



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

Université A.MIRA de Béjaïa

Faculté des Sciences Exactes

Département de physique

Soutenance de mémoire de Master présenté par

MOUSSAOUI Dihia

En vue de l'obtention du diplôme de master en physique

Spécialité : Biophