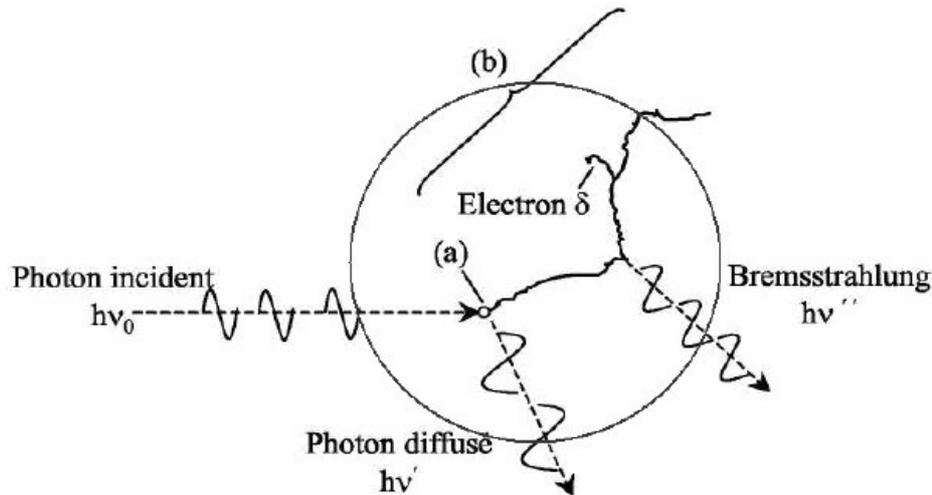
$$K = dE_{tr}/dm \quad (I.22)$$

Et s'exprime en gray (Gy).

dE_{tr} est la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées (électrons) mises en mouvement par les photons dans un élément de volume de masse dm .

Le kerma est ainsi défini en fonction de la fluence ϕ et de coefficient d'atténuation massique ($\frac{\mu}{\rho}$) comme suite : [6]

$$K = \phi E \left(\frac{\mu}{\rho} \right) [\text{Gy}] \quad (I.23)$$



Figure(I.15): Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.

c) Dose absorbée :

La dose absorbée correspond à la quantité d'énergie cédée par unité de masse de matière exposée aux rayonnements. Dans un milieu exposé aux rayonnements ionisants, la dose absorbée D en un point déterminé est donnée par la relation :

$$D = dE/dm \quad (\text{I.24})$$

Dans laquelle dE est l'énergie cédée par les rayonnements à l'élément de matière de masse dm entourant le point considéré, c'est-à-dire la différence entre la somme des énergies des rayonnements qui ont pénétré dans l'élément de matière et la somme des énergies qui en sont ressorties.

D'après cette relation, dans le système international (SI) de mesures, une dose absorbée se mesure en joule par kilogramme. [1]

Par définition : 1 gray (Gy) = 1 joule par kilogramme (J.kg^{-1})

Une unité historique est encore utilisée, le rad :

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad. Rad} = 10^{-2} \text{ Gy} = 10 \text{ mGy.}$$

➤ Débit de dose absorbée:

On définit le débit de dose absorbée comme étant les variations respectivement de la dose (dD) par intervalle de temps dt :

$$\dot{D} = dD/dt \quad (\text{I.25})$$

Chapitre I : Interaction des photons et des électrons avec la matière

Ils s'expriment en Gy.S⁻¹ ou en multiples et sous-multiples de ces unités. [1]

V.2 Grandeur de protection

a) La dose équivalent :

Est défini comme la dose absorbée mesurée pour établir le degré des effets biologique des différents rayonnements exprimé en (Sv).

$$H = \sum W_r \cdot D_{TR} \quad (I.26)$$

D_{TR} : Dose absorbée moyenne du rayonnement pour l'organe ou le tissu.

W_r : facteur de pondération radiologique. [6]

Rayonnement	W_r
Electromagnétique (X, γ)	1
Electrons et β	1
Protons	2
Neutrons (selon l'énergie)	2,5 à 20
Alpha	20

Tableau(I.1) : Facteurs de pondération des rayonnements (W_r).

b) La dose efficace:

C'est la dose équivalente mesurée pour déterminer la sensibilité de différents tissus aux rayonnements exprimé en (Sv). [6]

$$D_{\text{eff}} = \sum W_t \cdot H_T \quad (I.27)$$

W_t : facteur de pondération tissulaire.

Tissu ou organe	W_t	ΣW_t
Côlon, estomac, moelle osseuse, poumon, sein, autres tissus ou organes (ensemble)	0,12	0,72
Gonades	0,08	0,08
Foie, œsophage, thyroïde, vessie	0,04	0,16
Cerveau, glandes salivaires, peau, surface osseuse	0,01	0,04
Total		1

Tableau(I.2) : Facteurs de pondération tissulaire.

Chapitre I : Interaction des photons et des électrons avec la matière

Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons rappelé les généralités de l'interaction des photons avec la matière et leurs sections efficaces d'interaction, nous avons défini les grandeurs dosimétriques des rayonnements. Les électrons et les photons sont les deux particules qui nous intéressent pour l'étude de l'imagerie médicale.

Dans le chapitre suivant, nous allons expliquer le principe de quelque type d'imagerie médicale, le fonctionnement d'un tube à rayons X et une étude physique sur le contraste utilisée en tomodensitométrie (CT Scanne).

Chapitre II

Imagerie et agent de contraste

Chapitre II: Imagerie et agent de contraste

Introduction :

Les examens d'imagerie médicale regroupent les moyens d'acquisition et de reconstitution d'images du corps humain à partir de différents phénomènes physiques telle que (radiographie, tomodensitométrie, scintigraphie et tomographie par émission de positon), la résonance magnétique nucléaire (imagerie par résonance magnétique), la réflexion d'ondes ultrasons (échographie) [8].

L'imagerie médicale est non seulement un outil de diagnostic puisqu'elle apporte des informations anatomiques et fonctionnelles, mais elle est aussi un outil de surveillance et de suivi thérapeutique.

I. Les rayons X

1. Historique :

Les rayons X constituent un rayonnement de courte longueur d'onde, entre 0,1 et 100 Å, découvert en 1895 par l'Allemand W.C. Röntgen (Prix Nobel 1901). Bien que ce tube fut enchâssé dans un boîtier de carton noir, Röntgen nota qu'un écran de Platinocyanure de Baryum, placé par hasard à proximité, émettait une lumière fluorescence lorsque le tube fonctionnait. Après avoir effectué d'autres expériences, il conclut que cette fluorescence était causée par un rayonnement invisible d'une nature plus pénétrante que le rayonnement ultraviolet.

Comme il ne trouva pas de dénomination adéquate pour ces rayons, Röntgen les baptisa «Rayons X». Notons au passage que ce rayonnement est encore souvent appelé en Allemagne Bremsstrahlung. Peu après la découverte des rayons X, leur capacité à traverser le corps humain fut mise en évidence et donnèrent naissance aux premières images médicales.

Le premier cliché est celui de la main d'Anna Bertha Röntgen (22 décembre 1895); il s'agit de la première radiographie, la radiologie est née (Figure II.2) [9]



Figure (II.1) : Une des premières radiographies prise par Wilhelm Röntgen.

2. Production des rayons X :

La théorie du rayonnement électromagnétique prévoit que lorsqu'une particule chargée subit une modification de sa trajectoire, elle rayonne de l'énergie. Ainsi, une particule accélérée ou décélérée subit une perte de son énergie sous forme de rayonnement électromagnétique. Ce processus porte le nom de rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung. Cette perte d'énergie par rayonnement de freinage dépend en partie de la masse de la particule incidente.

Ce processus est important pour les particules légères comme les électrons et il est pratiquement négligeable pour les particules lourdes. La production des rayons X s'effectue sur la base de ce processus en créant un faisceau de particules chargées que l'on freine ensuite dans un matériau cible, c'est le principe du tube à rayon X. [10]

3. Principe d'un tube à rayons X :

Pour disposer de faisceaux de rayons X utilisables, le procédé technologique consiste à créer des électrons et à les envoyer sur une cible pour obtenir des rayonnements de freinage en grand nombre. Un courant électrique circule dans un filament et crée des électrons par chauffage (effet thermo-ionique). Ce filament constitue la cathode du tube à rayons X ; il est porté à un potentiel négatif.

Les électrons formés sont accélérés par une haute tension appliquée entre la cathode et une cible, ou anode (parfois aussi appelée anticathode), qui est portée à un potentiel

Chapitre II: Imagerie et agent de contraste

fortement positif pour attirer les électrons. L'ensemble est placé dans une ampoule en verre dans laquelle est réalisé un vide poussé pour éviter la dispersion des électrons.

Pour favoriser la production de rayonnement de freinage, l'anode est constituée d'un matériau de numéro atomique élevé résistant à la chaleur. Le tungstène, de numéro atomique 74 (et de symbole chimique W) répond bien à ces deux exigences et constitue très souvent la cible des tubes à rayons X. Selon les applications envisagées, celle-ci peut être également en molybdène, or, cuivre, fer, cobalt. . .

Le rendement de la cible en rayonnement de freinage reste toujours limité (2 %). Les nombreuses ionisations et excitations créées par les électrons dans la cible produisent une importante élévation de température. Celle-ci est donc souvent enchâssée dans du cuivre pour assurer la diffusion de la chaleur et nécessite un refroidissement par air, huile ou eau.

L'anode est le plus souvent inclinée par rapport à la direction des électrons et les rayons X sont émis préférentiellement dans un cône dont l'axe dépend de la pente de l'anode. Les rayons X traversent la paroi du tube et sortent par une fenêtre en matériau léger (béryllium ou aluminium) aménagée dans la gaine plombée qui entoure le tube. Cette fenêtre va arrêter une partie des rayons X, en particulier ceux qui auront une énergie faible. De plus, pour limiter le faisceau à sa partie utile, un collimateur est placé après la fenêtre de sortie. [10]

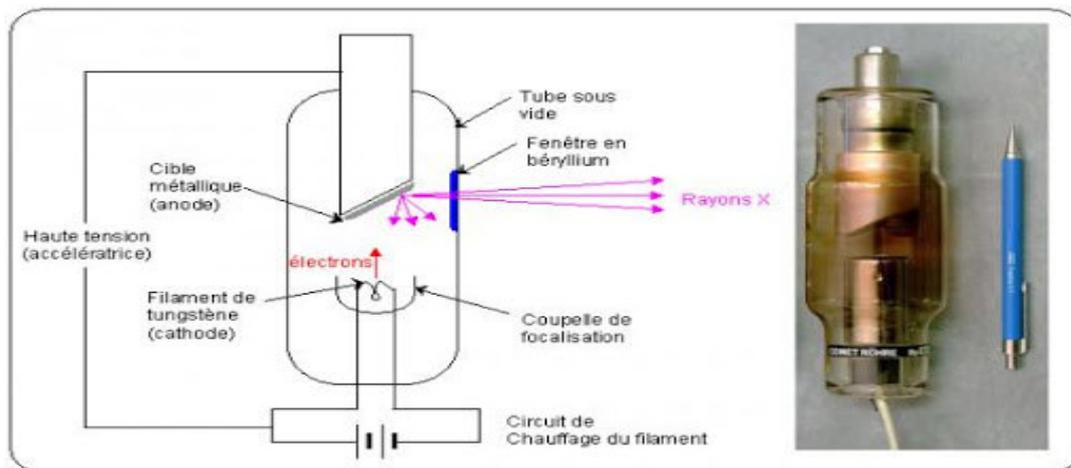


Figure (II.3) : Dispositif de production des rayons X (tube de Coolidge).

4. Spectre de rayons X :

Le spectre en énergie des rayons X émis par l'anode est le résultat de la superposition de deux spectres indépendants :

- le spectre continu des rayonnements de freinage, de 0 à E_{\max} .
- le spectre de raies caractéristiques liées au réarrangement du cortège électronique.

Ce spectre global peut être représenté de deux manières :

- en fonction des longueurs d'onde comme sur la Figure(II.4), le spectre présentera alors une longueur d'onde minimale

$$\lambda_{\min} = \frac{hc}{E_{\max}} \quad (\text{II.1})$$

- en fonction de l'énergie, comme sur la Figure(II.5) Dans ce cas, l'énergie des rayons X ne pourra pas dépasser une valeur maximale correspondant à la haute tension appliquée. En aucun cas l'énergie du photon X de freinage ne peut être supérieure à celle de l'électron qui lui a donné naissance :

$$E_{\max} = e.V \quad (\text{II.2})$$

Ou, plus simplement : $E_{\max}(\text{en keV}) = \text{haute tension (keV)}$.

La forme exacte du spectre émis par un tube à rayons X dépend de nombreux paramètres tels que la nature de l'anode, la valeur de la haute tension et la filtration totale. L'intensité électrique du courant parcourant le filament permet de modifier le nombre d'électrons émis, donc celui de rayons X produits par le tube. [10]

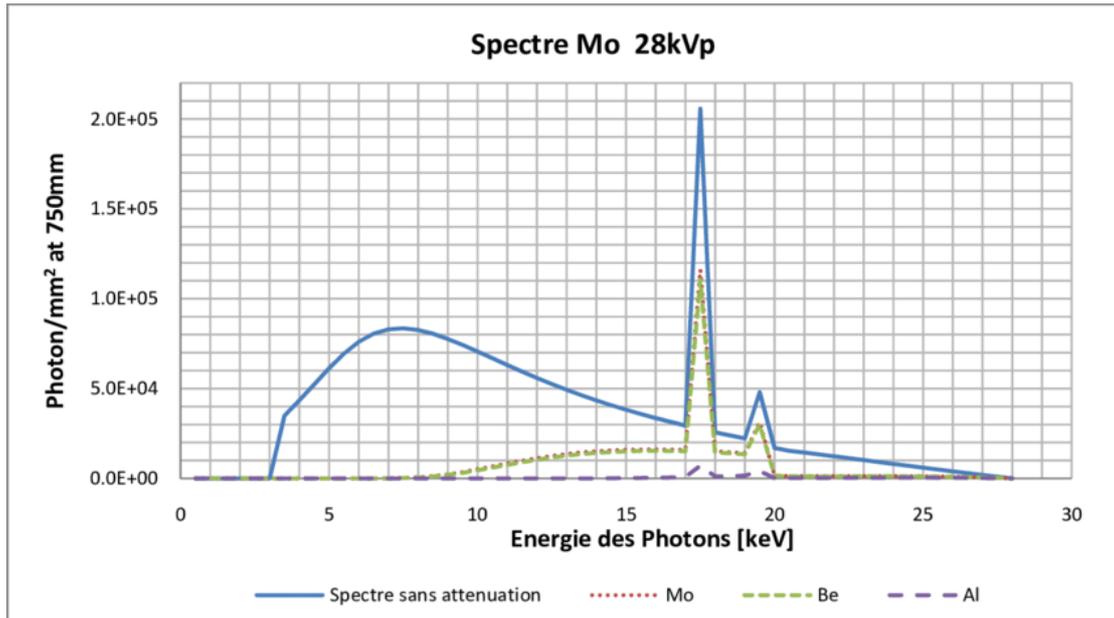


Figure (II.3) : Spectre des RX calculé par différents matériaux.

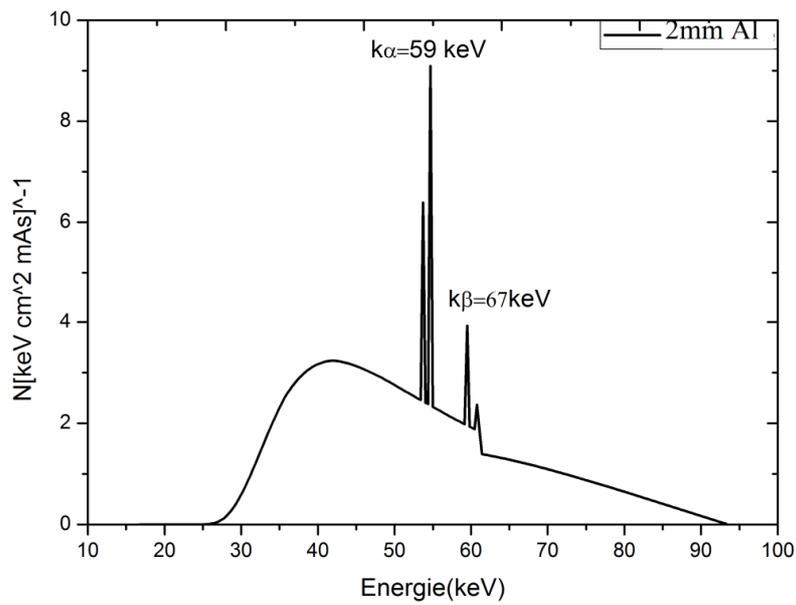


Figure (II.4) : Exemple d'un spectre de rayons X, pour une haute tension de 100 KV

II. Le principe d'imagerie médicale :

Le corps humain étant opaque à la lumière visible, le principe général consiste à recourir à des rayonnements physiques pouvant le traverser et donner une information sur le trajet parcouru. Le fait qu'un faisceau de rayons X homogène est plus ou moins absorbé en fonction des structures anatomiques rencontrés. Suivant la densité des tissus que le faisceau rencontre, on observe une différence d'atténuation des rayons X avec une modification du faisceau de rayons. Les rayons ainsi modifiés produisent une image radiante des tissus rencontrés, l'image est ensuite formée sur le film photographique. Pour améliorer la sensibilité du film, il peut être couplé à des écrans renforçateurs constitués de sels fluorescents qui convertissent les rayons X en photons lumineux, les écrans étant de part et d'autre du film [11].

En imagerie, les doses reçues par le patient lors d'un examen sont dites "faibles", c'est-à-dire en dessous de 100 mGy.

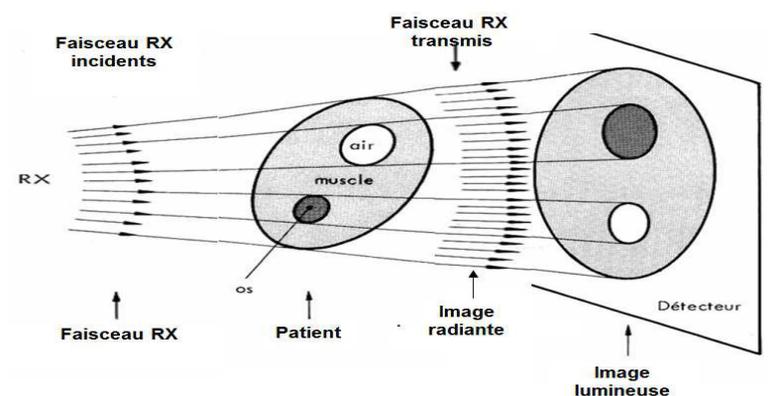


Figure (II.1) : Illustration de l'atténuation des rayons X en radiographie.

III. Le but de l'imagerie médicale :

Le but de l'imagerie médicale est de créer une représentation visuelle intelligible d'une information à caractère médical. Cette problématique s'inscrit plus globalement dans le cadre de l'image scientifique et technique, l'objectif est en effet de pouvoir représenter sous un format relativement simple une grande quantité d'informations issues d'une multitude de mesures acquises selon un mode bien défini.

L'image obtenue peut être traitée informatiquement pour obtenir par exemple :

- Une reconstruction tridimensionnelle d'un organe ou d'un tissu.
- Un film ou une animation montrant l'évolution ou les mouvements d'un organe au cours du temps.
- Une imagerie quantitative qui représente les valeurs mesurées pour certains paramètres biologiques dans un volume donné.

Dans un sens plus large, le domaine de l'imagerie médicale englobe toutes les techniques permettant de stocker et de manipuler ces informations. Ainsi, il existe une norme pour la gestion informatique des données issues de l'imagerie médicale : la norme DICOM (Digital International Communication) [12].

IV. La dosimétrie en radiographie :

La dosimétrie est la mesure des doses de rayonnement ionisant, fait partie des outils de la radioprotection. Elle a pour objet de mesurer au mieux les rayonnements en un lieu ou sur une personne, pour fournir une estimation de l'équivalent moyen de dose et de dose efficace. La grande variété des situations et des rayonnements a conduit à une grande diversité de ces détecteurs qui doivent en outre s'adapter régulièrement aux changements des limites réglementaires. C'est parfois même leurs améliorations qui permettent de définir de nouvelles limites.

Dans domaine d'énergie de la radiologie entre 20 et 150 kV (énergie moyenne 15 à 60 keV) et Comme tout type d'imagerie médicale utilisant les rayons X, il y a le phénomène d'irradiation du patient qui est incontournable. Il faut limiter la dose d'irradiation que le patient reçoit. Un tube à rayon X n'émettant jamais à un seul niveau d'énergie, le patient reçoit un spectre plus ou moins étalé dont certains niveaux énergétiques (en particulier les niveaux de très basses énergies) vont être entièrement absorbés par le corps. Certains de ces niveaux peuvent cependant être inutiles pour l'examen car non détectés au niveau du détecteur. Dans ce cas-là, on utilise un filtre pour éviter cette exposition aux très basses énergies. Le plus grand danger de l'irradiation est celui de développer un cancer.

Lors du calcul de la dose, il faut donc faire un compromis entre le contraste de l'image (plus la dose est élevée, plus l'image sera nette et contrastée) et le risque d'irradiation (plus la dose est élevée, plus le risque est élevé)[13].

V. Les Différentes techniques d'imagerie médicale

V.1 La radiographie numérique :

Depuis quelques années, la radiologie a amorcé son virage vers le tout numérique avec l'avènement des premiers détecteurs plats. La société Trixell joue un rôle moteur dans le développement de cette technologie. Les principaux avantages de ces détecteurs numériques plats, face aux radiographies à base de film, sont :

- une dose d'exposition plus faible du patient aux rayons X, à qualité d'image identique : les détecteurs numériques ont une sensibilité supérieure, ce qui permet de réduire la dose. Ceci est une caractéristique particulièrement stratégique pour les détecteurs numériques, notamment lorsque l'on considère une utilisation dans le cadre d'une intervention chirurgicale, où le patient et le médecin peuvent être exposés à une dose de rayonnement cumulée relativement importante si la sensibilité du matériel d'acquisition est insuffisante,
- une facilité de transmission et de stockage : les clichés radiographiques sont conservés directement sur support informatique, ce qui permet une transmission rapide des données et un stockage plus pratique, et surtout moins polluant, comparé aux traditionnels films,
- les multiples traitements d'image disponibles qui permettent de faciliter le diagnostic : les outils de réglage de contraste permettent au médecin de pouvoir instantanément visualiser plusieurs types d'organes (tissus mous et os), alors qu'avec un film classique, il aurait fallu faire plusieurs clichés en adaptant la dose d'exposition. Le fait de disposer directement de la source numérisée de l'examen a également permis de développer les techniques d'amélioration d'image (débruitage, rehaussement de contours notamment) ou de post-traitement avancé (reconstruction 3D, visualisation couleur par acquisition en «Dual Energy»).

Les multiples avantages des détecteurs numériques leur permettent de prendre petit à petit le dessus vis-à-vis des systèmes à film, qu'ils sont amenés à remplacer dans des contextes où le coût des systèmes n'est pas une contrainte trop [14].

L'imagerie numérique ne cesse de se développer permet au médecin :

- un diagnostic plus fiable.

- de disposer de l'information tout moment sur place et à distance, archivé et enregistrée sur support (disque dur, USB, CD)... transmise via réseaux sécurisés ou consultée directement sur écran : ce qui est rapide, économique et écologique.
- réduire les gestes invasifs : « explorer l'intérieur depuis l'extérieur »
 - de réduire l'exposition aux rayonnements ionisants d'où minimiser l'irradiation et respecter les normes de radioprotection. [15]



Figure (II.6) : La radiographie numérique.

V.2 La radiographie conventionnelle :

le terme « Radiographie » peut désigner l'ensemble des techniques permettant de réaliser les clichés des structures internes d'un patient ou d'un composant mécanique à l'aide des rayons X .l'application la plus courante est la radiographie médicale dans laquelle les clichés traduisent l'opacité plus ou moins marquée des tissus ou des organes par une teinte plus ou moins claire.

Sachant que le corps est composé de tissus mous comme la peau, les muscles qui sont peu opaques aux rayons X et des os qui sont plus opaque. Le procédé de la radiographie consiste à faire traverser un corps étudié par un faisceau de rayons X. l'image est créée par la différence d'opacité des tissus due aux rayons X.

Les procédés d'acquisitions radiographiques mesurent la quantité de rayons X parvenant sur les détecteurs selon le coefficient d'atténuation des rayons X de chaque tissu.la radiographie est encore le plus souvent réalisée sur film qui est disposé dans une cassette protectrice derrière ou sous le corps étudié [12].

IV.1.1 Principe de la radiographie conventionnelle :

La radiologie conventionnelle réalise une image en projection du corps humain par transillumination. Un faisceau de rayons X, émis par collision d'un faisceau d'électrons avec une cible matérielle, est envoyé sur le patient, et recueilli de l'autre côté sur une surface sensible au rayonnement X: plaque photographique, combinaison d'un écran fluorescent et d'un amplificateur de brillance ou d'une émulsion photographique. Une grille en plomb ou en acier permet de limiter les effets du rayonnement diffusé sur l'image radiographique. Cette grille est composée de lamelles arrangées en peigne, la hauteur et la distance des lamelles définissant le pouvoir anti diffusant de la grille. Elle est utilisée, en pratique, lorsque l'épaisseur des tissus dépasse 10 cm.

L'image obtenue en radiologie conventionnelle est une projection intégrée sur toute l'épaisseur du patient. Cette méthode ne permet donc pas de faire de l'imagerie en trois dimensions. De plus les zones entourées de tissus denses (os notamment) ne sont pas visibles.[14]

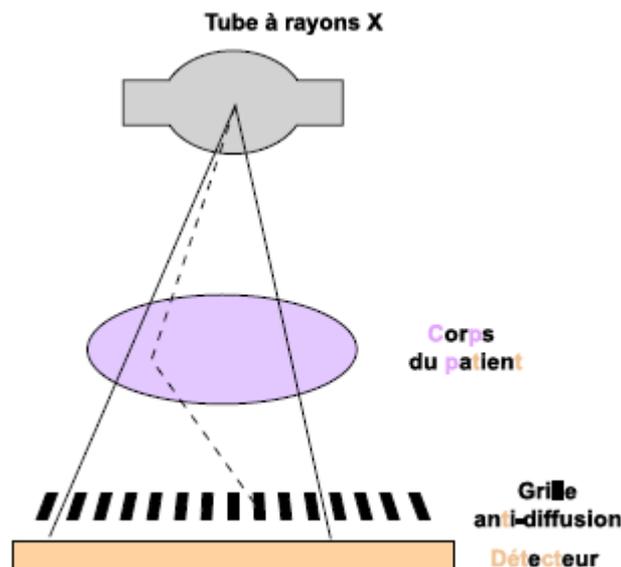


Figure (II.7) : Schéma de principe de la radiographie conventionnelle.

V.3 la mammographie :

La mammographie est examen radiographique qui utilise des rayons X de basse énergie (environ 30 kVp) puisque les tissus biologiques présentent une plus grande atténuation des photons X à ces faibles énergies. Cela permet ainsi d'augmenter les contrastes entre les différents tissus mous comme présenté en Figure (II.8) car on remarque que les différences entre les coefficients d'atténuation linéiques pour les tissus adipeux et fibro-glandulaires sont plus élevées aux basses énergies, il est également possible d'injecter un produit de contraste pour augmenter cette atténuation et mieux visualiser la vascularisation (angio-mammographie).

La résolution spatiale atteinte par les systèmes de mammographie est généralement comprise entre 50 et 100 μm ce qui permet la détection de micro calcifications.

Cette résolution spatiale était d'abord atteinte par des plaques de détection formées de couples écran films contenant une émulsion de bromure d'argent (BrAg) par transfert d'un électron de l'ion Br^- vers un ion Ag^+ afin de former un atome de Br et d'Ag sous l'action d'un photon X incident. L'avantage des films réside dans leur souplesse et leur résistance aux chocs. En revanche, leur efficacité quantique de détection des photons X est de l'ordre de 20 % et ils nécessitent une étape de développement du film [17].

La mammographie nécessite une compression des seins afin de réduire leur volume et avoir une bonne qualité image.

Il y a 2 types de mammographie, chacun étant réalisé pour des raisons différentes :

- La mammographie de dépistage.
- la mammographie diagnostique.

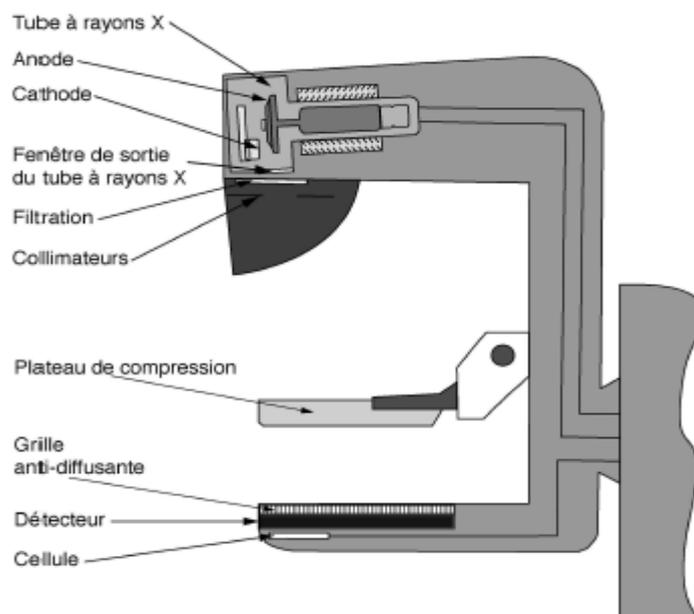


Figure (II.8) : Représentation schématique d'une installation mammographique.

V.4 Le scanner X :

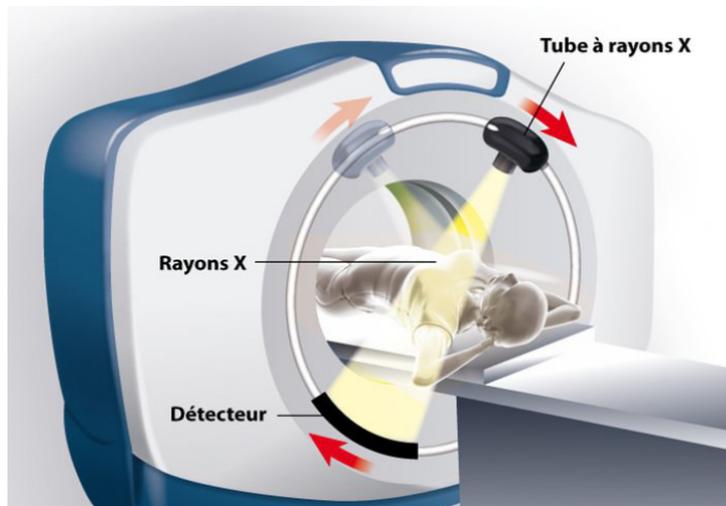
Depuis les années 1970 s'est développé un autre outil utilisant les rayons X: le scanner à rayons X, encore appelé scanographe, scanner X, scanneur, tomodynamomètre ou en anglais CT pour Computerized Tomographie. Le premier prototype industriel a été présenté en 1972 par G.N. Hounsfield (Prix Nobel 1979) au Congrès Annuel du British Institute of Radiologie.

La tomodynamométrie, est une tomographie axialetransverse obtenue également à partir de l'atténuation des rayons X par le corps humain.

L'ensemble des détecteurs est alors disposé en couronne en opposition au tube à rayons X.

Le dispositif est constitué d'une source de rayons X, ou générateur, d'un couple émetteur détecteur et d'un appareil de balayage, le tout étant relié à un système de traitement informatique et à une console permettant de visualiser et, éventuellement, d'archiver les images. Le détecteur est composé d'un scintillateur et d'un photomultiplicateur ; dans les premiers équipements, on employait des cristaux d'iodure de sodium, remplacés aujourd'hui par un gaz rare, comme le xénon, placé

dans une chambre d'ionisation. Il existe différents systèmes de balayage. Dans l'un d'eux, le couple émetteur-détecteur effectue un mouvement de translation, puis une rotation d'un angle a , ceci jusqu'à $na = 180^\circ$ (n étant le nombre de rotations). Les densités ensuite déterminées sont converties en « unités Hounsfield ».[18]



Figure(II.9) :Le Scanner X.

V.4.1 Principe de l'imagerie scénographique :

Au contraire de la radiographie conventionnelle, qui ne permet pas de faire de l'imagerie en trois dimensions. Le scanner X réalise au contraire de fines sections en deux dimensions (2D), d'épaisseur typique 1mm. Pour cela, un fin pinceau de rayons X, issu d'une source collimatée, balaye le corps du patient et réalise une première image en 2D (figure II.10-a et -b). Le même processus est répété après que le système a été tourné, pour obtenir un nouvel angle de projection (figure II.10-c et -d). En partant des données mesurées en projection, des algorithmes de reconstruction permettent de calculer les valeurs du coefficient d'atténuation en chaque point de la section. Quatre générations de scanners X se sont succédé avec des géométries sources-détecteurs différentes, réduisant progressivement les temps d'acquisition. Actuellement, les appareils de cinquième génération acquièrent une image 2D en quelques millisecondes seulement, permettant une véritable imagerie temps réel, et les scanographiques à acquisition hélicoïdale rapidement réalisent des images en trois dimensions [14].

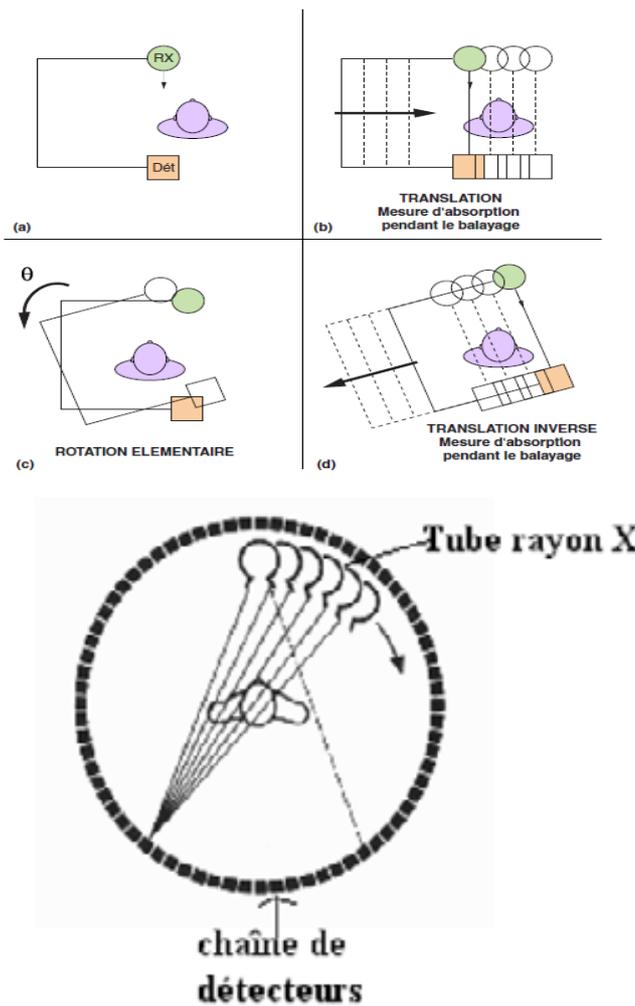


Figure (II.10) : Schéma de principe du scanner X de troisième génération..

La tomodensitométrie (TDM) repose sur deux propriétés essentielles :

- La mesure de la densité radiologique des volumes élémentaires d'une coupe à partir de l'absorption d'un faisceau de rayons X, ce qui permet d'accroître la résolution en densité de l'image d'une coupe de corps d'un facteur 100 par rapport à ce qu'elle est en radiologie conventionnelle.
- La reconstitution d'une image en coupe du corps humain à partir des différentes projections transversales obtenue par le système constituant l'appareillage.

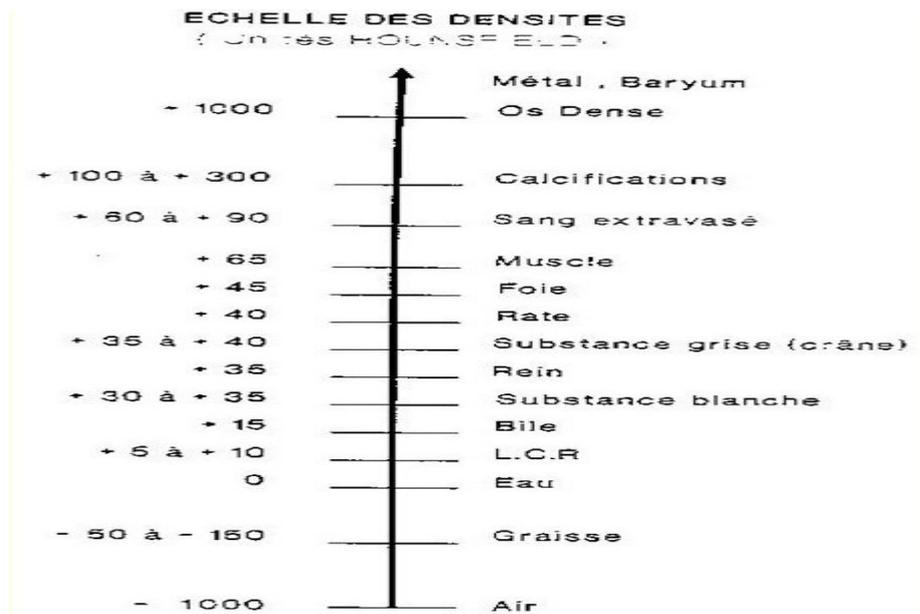
HOUNSFIELD a créé une échelle (Figure II.11). Dans celle-ci, la densité de l'eau est fixée à 0, celle de l'air à -1000 et celle de l'os dense a +1000. Elle est appelée

Chapitre II: Imagerie et agent de contraste

échelle de densité Hounsfield. A chaque partie anatomique du corps est associée une valeur sur cette échelle de densité exprimée en unité Hounsfield (UH). A chaque unité correspond une densité de gris sur l'image, soit 2000 paliers de densités. Rappelons que l'œil humain ne distingue que 16 niveaux de gris. [19]

$$HU = \frac{\mu - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} 1000 \quad (II.3)$$

μ : le coefficient d'atténuation linéaire.



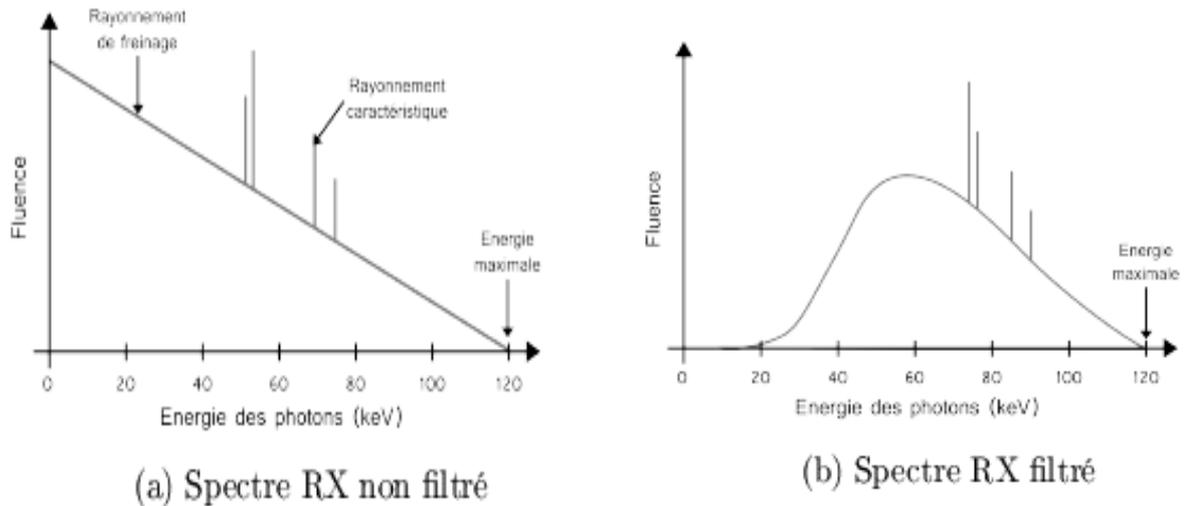
Figure(II.11) : Echelle des densités (unités Hounsfield : UH).

• Utilisation du spectre des tubes X

En imagerie scénographique, la filtration totale de spectre du tube est importante, de l'ordre de quelques millimètres d'aluminium, entraînant une modification du spectre (Figure II.13b). Elle permet, en particulier, de supprimer les photons de basses énergies qui ne contribuent pas à la formation de l'image et qui augmentent la dose à la peau du patient.

La plupart des scanners actuels sont des scanners multi-barrettes. Une barrette de détecteurs est composée de 800 à 900 détecteurs disposés en éventail. Pour les scanners multi barrettes, plusieurs sont juxtaposées les unes à côté des autres le long de l'axe longitudinal.

Les scanners multi-barrettes permettent l'acquisition simultanée de plusieurs coupes par rotation, le nombre de coupes pouvant être acquises en une rotation dépendant du nombre de barrettes du scanner. [20]



Figure(II.12) : Différents spectres des rayons X.

V.5 IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) :

L'imagerie par résonance magnétique est une technique récente qui permet de produire des images anatomiques dans des plans multiples et qui peut fournir des informations sur la composition des tissus. La première acquisition d'IRM a été produite en 1973 par Lauterbur et Damadian. Cette technique a permis d'arriver à des avancées technologiques et scientifiques majeures notamment pour le dépistage des pathologies.[21]

V.5.1 Principe de la Résonance magnétique :

L'IRM est une technique d'investigation très performante, parfaitement indolore et sans danger. L'IRM n'utilise pas de rayons X, elle est basée sur le principe de la résonance magnétique des protons du corps humain au sein d'un champ électromagnétique (de 1 à 7 tesla). Ce dernier est créé par un aimant géant en forme de tunnel au sein duquel le patient est placé.

Des ondes électromagnétiques provoquent une aimantation spécifique des noyaux d'hydrogène présents en proportions diverses dans les tissus selon leur teneur en eau. Le signal émis par les protons, lors de leur retour à leur état de base, est à l'origine de

Chapitre II: Imagerie et agent de contraste

la création des images. Les images obtenues sont traitées par de puissants logiciels qui permettent de reconstruire les différentes coupes. Ces images sont visualisées sur un écran puis transformées en clichés radiographiques (Figure II.13). [21]



Figure (II.13) : Acquisition par IRM.

VI. La qualité d'image radiographique :

- **Le contraste de l'image :**

Le contraste de l'image radiante dépend du coefficient d'atténuation, l'épaisseur des structures rencontrées et de l'énergie des photons incidents

- **Le bruit de l'image :**

Il correspond à la non-uniformité de l'image lorsque le détecteur est directement irradié par un faisceau homogène de photons, cela produit alors des "grains"

- **La netteté de l'image :**

Elle s'oppose au flou. On distingue plusieurs origines de flou : le flou du foyer (géométrique), le flou du détecteur et le flou cinétique [22]

VII. Le contraste :

C'est l'opposition marquée entre deux régions d'une image, plus précisément entre les régions sombres et les régions claires de cette image. Le contraste est défini en fonction des luminances de deux zones d'images radiante d'intensité respective I_1, I_2 par le rapport [18] :

$$C = \frac{I_1 - I_2}{I_1 + I_2} \quad (\text{II.4})$$

Donc :

$$C = \frac{e^{-\mu_1 x} - e^{-\mu_2 x}}{e^{-\mu_1 x} + e^{-\mu_2 x}} \quad (\text{II.5})$$

μ_1, μ_2 : les coefficient d'atténuation des deux milieu.

x : l'épaisseur de milieu traversée.

Le contraste est influé par deux paramètres, l'épaisseur et la nature des milieux : [3]

- Une différence d'épaisseur pour un même tissu (même μ): soient X_A et X_B deux épaisseur d'un même tissu telles que $\Delta X = X_B - X_A$ on à:

$$C_R = \frac{\exp(-\mu X_A) - \exp(-\mu X_B)}{\exp(-\mu X_A) + \exp(-\mu X_B)} \longrightarrow C_R = \frac{1}{2} * \mu * \Delta X \quad (\text{II.6})$$

- Une différence de nature de tissu: soit une même épaisseur x de tissu composé de deux parties de coefficient d'atténuation μ_A et μ_B différents, on a:

$$C_R = \frac{\exp(-\mu_A X) - \exp(-\mu_B X)}{\exp(-\mu_A X) + \exp(-\mu_B X)} \longrightarrow C_R = \frac{1}{2} * (\mu_A - \mu_B) * X \quad (\text{II.7})$$

VII.1 Le produit de contraste :

C'est une substance injectable ou ingérable qui améliore la visualisation des organes explorés. Il existe plusieurs catégories de produit de contraste. Les plus utilisés actuellement sont les produits de contraste iodés (PCI) et les produits de contraste gadolinés (PCG) utilisés en IRM. Depuis peu un produit de contraste gazeux est utilisé en échographie. Les plus anciens de ces produits de contraste sont ceux utilisés pour l'exploration du tube digestif à base de sulfate de baryum.

Chapitre II: Imagerie et agent de contraste

Les produits de contraste sont utilisés pour opacifier ou majorer le contraste naturel des compartiments dans lesquels ces produits sont distribués ou éliminés. [11]

Le nombre d'examens de radiologie réalisés va croître en raison de l'exigence des consommateurs (médecins et malades), mais aussi de la sophistication graduelle des techniques d'exploration. Au rendement du recueil d'images brutes sans préparation, s'est ajouté le bénéfice de l'injection de produits de contraste (PC), permettant en outre la mise en évidence de la vascularisation d'une lésion ou la réalisation d'interventions endo-vasculaires. [23]

VII.1.1 Les produits de contraste iodé PCI :

Il existe plusieurs catégories de produit de contraste. Les plus anciens sont ceux utilisés pour l'exploration du tube digestif à base de sulfate de baryum. Les plus utilisés actuellement sont les produits de contraste iodés (PCI) en scanographie qu'ils augmentent le contraste naturel de leurs compartiments de distribution ou d'élimination. Leur efficacité est proportionnelle à leur teneur en iode qui atténue les rayons X par effet photo-électrique, sans créer de diffusion du rayonnement.

Le bénéfice attendu de ces médicaments étant d'ordre diagnostique et non pas thérapeutique, il importe que la toxicité soit minimale pour que le rapport bénéfice-risque soit favorable au patient [11].

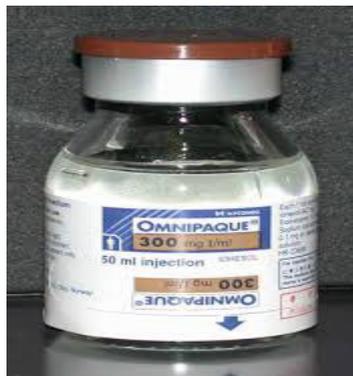


Figure (II.15) : Produit de contraste iodée (PCI).

- **Propriétés physico-chimiques :**

Les PCI sont des molécules de faible taille, ce qui leur permet de franchir l'endothélium vasculaire là où il est fenêtré et de ne pas imposer le réseau capillaire. Leur masse moléculaire est comprise entre 600 et 1650 unités de masse moléculaire

exprimée en daltons (Da). Ces produits sont incolores, hydrosolubles et stables dans de bonnes conditions de conservation, c'est à dire à l'abri de la chaleur mais également de la lumière et des rayons X.

La structure de base des PCI est un composé organique de type cycle benzénique sur lequel sont fixés trois atomes d'iode en position 2, 4 et 6 et porteur en position 1 d'une fonction acide. Les atomes de carbone en position 3 et 5 sont porteurs de radicaux qui font la spécificité du produit. La fixation de l'iode est donc, sur cette catégorie de produit de contraste, covalente et de ce fait solide.[11]

VII.1.2 Les produits barytés :

Ils sont plus ou moins dilués dans de l'eau, utilisés pour le contraste digestif, avec une précaution essentielle, la certitude qu'il n'existe pas une fuite possible en péritoine libre ou dans le médiastin.

Dans le cadre d'une stratégie d'exploration faisant appel à différents examens, il ne faut pas oublier que le contraste baryté laisse la présence de résidus très opaques intra-digestifs pendant une durée variable, qui peuvent rendre impossible d'autres examens radiologiques comme la TDM ou l'UIV. [24]

VII.1.3 Les produits de contraste échographiques :

Ces produits de contraste sont faits de micro-bulles de gaz en suspension dans une solution aqueuse qui est injectée par voie veineuse.

Le produit est totalement éliminé en quelques minutes par la respiration. Cette injection est très bien tolérée et n'a aucun effet toxique [24]

VII.1.4 Les produits de contraste gadolinés :

Ils sont également utilisés par injection intraveineuse dans une veine périphérique du bras.

Le contraste est apporté ici par le gadolinium qui est spontanément visible en IRM. Comme les PCI, les PCG peuvent être à l'origine de réactions allergiques vraies, également bien connues et prises en charge par l'unité d'IRM ; et comme pour les PCI des tests allergologiques peuvent et doivent être réalisés afin d'éliminer ultérieurement l'utilisation de produit que vous ne supportez pas.

Les PCG peuvent également avoir un effet nocif sur les reins, le risque n'existe qu'en cas d'insuffisance rénale avérée, et le plus souvent chez des patients dialysés ou suivis en néphrologie.

C'est la raison pour laquelle, en présence de facteurs de risques, il peut vous être demandé de pratiquer une prise de sang avant l'examen et en cas de doute le radiologue [24].

VII.1.5 Produit de contraste (K-edge) :

Pour pousser les investigations cliniques, il est également possible de réaliser des mammographies avec injection d'un produit de contraste iodé. L'iode, qui est plus dense et plus lourd que les tissus biologiques (densité = 4.93 g.cm⁻³, $Z_{\text{eff}} = 53$), va apporter un surplus d'atténuation aux zones les plus vascularisées et est utilisé en cas de lésions suspectées sur une mammographie conventionnelle. Cette technique nécessite l'acquisition de deux images, à deux énergies différentes. Une sous le K-edge de l'iode (33,2 keV) et l'autre à une énergie supérieure. Ces deux images sont ensuite soustraites l'une à l'autre pour mettre en évidence les zones d'hyperfixation.

L'un des inconvénients de cette approche, hormis l'utilisation d'un produit de contraste iodé qui peut entraîner une réaction allergique, est le laps de temps qui s'écoule entre les deux acquisitions. La patiente peut avoir légèrement bougé entre les deux images ce qui va induire un artefact de bougé. [17]

Le contraste en mammographie ne nécessite pas une grande énergie pour différencier entre les composants de sains parce qu'elles ne contiennent que des muscles.

- **Gamme de concentration :**

L'expression de la concentration en iode de ces produits fait référence à la quantité d'iode contenue par volume de solution (exprimée en mg d'iode /ml). Les présentations proposent souvent différentes concentrations pour chacun des produits, en fonction de l'indication.

Exemple : concentrations de 350 à 370 mg d'iode /ml pour les urographies intraveineuses, 240 à 300 mg d'iode /ml pour les scanners...

La concentration est à adapter en fonction du territoire exploré et du type d'examen réalisé [11].

VII.2 Effet de rayonnement de Diffusion sur contraste de l'image :

Le rayonnement diffusé constitue l'élément principal de la dégradation de l'image radiologique et nécessite un accroissement de l'irradiation pour en limiter l'influence. Sa diminution est obtenue par le système de collimation. Le faisceau de rayons X est limité à un éventail de 1 mm d'épaisseur devant le patient. Seule la région anatomique explorée est irradiée. A l'entrée du détecteur, un deuxième collimateur élimine les rayons diffusés ayant perdu leur trajectoire initiale. La proportion du rayonnement diffusé est limitée à un niveau de 1% du faisceau principal alors qu'elle est de l'ordre de 90% en l'absence de collimation.

Outre la diminution de l'irradiation, la suppression du rayonnement diffusé entraîne une amélioration de la qualité de l'information obtenue : les faibles contrastes ne sont plus noyés dans le bruit de fond. En sortie de détecteur, l'information concernant chaque point exploré est codée sur 64 000 niveaux de gris (16 bits).

Une telle quantité d'informations offre une visualisation des très faibles contrastes accessibles du fait de la suppression du rayonnement diffusé. En outre, ces faibles niveaux de contrastes peuvent être distingués dans une palette plus large de niveaux de gris du fait de la dynamique du détecteur [25].

En traversant le corps, les rayons X sont en partie déviés du faisceau primaire et peuvent produire un rayonnement diffusé. L'importance et la direction de la diffusion dépendent de l'intensité du faisceau et de la densité anatomique. La diffusion réduit le contraste des images. S'il est trop important, les structures anatomiques seront moins nettement définies.

a. Réduction du rayonnement diffusé et grilles

Il existe plusieurs moyens de réduire le rayonnement diffusé. Le faisceau de rayons X doit toujours être circonscrit à la région d'intérêt. Plus l'aire du faisceau est petite, moins il produira de photons diffusés. Pour les plus grandes régions anatomiques, comme l'abdomen, le bassin ou le rachis, il faut utiliser une grille anti diffusante.

Celle-ci ne laisse passer que le rayonnement primaire vers la cassette, et filtre les rayonnements déviés de façon aléatoire qui peuvent brouiller l'image. Une grille est

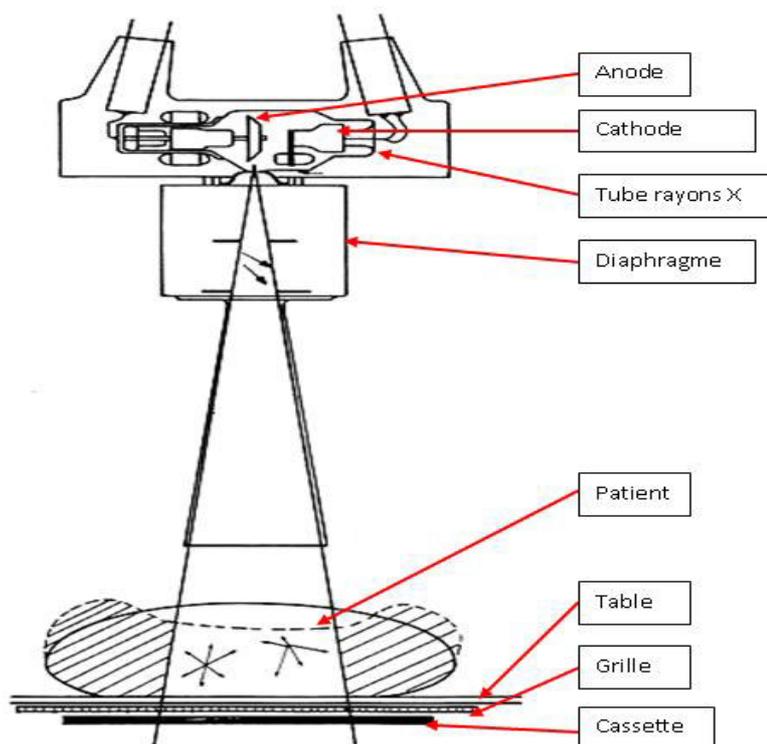
une mince feuille de métal, des mêmes dimensions qu'un film radiographique, composée de nombreuses bandes de plomb séparées par des bandes radio transparentes. Elle se place par-dessus la cassette de film, sous le patient.

L'utilisation d'une grille augmente le contraste mais peut aussi arrêter une partie des rayons X contribuant à la densité de l'image. Il faudra donc augmenter l'exposition quand on utilise une grille[26].

b. Collimateur/Essai d'alignement du faisceau de rayons X:

Le collimateur (aussi appelé le diaphragme du faisceau lumineux) est la partie de l'appareil à rayons X qui offre une méthode de contrôle exacte de la taille du champ des rayons X et qui est placée sur la zone d'intérêt. Le but de la lumière dans le collimateur est de fournir une collimation du faisceau de rayons X en centrant le champ de rayons X à l'aide de la lumière projetée sur le patient, avant l'exposition. Par conséquent, la lumière doit coïncider avec le faisceau de rayons X. Dans le cas contraire, les zones d'intérêt peuvent être exclues du champ, ou alors, une zone trop importante peut être irradiée pendant l'exposition.

Le collimateur est beaucoup utilisé et est souvent heurté dans le cadre de tâches ordinaires, le rendant susceptible à l'inexactitude de la correspondance entre le faisceau de lumière et le faisceau des rayons X, aux ampoules éclatées et aux problèmes techniques. [26]



Figure(II.16) : La réduction de rayonnement diffusée en imagerie médicale.

VII.3. Risques spécifiques associés aux produits de contraste iodés

L'ordre de grandeur du risque de décès est de 1 sur 100 000 examens (0,001%), celui des accidents majeurs (définis par la nécessité d'une intervention thérapeutique) de 1 sur 2000 (0,05 %) et celui des incidents mineurs de 1%.

Les réactions indésirables représentent de 2 à 8 % des cas d'utilisation des PCI ioniques hyperosmolaires.

- **Les manifestations allergiques :**

Tous les PCI sans exception sont susceptibles de générer des réactions adverses de type allergique.

- **Présentation clinique des manifestations allergiques :**

Dans leurs formes aiguës, il s'agit le plus souvent d'une réaction anaphylactoïde (RA) immédiate, associant hypotension artérielle (collapsus, voire état de choc), angiooedème extensif pouvant atteindre le larynx, contraction des fibres musculaires lisses (broncho- et laryngospasmes) et urticaire diffuse. Au cours d'une

coronarographie, un vasospasme, voire un infarctus du myocarde peuvent également être observés.

Des réactions retardées sont également rapportées, une heure à une semaine après l'injection de PCI. Il peut s'agir de nausées et vomissements, de céphalées, d'éruptions cutanées (exanthèmes maculeux prurigineux), de douleurs musculaires et/ou d'une fièvre. Un travail portant sur 7505 utilisations d'un PCI hypo-os molaire non ionique a montré que les facteurs de risque de survenue d'un effet secondaire retardé sont : un antécédent d'allergie, la saison pendant laquelle l'examen est réalisé (un rôle des pollens a été évoqué), le protocole radiographique utilisé, l'âge du patient, un acte invasif concomitant, et un traitement médicamenteux associé. La prévalence des réactions retardées était de 2,8 % (vs 5 % pour les effets immédiats). [23]

VII.4 Effets indésirables

- Effets cardio-vasculaires et rhéologiques
- Effets neurologiques
- Toxicité rénale

Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons présenté les différents types d'imagerie médicale, et les types de différents agents de contrastes et leurs effets secondaires utilisés en imagerie.

Le chapitre suivant, nous allons parler sur les nouveaux agents de contrastes et l'effet des spectres des RX sur le contraste.

Chapitre III

Nouveaux agent de contraste

Chapitre III : Nouveaux agent de contraste

Introduction :

Les nanotechnologies constituent un champ de recherches et de développements technologiques impliquant la fabrication de structures, de dispositifs et de systèmes à partir d'objets de taille nanométriques ou nano objets. Le développement des nanotechnologies recèle un potentiel considérable d'avancées des connaissances et de transformations positives dans notre vie quotidienne : nouveaux outils de diagnostic médical, médicaments mieux ciblés notamment pour combattre les tumeurs cancéreuses .Les nanoparticules (NP) sont utilisées comme nouveaux agents de contraste qui représentent une stratégie prometteuse pour le diagnostic non invasif [27].

I. Etude sur les nanoparticules

I.1 Technologies des nanoparticules :

Les nanoparticules sont définies comme un assemblage de plusieurs atomes métalliques qui forment des particules discrètes entre 1 et 50 nm dans la taille. La plupart des nanoparticules sont des agrégats de petites molécules ou d'atomes.

Elle pouvant être dispersée dans l'eau(hydrolats) ou des solvants organiques selon les conditions de préparation et les constituants des particules. [28]

I.2 Développement des nanoparticules :

Lors d'une conférence en 1959, le physicien Richard Feynman déclare : "Les principes de la physique, pour autant que nous puissions en juger, ne s'opposent pas à la possibilité de manipuler des choses atome par atome". Par cette déclaration, le physicien américain suggérait à la communauté scientifique d'explorer l'univers de l'infiniment petit. Le terme « nanotechnologie » fut utilisé pour la première fois en 1974.

Chapitre III : Nouveaux agent de contraste

Dans les années 1980, avec la découverte du microscope à effet tunnel* (STM), puis celle du microscope à force atomique* (AFM), le nano-monde s'ouvre réellement aux chercheurs. A partir de là, grâce à l'extrême précision de leurs outils, les scientifiques sont parvenus à manipuler les atomes un à un. La conception, la fabrication, et la manipulation d'objets, de matériaux, et de machines de dimensions nanométriques pouvaient alors démarrer [29].

I.3 L'importance des nanoparticules :

La faible taille des nanoparticules leur confère des propriétés intéressantes : elle offre en effet une importante surface spécifique et une grande stabilité. Ces particules ont effectivement l'avantage de former des solutions homogènes qui ne sédimentent ou ne crèment pas. Mais ce sont surtout leurs capacités à esquiver les défenses immunitaires et leur capacité à cibler une population de cellules particulières qui en font des vecteurs prometteurs [30]

I.4 Les caractéristiques des nanoparticules :

a. La taille :

Grâce à leur petite taille nanométrique, les Nanoparticules ont la particularité d'avoir 2 types de dispersion:

- Monodispersion : une seule et même taille.
- Polydispersion : une gamme de plusieurs tailles plus ou moins importantes.

La taille joue un rôle très important dans la réactivité des particules. Par exemple, pour les atomes d'Arsenic avec les particules d'oxyde de fer ; plus le diamètre des particules est petit, plus leur capacité dans la rétention des atomes d'Arsenic sera forte [31].

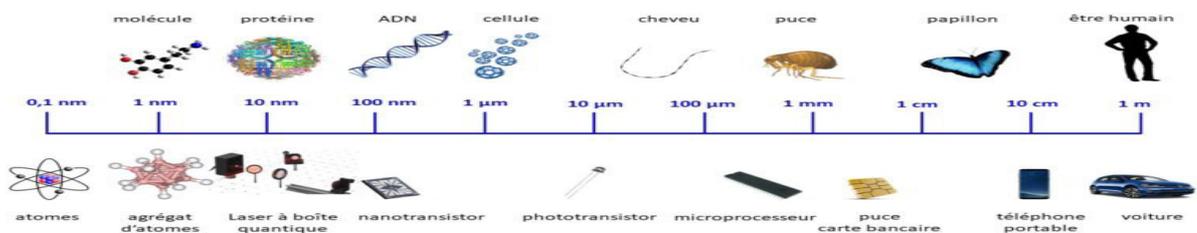


Figure (III.1): Comparaison de la taille des nanoparticules à celle des principales structures chimiques et biologique.

b. La forme :

Les nanoparticules sont caractérisées par leurs diverses formes (sphériques, tubes, plaques...), tellement nombreuses qu'il est difficile de toutes les classer. La figure suivante illustre quelques types de nanoparticules. [31]

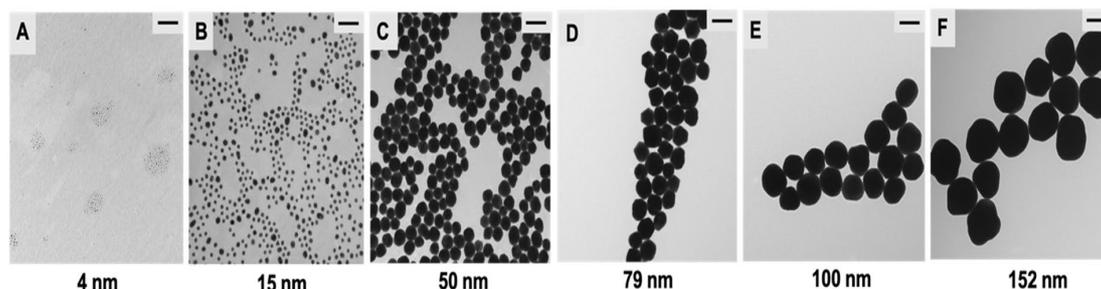


Figure (III.2): Différentes formes de Nanoparticules d'or.

c. La surface spécifique :

On entend par « surface spécifique » la surface réelle totale d'une particule par unité de masse de produit par rapport à sa taille apparente.

La particularité de la surface d'une Nanoparticule réside dans le fait que la plupart de ces atomes se trouvent sur la surface ce qui va conférer à la nanoparticule sa propriété de réactivité avec le milieu où elle se présente.

Grâce à cette caractéristique, plus la surface spécifique augmente, plus la taille des particules vont diminuer, plus leur réactivité chimique et biologique augmente [31].

II. Les nanoparticules en médecine :

Les nanoparticules sont utilisées dans différents domaines, et cela grâce à leurs propriétés particulières telle que le secteur de la santé.

L'utilisation des nanoparticules dans le domaine de la santé a des perspectives qui semblent infinies. Les nanoparticules sont de plus en plus utilisées en médecine, soit à des fins diagnostiques ou entres autres à des fins thérapeutiques

Les nanoparticules sont exploitées dans des secteurs comme : Médicaments, vaccins et thérapies [31]

III. Nanoparticules et agent de contraste en CT:

Les premières nanoparticules rapportées pour l'imagerie CT étaient à base d'iode, basée sur de petits agents moléculaires cliniquement approuvés. Ces nanoparticules étaient principalement des émulsions d'huile éthodisée ou de liposomes qui encapsulent de petites molécules iodées.

Les molécules iodées sont utilisées comme agents de contraste en CT dans la clinique mais ces molécules démontrent un effet indésirable et ont des temps de circulation courts in vivo. Pour ces raisons, les chercheurs ont utilisé des nanomatériaux pour des propriétés uniques comme une longue demi-vie en circulation, une simple modification de surface et capacité de ciblage passif comme l'or, le HfO₂. [32]

- **Les nanoparticules d'or :**

En plus d'être efficace dans la diffusion de la lumière visible, l'or a un coefficient d'atténuation des rayons X élevé aux niveaux d'énergie utilisé pour les radiographies cliniques et la TDM.

Leur haute biocompatibilité et les propriétés de surface permettent aux nanoparticules d'or d'être une plate-forme pour des nombreuses technologies biomédicales.

Dans le monde commercial les nanoparticules d'or utilisée comme agent de contraste pour RX(AuroVist) ayant taille 1,9et 15 nm. En outre, un certain nombre de type innovantes nanoparticules d'or sont en cours de développement pour applications physiologiques pour obtenir un contraste élevé et cible Images radiographiques pour le diagnostic de maladies [33].

- **Les nanoparticules HfO₂ :**

L'interaction des nanoparticules d'oxyde d'hafnium (HfO₂) avec les rayons X et le rayonnement infrarouge moyen a été étudiée afin d'évaluer le potentiel en tant que sonde diagnostique multifonctionnelle pour la tomодensitométrie (TDM) et/ou le bio-sensing dans l'infrarouge moyen.

Chapitre III : Nouveaux agent de contraste

Les NP HfO₂ de taille contrôlée ont été préparés par un procédé sol-gel et une surface fonctionnalisée avec du polyvinylpyrrolidone, ce qui a donné lieu à des NP relativement sphériques et mono dispersés avec un diamètre moyen accordable de l'ordre de 7 à 31 nm. L'atténuation par rayons X des NPs HfO₂ a été mesurée à une concentration de 0,5 à 50 mg/ml et comparée aux NPs Au et à l'iode, qui sont les agents de contraste par rayons X les plus utilisés actuellement dans la recherche et l'imagerie diagnostique clinique. Respectivement, Pour les potentiels du tube CT clinique >80 kVp, les NPs HfO₂ présentaient un contraste de rayons X supérieur ou similaire par rapport à Au NPs. [34]

IV. Propriétés des nanoparticules :

Les nanoparticules, jonction entre l'échelle atomique et le matériau, ont des particularités structurales très spécifiques. En effet, contrairement aux matériaux classiques, les nanoparticules voient leurs propriétés changer en fonction de leur taille. Elles sont soumises à la fois aux phénomènes de la physique classique et à ceux de la physique quantique lorsqu'elles sont de très petite taille. Les principales propriétés des nanoparticules sont : optiques, électriques, catalytiques, thermiques, magnétiques, mécaniques ou encore biologiques [35].

V. Les principaux paramètres qui influent sur le contraste :

Le contraste qui désigne la différence de densité entre deux régions approche se change en fonction de plusieurs paramètres parmi celle : le coefficient d'atténuation et les spectres énergétiques des RX.

V.1 Le coefficient d'atténuation μ :

L'atténuation des rayons X et, par conséquent, le contraste d'image résultent de l'absorption différentielle ou de la diffusion des rayons X par les tissus.

L'absorption des rayons X et la diffusion sont connus ensemble comme l'atténuation, c'est-à-dire, la réduction du flux de rayons X ou du nombre de photons de faisceau. L'atténuation des rayons X en CT est définie sur le champ Hounsfield échelle, relation(II.3) Chapitre II.

Chapitre III : Nouveaux agent de contraste

Sur cette échelle, l'atténuation de l'air est donc de 1000 HU, celle de l'eau est de 0 HU, les tissus mous vont de -100 à 100 HU et les os vont de 400 à 1000 HU. N'importe quel élément donné à un profil d'atténuation des rayons X caractéristique et dépendant de l'énergie, Les matériaux atténuent le faisceau de rayons X par deux mécanismes primaires, l'effet photoélectrique et l'effet Compton. [32]

$$\mu_{\text{photoélectrique}} = \frac{K d Z^3}{E^3} \quad (\text{III.1})$$

$$\mu_{\text{Compton}} = \frac{K d Z}{E^3} \quad (\text{III.2})$$

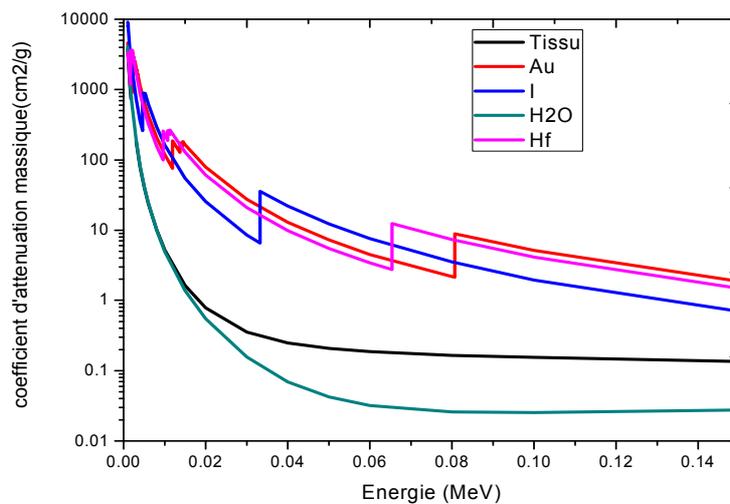
K : constant

d : densité

Z : numéro atomique

E : l'énergie de photon

L'absorption photoélectrique augmente en fonction de la densité et la puissance 3 du numéro atomique et diminue en fonction de la puissance 3 de l'énergie de photon alors que L'atténuation par diffusion Compton dépend essentiellement de la densité de matière et peut de l'énergie de photon.



Figure(III.3) : Coefficient d'atténuation des différents éléments en fonction de l'énergie(0-140keV).

Chapitre III : Nouveaux agent de contraste

La figure(III.3) représente la variation les coefficients d'atténuation massiques des tissus de l'eau, ainsi que des éléments lourdes (Au, I, HfO₂) en fonction de l'énergie des photons des rayons X.

L'amélioration de contraste provient en grande partie de l'effet photoélectrique dû au numéro atomique élevée des éléments comme l'iode Z= 53, l'or Z=79....

D'après la figure (III.3) le coefficient d'atténuation augmente brutalement pour des énergies biens définit (K-edge) :

Elément	Numéro atomique	K-edge (keV)	Densité (g/cm ³)
Tungstène	74	67	19.3
L'iode	53	33.2	4.93
L'or	79	80.7	19.3
Hafnium	72	65.3	13.281
Tantalum	73	67.42	16.4

Tableau(III.1) : Les raies caractéristiques et la densité de déférents éléments.

Le tableau(III.1) indique les numéros atomiques, la densité et les bords K d'énergie des déférents éléments, on peut conclu que l'utilisation de l'iode comme produite de contraste n'est pas optimale, car ces caractéristiques d'atténuation ne correspond pas à l'énergie des photons d'un tube de tungstène, alors que d'autres éléments lourds comme l'or, Tantale ayants des bords K plus élevés peuvent être mieux adapté aux énergies des photons pour l'atténuation des RX.

Et donc il est possible d'affiner l'atténuation des RX en sélectionnant un élément lourd dont les caractéristiques d'atténuation correspondent à l'énergie du photon utilisé.

Chapitre III : Nouveaux agent de contraste

Exemple de calcul de contraste :

E(keV)	30	50
$\mu_{\text{massique os}} \text{ (cm}^2/\text{g)}$	0.953	0.347
$\mu_{\text{massique muscle}} \text{ (cm}^2/\text{g)}$	0.368	0.224
$\mu_{\text{massique graisse}} \text{ (cm}^2/\text{g)}$	0.296	0.210

Tableau(III.2):Coefficient d'atténuation massique (os, muscle, graisse) pour 30, 50keV.[36]

On à : $\rho_{\text{os}} = 1.65 \text{ g/cm}^3$, $\rho_{\text{muscle}} = 1.04 \text{ g/cm}^3$, $\rho_{\text{graisse}} = 0.916 \text{ g/cm}^3$.

$$C = \frac{e^{-\mu_1 x} - e^{-\mu_2 x}}{e^{-\mu_1 x} + e^{-\mu_2 x}} \quad (\text{III.3})$$

Pour des milieux de 4 cm on obtienne :

E(keV)	30	50
contraste muscle /os	0.98%	0.59%
contraste muscle /graisse	0.22%	0.08%

Tableau(III.3): Résultats obtenu de contraste. [36]

L'atténuation dépende de l'énergie des photons, de numéro atomique Z et de la densité de milieu. Les tissu osseux qui ont un coefficient d'atténuation très élevée sont très opaque parce qu'ils sont composées d'éléments de numéro atomique élevée comme le calcium ($Z=20$), alors que dans la graisse le coefficient d'atténuation est légèrement plus faible.

On peut conclu que la forte différence de coefficient d'atténuation entre les os et les autres tissus crée un fort contraste de l'image radiographique.

V.2 Spectres énergétiques des rayons X :

La tension appliquée à un tube à rayons X est exprimée en kilovolt de crête (kVp), tandis que l'énergie des photons produits par les rayons X sont exprimés en kilo

Chapitre III : Nouveaux agent de contraste

électronvolts (keV). Dans l'imagerie médicale, le tungstène est généralement sélectionné comme matériau cible du tube à rayons X. Son nombre atomique élevé ($Z=74$). Le rend plus efficace pour la production de rayons X.

V.2.1 Effet de la tension :

En fonction de la composition de l'objet irradié et de l'énergie des rayons x La proportion d'effet photoélectrique qui est prépondérant aux basses tensions (50 - 70 kV) donne un bon contraste grâce à leurs différences de densité entre les milieux mais aussi les différences de numéro atomique. L'effet photoélectrique amplifie même les différences de numéro atomique. (Le contraste augmente avec Z).

Aux contraire le contraste obtenu par l'effet Compton qui est prépondérant aux hautes tensions (>100 kV) il ne dépend que de la densité des milieux et pas du numéro atomique des atomes constituant. Les rayons diffusés dégagent encore le contraste de l'image radiographique qui varie avec la tension, si la tension augmente le contraste diminue.

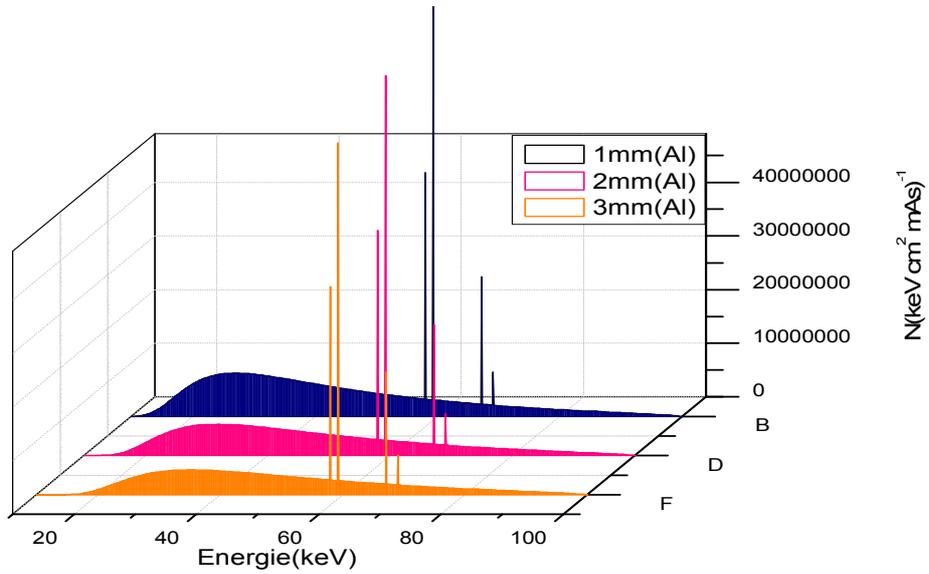
V.2.2 Effet de filtre :

On appelle « qualité de faisceau » une condition de rayonnement où le champ de rayonnement comprend seulement une partie insignifiante de rayonnement diffusé. Il existe souvent sur les tubes médicaux une fine couche d'aluminium destinée à limiter les basses énergies. En effet, les photons de basse énergie ne participent pas à l'image mais augmentent la dose à la peau.

Les différents matériaux et leurs épaisseurs sont rarement détaillés mais plutôt fournis en millimètres équivalent Aluminium (mmAl).

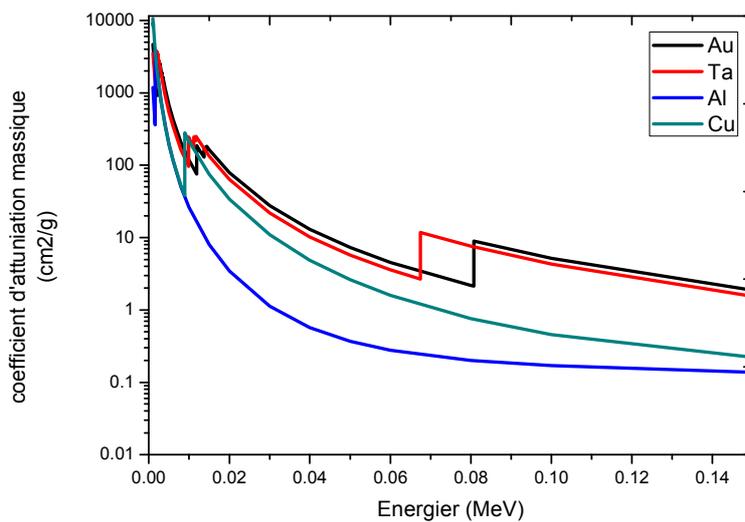
V.2.2.1 L'épaisseur de filtre :

Pour un spectre énergétique filtré par l'aluminium à différents épaisseur on trouve que lorsqu'on augmente l'épaisseur, l'intensité de faisceau transmise diminue (l'atténuation augmente) alors que la gamme des basses énergies qui ne participe pas aux contrastes et qui donne juste une dose à l'entrée du patient inutilisable à la radiographie.



Figure(III.4) : Spectre énergétique des RX filtré par l'aluminium a différents épaisseurs.

V.2.2.2 La nature de filtre



Figure(III.5) : Coefficient d'atténuation des filtre (Au,Ta,Al,Cu) en fonction de l'énergie.

Chapitre III : Nouveaux agent de contraste

Dans un tube à RX l'utilisation des nouveaux filtres spécifiques comme l'Al, Cu, Sn, Or et Ta, qui ont chaque un coefficient d'atténuation et un numéro atomique différent, lorsque on augmente l'énergie, l'atténuation des matériaux ayant un faible numéro atomique (Z) comme l'aluminium $Z=13$, cuivre $Z=29$ diminue par contre lorsque on utilise des matériaux lourdes ont un Z élevée (Au = 79, Ta = 73) l'atténuation augmente dans une gamme d'énergie de (65- 85 keV) donc Le contraste qui est fonction de l'atténuation est élevé, par conséquence il faut mieux d'utilisée des filtres de numéro atomique grand.

V.3 Effet Compton :

L'effet Compton se produit plutôt avec des rayons x de forte énergie. Il est à l'origine d'un rayonnement diffusé contre lequel il faut se protéger et qui affecte le contraste de l'image radiographique. L'effet Compton est responsable d'un mauvais contraste de l'image radiographique.

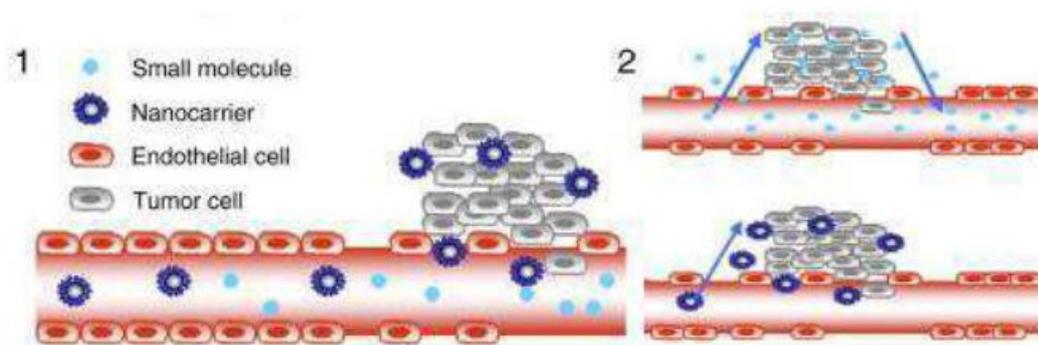
Aux énergies utilisées en radiodiagnostic, l'effet Compton est quatre à cinq fois plus fréquent que l'effet photoélectrique.

Pour limiter l'effet Compton, généralement une grille anti diffusante est utilisée ; il s'agit d'une mince grille constituée de fines lames de plomb de quelques millimètres de largeur et quelques centièmes de millimètres d'épaisseur, disposées parallèlement sur un cadre sur toute la longueur du champ du film radiologique, de telle sorte qu'elles soient orientées vers le tube à rayons X. La majorité du diffusé oblique est arrêtée par l'épaisseur de la lame, au prix de l'atténuation d'une faible proportion des rayons X contribuant à la formation de l'image. [32]

On pratique les manipulateurs peut essentiellement joue sur deux paramètres qui sont : la tension (U) appliqué qui est proportionnelle à l'énergie des photons utilisées, et l'intensité du courant électrique (I) qui donne le nombre des photons, ces deux paramètres change par rapport au type d'examen.

VI. Imagerie des tumeurs par les nanoparticules :

L'utilisation des nanoparticules comme l'or et le hafnium gadolinium (ayants des caractéristiques spécifiques) pour l'imagerie tumorales est devenue nécessaire avant de faire une radiothérapie



Figure(III.6): Injection sanguine des nanoparticules d'or pour l'imagerie d'une tumeur.

Les propriétés magnétiques du gadolinium lui permettent d'être un candidat utilisé pour améliorer le contraste en IRM pour la radiographie des tumeurs afin de bien déterminer l'exactitude de leurs volumes (délimitation)..

Ces nanoparticules sont injectées dans le système sanguin du patient, via une perfusion par exemple. Les nanoparticules acheminent leur cargaison vers les cellules cancéreuses, ce qui évite la majorité des effets délétères que pourrait avoir le médicament sur les tissus sains. Par ailleurs, lorsqu'une substance active se présente sous la forme d'un nano-médicament, elle est encapsulée donc protégée contre la dégradation tout au long de son voyage dans l'organisme. Ces particules peuvent toute fois être reconnues comme étrangères par le système immunitaire.

Une fois les nanoparticules parvenues au voisinage de la tumeur, elles doivent encore franchir la paroi des vaisseaux sanguins servant à l'irriguer et à l'alimenter. Ces nouveaux vaisseaux sont heureusement plus perméables que les vaisseaux normaux. La toute petite dimension des particules leur permet de passer facilement, particulièrement lors qu'elles circulent pendant longtemps dans le sang – augmentant ainsi leurs chances de rencontrer ces vaisseaux poreux.[37]

- **Élimination des particules :**

L'élimination des nanoparticules constitue également un point essentiel à prendre en compte. Celle-ci nécessite d'être complète et rapide. Dans le cas où la dégradation libérerait des sous-produits toxiques, le processus d'élimination devra préserver l'intégrité des nanoparticules. Comme elle repose sur un passage passif des nanoparticules à travers les tissus poreux spécialisés des reins (filtration sans dégradation), l'élimination rénale s'impose donc comme la seule voie d'élimination à exploiter pour les nanoparticules non biodégradables (cas de l'or) ou libérant des sous-produits toxiques (cas des QD). En revanche, la voie d'élimination hépatobiliaire peut conduire à une libération de produits secondaires toxiques dans le foie.

En effet, elle implique la capture des nanoparticules par les hépatocytes dont le métabolisme peut engendrer la dégradation des nanoparticules [38].

- **Toxicité des particules:**

Plusieurs facteurs sont à considérer en ce qui concerne la toxicité des nanoparticules. L'aspect le plus évident est la toxicité intrinsèque de l'objet qui est liée aux constituants de la particule.

Il est plus prudent de proscrire les éléments identifiés comme toxiques et de préférer les éléments connus pour être biocompatibles. La biocompatibilité et la formidable stabilité chimique comme par exemple de l'or métallique en font un excellent candidat. La chimie de surface (c'est-à-dire le comportement chimique de la surface, « nue » ou fonctionnalisée) doit également être prise en compte.

En effet, la charge de surface qui en résulte joue un rôle très important sur la toxicité de l'objet. Les particules chargées positivement sont en général toxiques. Dans le cas de nanoparticules de charge apparente nulle, le fort risque d'agrégation résultant de cette absence de charges constitue un réel danger d'embolie.

Le second aspect à prendre en compte est l'influence de la réduction de la taille sur l'effet de la toxicité. Si la taille des nanoparticules constituent un atout pour les applications biomédicales, elle peut également représenter un obstacle car elle est le principal facteur susceptible de rendre ces objets toxiques.

Enfin, le troisième aspect qui a souvent été négligé est la forme. Une étude a par exemple montré que la morphologie des nanoparticules d'oxyde de cuivre (sphérique, bâtonnet, fuseau) induit des effets significatifs sur la toxicité in vitro. Il en

Chapitre III : Nouveaux agent de contraste

ressort que la forme sphérique est, dans le cas de ce type de nanoparticules, celle qui semble montrer le moins de cytotoxicité [38].

Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons cité les caractéristiques des nanoparticules et les agents de contraste utilisées en tomographie, les principaux paramètres influant sur le contraste.

Chapitre IV

L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Chapitre IV : Optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Introduction

L'objectif de l'imagerie par agents de contraste est de faire différencier entre les organes ayant une densité l'un proche de l'autre. On utilise des produits spécifiques grâce à leurs propriétés physiques et biologiques. Les agents de contraste iodés ont été utilisés avec succès pendant des décennies en diagnostic par rayons X et tomodensitométrie (TDM), malgré le fait que l'iode n'est pas le plus approprié élément par rapport à l'atténuation des rayons X. Dans les CT scanners modernes, les tensions des tubes à rayons X couramment utilisés sont de 60-140 kV, tandis que le K-edge de l'iode n'est qu'à 33,2 keV.

Les éléments de numéro atomique Z élevé avec une K-edge dans la plage de 60 à 80 keV donneraient sensiblement une atténuation des rayons X plus élevée dans les rayons X utilisés pour le diagnostic ce qui améliore le contraste des images.

À cet égard, plusieurs éléments ont été proposés comme l'or, le bismuth, le gadolinium et le tungstène, le hafnium...ect. Il a été suggéré que le hafnium fournissait les meilleures performances [34]

D'autre part, le filtrage additionnel des spectres des rayons X influe sur la dose reçue par le patient. La compagnie TOSHIBA, spécialisée dans la fabrication des équipements de radio diagnostic a utilisé les filtres de tantale dans leurs tubes à rayons X pour réduire la dose au patient.[39]

Dans ce travail, nous essaierons de montrer la capacité d'utiliser le hafnium sous forme d'oxyde (HfO_2) comme agent de contraste combiné avec l'utilisation du filtrage avec le tantale pour l'optimisation de la radiologie.

I. Détermination du coefficient d'atténuation:

Dans le chapitre II, on a montré l'importance des coefficients d'atténuation des matériaux en radiologie, ces coefficients sont directement proportionnels aux sections efficaces d'interaction des photons et qui dépendent de leur énergie.

Les valeurs retenues par la communauté scientifique des coefficients d'atténuation peuvent être obtenus à partir du NIST (National Institute of Standards and

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Technology). Cette institution à réaliser un programme pour calculer ces coefficients (XCOM). [40]

XCOM est un programme pour le calcul des coefficients d'atténuation totale pour les éléments, les composés et les mélanges pour les rayons X d'énergie (1keV à 100GeV). Le programme peut calculer aussi les coefficients d'atténuation partielle pour les processus suivants: diffusion incohérente, diffusion cohérente, absorption photoélectrique et production de paires. L'utilisateur spécifie l'élément ou le symbole chimique composé ou fournit les fractions massiques pour chaque constituant spécifié par numéro atomique.

I.1 coefficient d'atténuation des solutions de HfO₂:

Dans ce travail nous avons effectué l'étude du contraste d'une solution HfO₂ à différente concentration (0.05, 0.1, 0.2, 0.3 et 0.4 g/ml) dans un milieu (eau équivalent tissu).

Pour déterminer les coefficients d'atténuation de ces solutions, il faut déterminer les fractions massiques de chaque élément constituant chaque solution.

La fraction massique w_i du composant i est le rapport de la masse m_i de ce composant à la masse m_{tot} du mélange.

$$w_i = \frac{m_i}{m_{tot}} \quad (IV.1)$$

Les fractions massiques de l'hydrogène w_H et de l'oxygène w_O et de hafnium w_{Hf} et les densités des solutions sont indiquées dans le tableau suivant :

Concentration (g/ml)	w_H	w_O	w_{Hf}	$\rho_s(\text{g/cm}^3)$
0.05	0.1058	0.8536	0.0406	1.0448
0.1	0.1009	0.8213	0.0778	1.0897
0.2	0.0923	0.7639	0.1438	1.1794
0.3	0.0849	0.7147	0.2005	1.2690
0.4	0.0784	0.6720	0.2497	1.3587

Tableau (IV.1) : Les fractions massiques et les densités des solutions de HfO₂ à différentes concentration.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Ces fractions massiques sont introduites comme input dans le programme XCOM pour déterminer les coefficients d'atténuation de ces solutions. La figure (IV.1) représente l'allure des coefficients d'atténuation de chaque solution comparé celui de l'eau dans la gamme d'énergie (0 à 150 keV) gamme des rayons X de la radiologie.

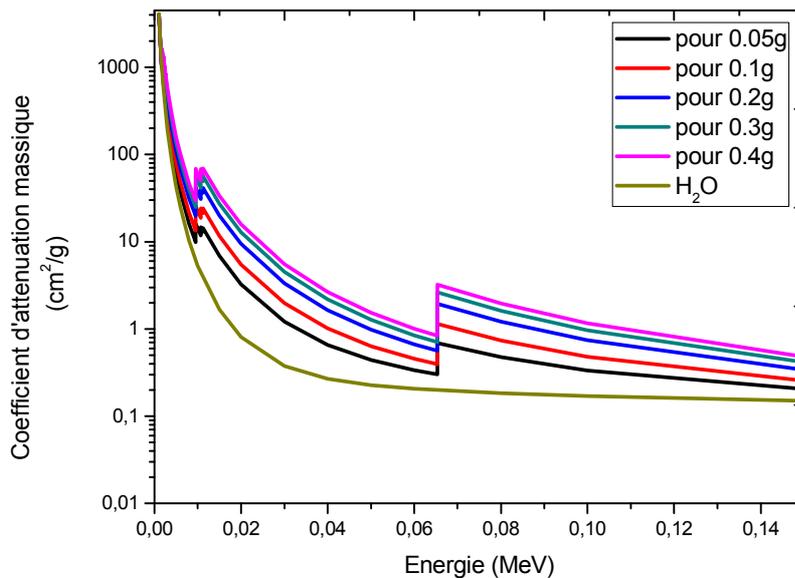


Figure (IV.1) : Les coefficients d'atténuation de chaque solution comparé celui de l'eau dans la gamme d'énergie (0 à 150 keV).

On remarque que lorsque on augmente la concentration de la solution d'oxyde d'hafnium et pour des énergies bien définies (65 keV) le coefficient d'atténuation augmente.

I.2 coefficient d'atténuation des solutions d'iode :

Nous avons effectué les mêmes démarches pour des solutions iodées :

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

Concentration (g/ml)	W _H	W _O	W _I	ρ _s (g/cm ³)
0.05	0.10576861	0.84614885	0.04808254	1.03987854
0.1	0.10082073	0.80656585	0.09261342	1.07975709
0.2	0.091946	0.73556497	0.17248603	1.15951417
0.3	0.08421358	0.67370866	0.24207775	1.23927126
0.4	0.07741627	0.6193302	0.30325353	1.31902834

Tableau(IV.2): Les fractions massiques et les densités des solutions d'iode à différentes concentration.

II. Calcul des contrastes des solutions par rapport à l'eau :

En utilisant la relation (II.5) :

Pour une concentration de 0.1 g/ml :

1. Contraste des solutions HfO₂ :

$$\rho_{\text{solution}} = 1.089 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_{\text{eau}} = 1 \text{ g/cm}^3$$

/	μ _{HfO2}	μ _{H2O}	C ₆₀	C ₈₀	C ₈₀ / C ₆₀
Energie 60 kev	0.45569	0.2059	0.28		1.96
Energie 80 kev	0.74106	0.1837		0.55	

Tableau (IV.3) : Résultats obtenu des contrastes pour la solution de hafnium.

D'après les calculs on trouve que le contraste de la solution de hafnium à l'HfO₂ à 80keV est le double que pour 60keV.

Ce cas est très favorable à la radiographie « Dual Energy » où les images sont obtenus en deux énergie différentes et on fait l'acquisition par soustraction.

2. Contraste des solutions d'iodes :

$$\rho_{\text{solution}} = 1.079 \text{ g/cm}^3$$

$$\rho_{\text{eau}} = 1 \text{ g/cm}^3$$

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

	μ_I	μ_{H_2O}	C_{60}	C_{80}	C_{80}/C_{60}
Energie 60 keV	0.88844	0.2059	0.63		0.52
Energie 80keV	0.49163	0.1837		0.33	

Tableau (IV.4) : Résultats obtenu des contrastes pour la solution d'iode.

Remarque: Le contraste de solution d'iode à 60keV est le double que celle dans l'énergie 80keV.

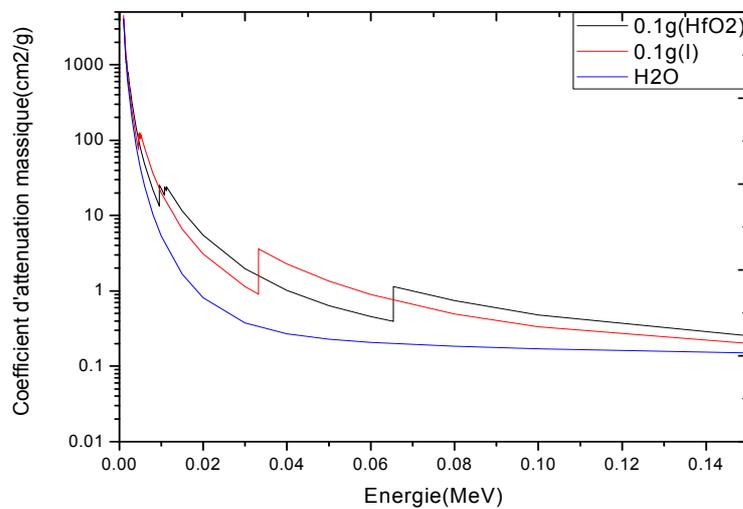


Figure (IV.2) : Les coefficients d'atténuation de (HfO₂,I, H₂O) pour 0.1g/cm³ dans la gamme d'énergie (0 à 150 keV).

• Interprétation des résultats :

Depuis les calculs de contrastes obtenus précédemment et la figure (IV.2) on remarque que le contraste de la solution d'iode pour l'énergie 60keV est supérieur au contraste de la solution d'oxyde d'hafnium HfO₂ pour la même énergie, alors que le contraste d'HfO₂ pour l'énergie 80keV est supérieure que celle d'iode. Ce qui explique la favorite d'utilisé les nanoparticules d'oxyde d'hafnium pour des énergies d'environ 80keV pour l'imagerie radiographiques.

III. Monte Carlo Simulation des contrastes par le code PHITS:

L'image radiographique représente la distribution de l'intensité des rayons X après la traversé de l'objet à radiographié. Les codes Monte Calo permet de simuler

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

l'irradiation d'un fantôme et calculer la distribution spatiale du flux photonique après la traversée du fantôme.

Dans ce qui suit, nous essaierons de simuler, par le code Monte Carlo PHITS, l'irradiation d'un fantôme d'eau, contenant des matériaux tels que l'os, la solution de H₂O₂ et la solution iodée.

D'autre part, nous essaierons de calculer la dose au patient en utilisant le filtre de tantale et de comparer à celle obtenus par l'aluminium.

III.1 Description du code PHITS :

PHITS est un code de simulation de transport de particules Monte Carlo à usage général développé grâce à la collaboration de plusieurs instituts principalement au Japon. Il peut analyser le mouvement de presque toutes les radiations sur une large plage d'énergie dans des matières tridimensionnelles. Il a été utilisé pour diverses applications, y compris la physique médicale.

La version 03 PHITS peut gérer le transport de presque toutes les particules (nucléons, noyaux, mésons, photons et électrons) sur de larges plages d'énergie, en utilisant plusieurs modèles de réaction nucléaire et des bibliothèques de données nucléaires. La configuration géométrique de la simulation peut être définie avec GG (General Geometry) ou CG (Combinatorial Geometry). [41]

III.2 L'architecture du code PHITS :

Les fichiers d'entrée et de sortie du code PHITS sont :

a. Fichier d'entrée

- Type et énergie des particules incidente.
- Position et direction des émissions de source.
- Paramètre de simulation (énergie d'absorption, énergie seuil pour méthode mixtes).
- Nombre d'histoire à simuler.
- Durée maximale de la simulation.
- Nombre aléatoire initiaux.

b. Fichiers de sortie :

- Énergie absorbée, transmise et rétrodiffusée.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

- Distribution de dose.

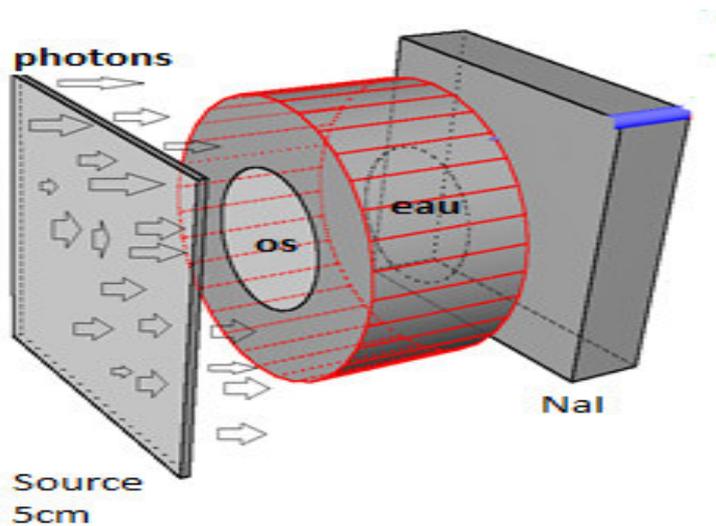
➤ Paramètres de simulation :

Le fichier *Input* contient tous les paramètres de simulation, adapté à notre modèle qui sont : l'énergie des photons, les matériaux utilisés, le flux de photon cherché, la dose.

IV. simulation de la radiographie d'un fantôme

a. Simulation eau/os :

Dans ce travail, on a réalisé une simulation de la radiographie d'un fantôme formé d'un cylindre d'os de 4cm de diamètre et d'épaisseur de 4cm intégré dans un cylindre d'eau (équivalent tissu) de 10cm de diamètre et d'épaisseur 4cm, irradiée par une source de rayons X de forme carré de 5cm émis des photons en spectre énergétique issu d'une cible de tungstène filtré de 2 mm d'aluminium. Un détecteur de l'iodure de sodium (NaI) est placé après le fantôme pour détecter le flux photonique après transmission du fantôme figure(IV.3).le spectre énergétique ayant des raies caractéristiques $K\alpha = 59\text{keV}$ et $K\beta = 67\text{keV}$, est représenté sur la figure(IV.4).



Figure(IV.3):Géométrie de modélisation.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

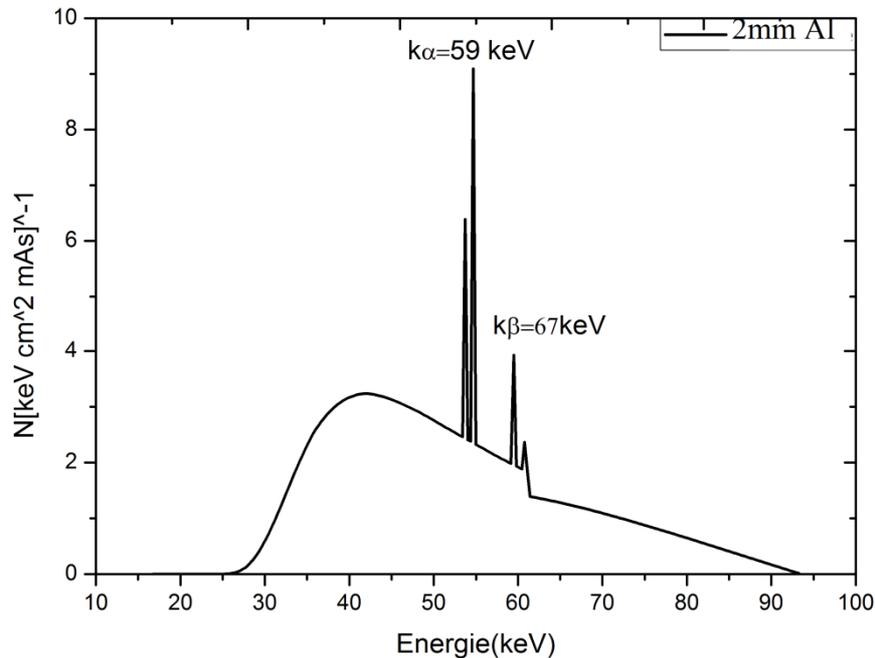


Figure (IV.4): Spectre énergétique de tungstène avec une filtration de 2mm d'aluminium.

Les composants est les fractions massiques de l'os sont retirée de la bibliographie de [NIST]:H, C, N, O, Na, Mg, P, S, Ca.

Les résultats de la simulation sont représentés sur la figure (IV.5).

En remarquant que la fluence photonique transmis par les tissu osseux est plus faible que ce -lui transmis par l'eau cela est dû au coefficient d'atténuation très élevée d'os (l'os est composées d'éléments de numéro atomique élevée comme le calcium ($Z=20$)), par rapport à l'eau.

Alors que l'air possède un coefficient d'atténuation très faible, l'atténuation photonique est négligeable.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

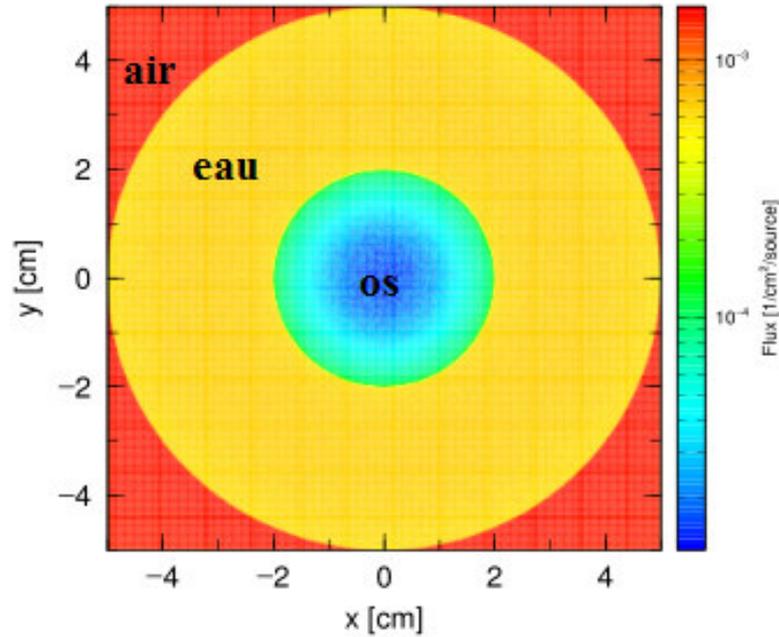


Figure (IV.5) : Calcul de la fluence photonique par le code PHITS dans le détecteur NaI.

b. Simulation : eau/os/hafnium/iode :

On a réalisé un calcul par simulation de la distribution spatiale de la fluence photonique avec la même géométrie réalisée dans (IV.4), en introduisant des cylindres de diamètre de 0.8cm et de 4cm d'épaisseur qui présente les solutions S1:os, S2:solution HfO₂ pour 0.1g/ml, S3:solution d'iode pour 0.1g/ml, S4:solution HfO₂ pour 0.2g/ml, S5:solution d'iode pour 0.2g/ml.

Les résultats de la simulation sont représentés sur la figure (IV.6).

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

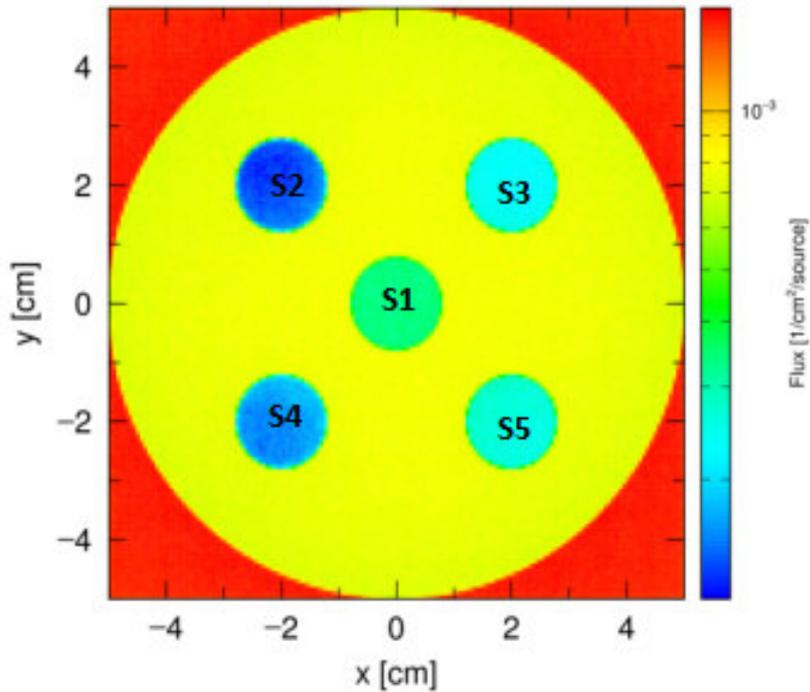


Figure (IV.6) : Calcul de la fluence photonique par le code PHITS dans le détecteur NaI.

D'après la transmission de la fluence représentée dans la figure (IV.6). on remarque que la transmission de la fluence par les solutions S2,S4 est moindre que celle transmis par les solutions S3,S5.

On résulte que, si le coefficient d'atténuation augmente, la distribution de la fluence diminue qui se rejette sur le contraste de l'oxyde de hafnium.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

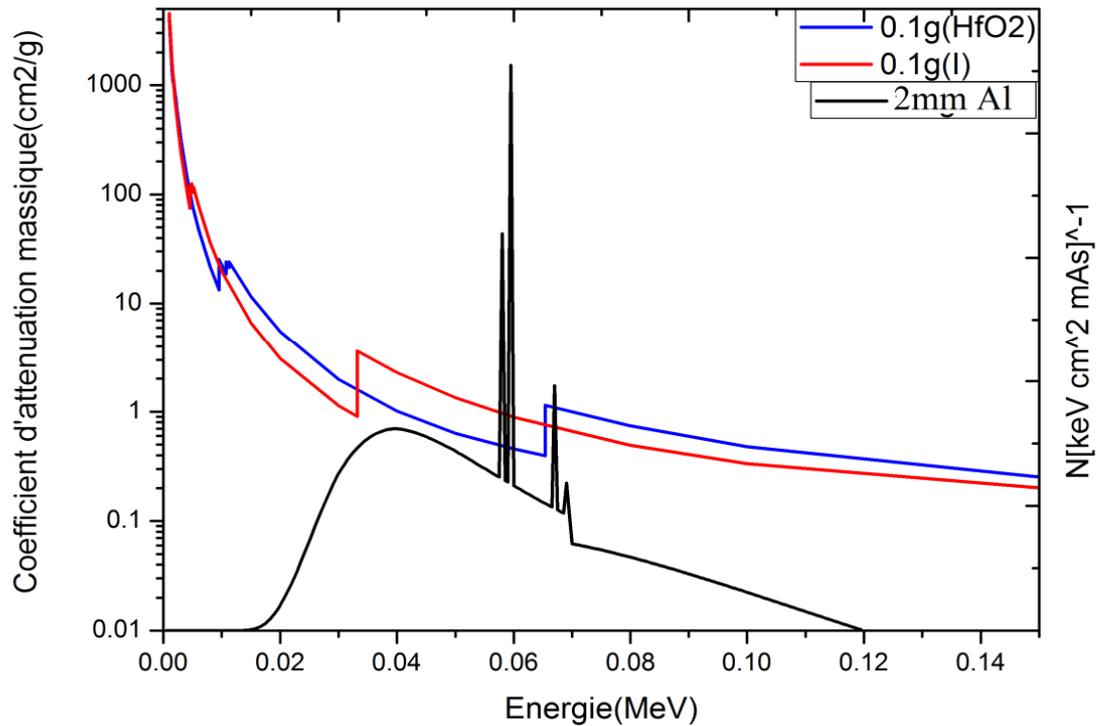


Figure (IV.7) : la variation des coefficients d'atténuation d'iode et d'hafnium en fonction d'énergie associé avec le spectre énergétique de tungstène.

c. Simulation :eau/hafnium :

Avec la même géométrie réalisée dans (IV.4), On a réalisé un calcul par simulation de la distribution spatiale de la fluence photonique, en introduisant des cylindres de diamètre de 0.8cm et de 4 cm d'épaisseur qui présente les solutions d'oxyde d'hafnium à différents concentration (S1=0.05, S2= 0.01,S3=0.2, S4=0.3, S5=0.4g/ml).

Les résultats de la simulation sont représentés dans la figure (IV.8)

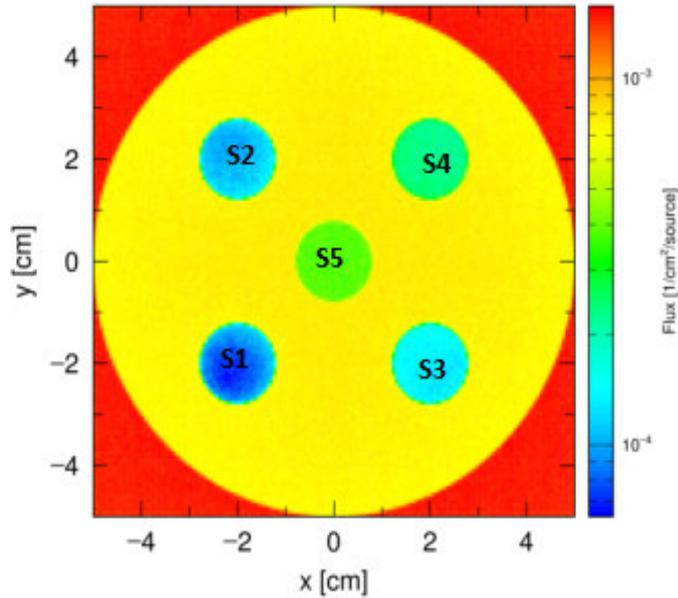


Figure (IV.8) :Calcul de la fluence photonique par le code PHITS dans le détecteur NaI.

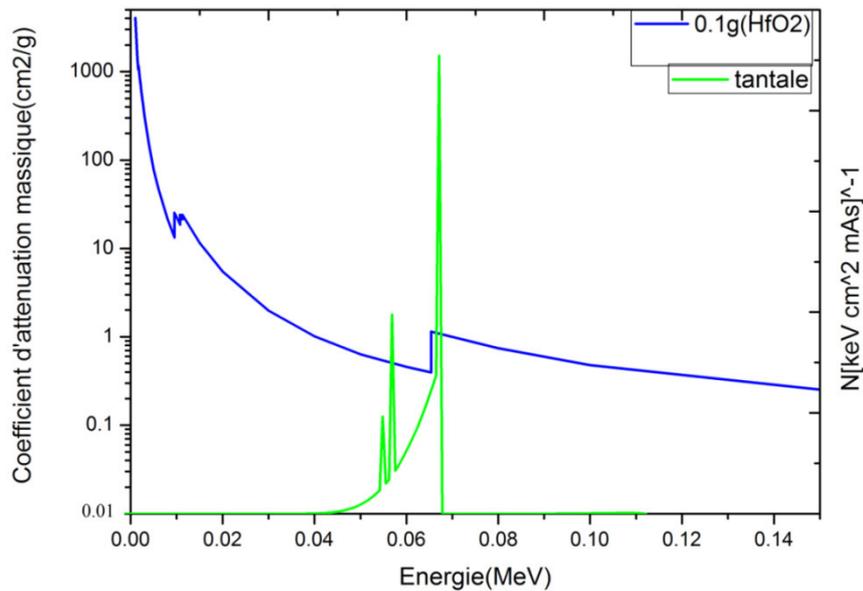
D'après cette simulation on remarque que lorsque la concentration augmentant le flux photonique d'HfO₂ diminue.

IV.1 Utilisation du filtre de tantale :

Le filtrage additionnel des spectres des rayons X influe sur la dose reçus par le patient. La compagnie TOSCHIBA, spécialisé dans la fabrication des équipements de radio diagnostique a utilisé les filtres de tantale dans leurs tubes à rayon X pour réduire la dose au patient.

Nous avons proposée d'utiliser le filtre de tantale accompagnant avec les nanoparticules d'hafnium.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules



Figure(IV.9) : La variation de coefficient d'atténuation(HfO_2) et le spectre énergétique de tantale.

• Interprétation des résultats:

D'après le calcul du contraste d'oxyde d'hafnium dans la partie (II) en constatant que l'os que on utilise le filtre de tantale dans la coupure (67.42 keV), le contraste de HfO_2 est élevé.

V. Simulation de la dose dans une crane par code PHITS :

On fait une simple simulation d'une partie du crane composée d'os d'épaisseur 1.5cm, et de cerveau d'épaisseur 10 cm attaquée par une source des photons filtré par 2 mm d'aluminium puis par 2 mm de tantale la distribution de dose on profondeur de ces deux filtres est représenté sur la figure (IV.12).

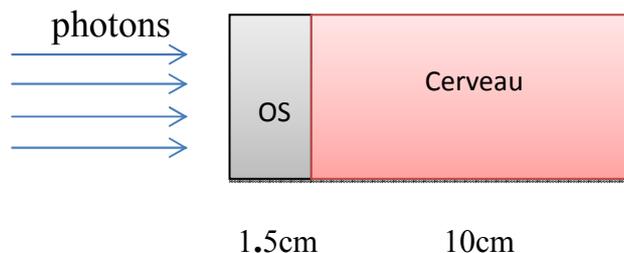


Figure (IV.10) : Géométrie de simulation.

Chapitre IV : L'optimisation de la radiographie par les nanoparticules

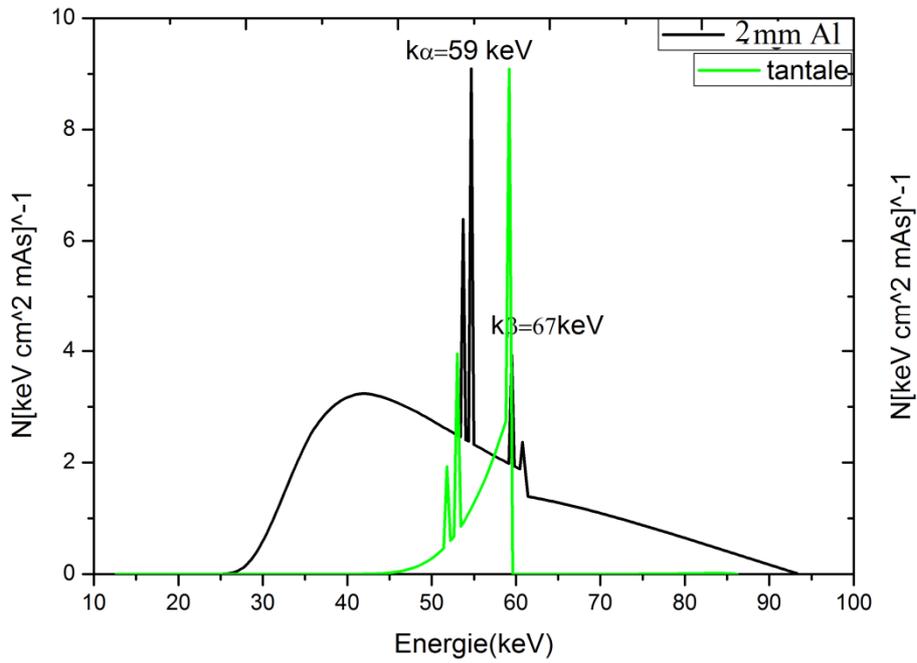


Figure (IV.11):Le spectre énergétique de tungstène et tantale.

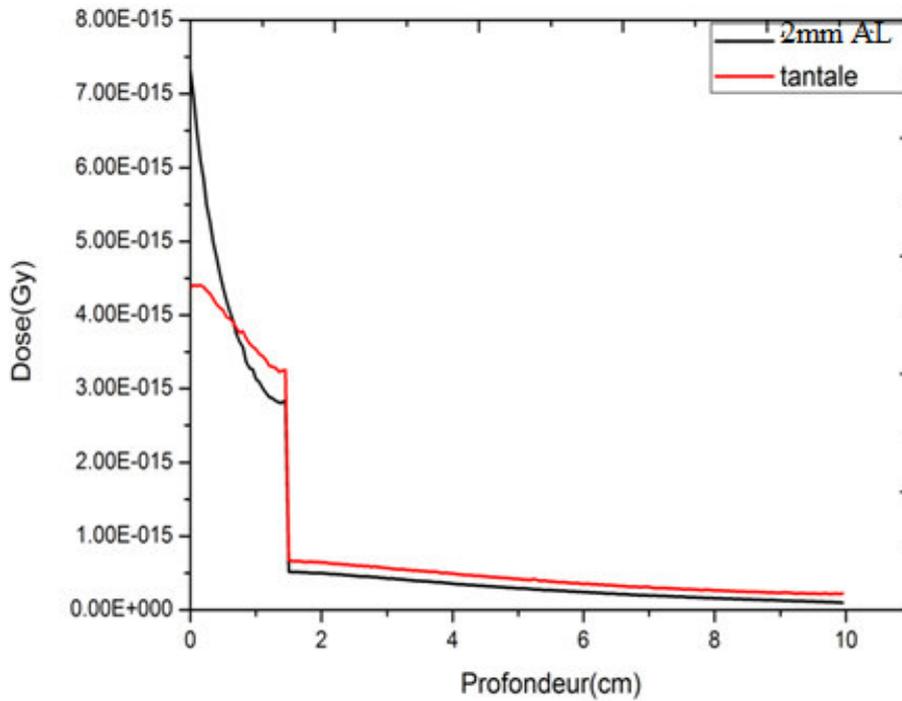


Figure (IV.12) : Spectre de la distribution de dose en fonction de la profondeur.

D'après cette figure, on remarque que dans le cas d'un filtrage par le tungstène une forte dose est déposée à l'entrée du crane (os), par la suite on a une chute de dose. La dose à l'entrée dans le cas d'un filtrage par le tantale, est inférieure à celle dans le cas d'un filtrage par le tungstène.

On résulte que le filtrage avec le tantale est favorable pour la radiographie, puisqu'il élimine les doses de faible énergie qui ne participe pas à la formation d'image, mais qui est absorbée dans le patient qui fait partie de la dose totale absorbée qui doit être minimisée. Ce filtre est aussi intéressant dans les hautes énergies parce qu'il minimise l'effet de la diffusion qui diminue le contraste radiographique et la dose délivrée au patient et au opérateur.

Conclusion :

Nous avons montré que lorsque on utilise les énergies des rayons X entre (60-140keV) avec l'utilisation des nanoparticules de hafnium le contraste est meilleur que lorsque on utilise l'iode.

D'après cette étude nous avons montré que le filtrage influe sur la dose déposée à l'entrée de patient (paramètre important en radioprotection).

Lorsqu'on utilise le filtre de tantale combiné avec les nanoparticules de hafnium on obtient une bonne optimisation (dose, contraste).

Conclusion générale

Conclusion générale

La radiographie est fondée sur la capacité que les rayons X traverse la matière et impressionne une plaque photographique. Les agents de contraste iodés ont été utilisés avec succès pendant des décennies en diagnostic par rayons X et (TDM).

Avec le développement de la technologies des nanoparticules appliquées à la médecine et grâce aux propriétés physiques et biologiques des nanoparticules à base des éléments lourds, plusieurs éléments ont été proposés d'être utilisés comme agent de contraste tel que l'or, bismuth, gadolinium et tungstène, hafnium...etc. Il a été suggéré que le hafnium fournissait les meilleures performances.

D'autre part, le filtrage additionnel des spectres des rayons X influe sur la dose reçus par le patient. La compagnie TOSCHIBA, spécialisé dans la fabrication des équipements de radio diagnostique a utilisé les filtres de tantale dans leurs tubes à rayon X pour réduire la dose au patient.

Nous avons montré la capacité d'utiliser le hafnium sous forme d'oxyde (HfO₂) comme agent de contraste combiné avec l'utilisation du filtrage avec le tantale pour optimisation de la radiologie. Nous avons montré que lorsque on utilise les énergies des rayons X entre (60- 140keV) avec l'utilisation des nanoparticules de hafnium le contraste est meilleur que lorsque en utilise l'iode. Lorsque en utilise le filtre de tantale la dose est optimisé, la diffusion diminue et le contraste s'améliore.

On conclusion le filtre de tantale combiné avec les nanoparticules de hafnium optimise la radiographie.

La Bibliographies

Bibliographies

- [1] Bensennia Karima «Etude des paramètres physiques et dosimétriques en curiethérapie de haut débit de dose des cancers du col utérin » mémoire de master, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 2016.
- [2] Ouriaba Mohammed amine «Utilisation de la radiothérapie conformationnelle dans le traitement des néoplasies pulmonaires » mémoire de master, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, (2011).
- [3] Bououden karima « Etude d'un tube a rayons x a usage radiologie » mémoire de master, Université de Jijel, 2018.
- [4] Aloine Selmi « L'influence Des Impuretés Sur Les Coefficients Des Transports » mémoire de mastère, Université Tunis-El Manar, 2011.
- [5] 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.
- [6] Bedrouni Ahlem « Etude de la radiosensibilisation des nanoparticules lourdes en radiothérapie » mémoire de master, Université de Jijel, 2017.
- [7] Dahi el hadj « Système de double calcul dosimétrique » mémoire de master, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 2011.
- [8] Chaïbi Hassen « contribution à la génération carte d'atténuation pour PET basée sur les images IRM segmentées » mémoire master; université d'Oran, 2010.
- [9] Betata Réda « segmentation d'image tomographique par émission de positrons » mémoire de magister, Université de Es-Sénia Oran, 2011.
- [10] Aissani Marwa et Yahouni Imen, « dosimétrie des photons de haute énergie » mémoire de master, Université Abou Baker Belkaïd, Tlemcen, 2011.
- [11] Anne-Sophie Parinaud, « Contribution aux bonnes pratique d'injection » thèse de doctorat, université de limoges, 2014.
- [12] M. Ayouba Fofana « Profil des examens radiologiques dans le Service de radiologie et d'imagerie Médicale du centre hospitalier » thèse de doctorat, université de Bamako, 2014.
- [13] M. Bakhouché, A. Richard, A. Viollet « Radioprotection et dosimétrie. Etat de l'art et perspectives d'avenir pour le service bio médical », Projet Master MTS, U.T.C., 2005, URL : <http://www.utc.fr/~farges/Université de Technologie de Compiègne>.

Bibliographique

[14] Yann Le Meur « Analyse automatique de la qualité des images issues de détecteurs plats à rayons X », thèse de doctorat, L'Institut polytechnique de Grenoble, 2009.

[15] <http://www.cea.fr/multimedia/Documents/publications/livrets-thematiques/livret-imagerie-medicale.pdf> .2020.

[16] M. Juliette SELB « source virtuelle acousto-optique pour l'imagerie des milieux diffusants », thèse de doctorat, université paris XI, 2002.

[17] Yoann Pavia « Détecteurs spectrométriques pour la mammographie et traitements associés », thèse de doctorat, Université de Lyon, 2017.

[18] Lounis Mounir, Menhouk Madjid « Etude d'un scanner médicale » mémoire de master, Université Mouloud Mammeri de Tizi-Ouzou, 2018.

[19] Etienne Debarre « application du prototypage rapide À l'aide au diagnostic en chirurgie Traumatologique et orthopédique » thèse de doctorat, université de D'Artois Lille de France, 2011.

[20] Camille ADRIEN « Développement d'un outil d'optimisation de la dose aux organes en fonction de la qualité image pour l'imagerie scanographique » thèse de doctorat, Université Paris-Sud, 2015.

[21] Moussa Semchedine « Système Coopératif Hybride de Classification dans un SMA : « Application à la segmentation d'images IRM » », mémoire de magister, université de Ferhat Abbas – Sétif, 2007.

[22] IMN-530 Reconstruction et analyses d'images médicales - MODALITÉS D'IMAGERIE MÉDICALE – novembre 2020.

[23] « Utilisation des produits de contraste au cours des examens radiologiques réalisés en urgence : risques et précautions à prendre » hôpitaux universitaires de Strasbourg, avenue Molière, 67098 Strasbourg cedex, France, 2003.

[24] « Utilisation des produits de contraste en Imagerie Médicale » Version 1 - septembre 2010 Société Française de Radiologie 20 avenue Rapp 75007 Paris www.sfrnet.org.

[25] Professeur Gabriel Kalifa, « Evaluation du système Charpak » Hôpital anti - Vincent-de Paul, Service de radiologie 11 avenue Denfert – Rochereau 75014 Paris, France.

[26] Médecins Sans Frontières. Manuel de radiologie. Edition 2014, diagnostic-network@msf.org.

Bibliographique

- [27] DJEGHBOUB WIDED « Nanoparticules d'or et d'argent déposées sur oxyde de érium synthétisées sous irradiation » mémoire de magister, Université Mentouri Constantine, 2010.
- [28] Bouzar Abdelbasset « synthèse de nanoparticules d'or et leur caractérisation par granulométrie laser » mémoire de master, Université de Tlemcen, 2017.
- [29] SAID Houssein « Synthèse et caractérisation optique des nanoparticules d'or pour des applications en optoélectroniques » mémoire de master, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 2014.
- [30] Mathieu Goutayer « Nano-émulsions pour la vectorisation d'agents thérapeutiques ou diagnostiques ; étude de la bio distribution par imagerie de fluorescence in vivo » mémoire de doctorat, université Pierre et Marie Curie, 2008.
- [31] Badri Youssra « L'industrie des Nanoparticules dans le domaine de la santé » mémoire de master, Université de Lille 2, 2017.
- [32] « Nanoparticle contrast agents for computed tomography: a focus on micelles », wileyonlinelibrary.com. /journal/cmml Copyright © 2014 John Wiley & Sons, Ltd. Contrast Media Mol. Imaging 2014, 9 37–52.
- [33] Matthew m. Mahan and Amber l. Doiron « gold nanoparticles as x-ray, ct, and multimodal imaging contrast agents: formulation, targeting, and methodology » review article, Binghamton university (suny), 2017.
- [34] Traciell. mcginnity, a, cowendominguez, b, dtylere. curtis, aprakashd. nallathamby, a, canthony J. Hoffmanb, d and Ryan k. Roeder « Hafnium (HfO₂) nanoparticles as an X-ray contrast Agent and mid-infrared biosensor » www.rsc.org/nanoscale. 2016.
- [35] Ophélie ZEYONS « Etudes des interactions physicochimiques et biologiques entre des nanoparticules manufacturées et des bactéries de l'environnement » mémoire de doctorat, l'université Paris VI - Pierre et Marie Curie, 2008.
- [36] « Contraste radiologique d'après DTS IMRT 02 », Septembre 2020 <http://www.chimix.eu/an9/sup9/imrt22.htm>
- [37] Magali LAVENAS « Multifonctionnelle nanoparticule for imaging and tracking with potential applications in radithérapie » mémoire de doctorat, l'université Bordeaux, 2017.

Bibliographique

[38]Gautier LAURENT « Nanoparticules d'or multifonctionnelles pour l'imagerie et la thérapie » article techniques de l'ingénieur, Paris, 2015.

[39]<http://www.toshibamedicalsystems.com>,2020.

[40]<https://physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/tab3.html>,2020.

[41]<https://phits.jaea.go.jp/rireki-manuale.html>, 2020

Résumé

Le travail de ce mémoire représente une étude par la simulation Monte-Carlo par code PHITS afin de montrer la capacité d'utiliser le hafnium sous forme d'oxyde (HfO_2) comme agent de contraste combiné avec l'utilisation du filtrage avec le tantale pour optimisation de la radiologie. Nous avons montré que le contraste obtenu par les nanoparticules d' HfO_2 dans des énergies d'environ 80keV est bonne en suite en a conclu que le filtrage avec le tantale est favorable pour la radiographie, puisqu'il élimine les doses de faible énergie qui ne participe pas à la formation d'image, mais qui est absorbée dans le patient qui fait partie de la dose totale absorbé qui doit être minimisée. Ce filtre est aussi intéressant dans les hautes énergies parce qu'il minimise l'effet de la diffusion qui diminue le contraste radiographique et la dose délivrée au patient et au opérateur

Summary

The work of this paper represents a study by the Monte-Carlo simulation using PHITS code to show the ability to use hafnium in the form of oxide (HfO_2) as a contrast agent combined with the use of filtering with tantalum for optimization of radiology. We have shown that the contrast obtained by the HfO_2 nanoparticles in energies of about 80keV is good. Because it eliminates low-energy doses that are not involved in image formation but are absorbed into the patient as part of the total absorbed dose that should be minimized. This filter is also interesting in high energies because it minimizes the effect of diffusion which decreases the radiography contrast and the dose to the patient and operator.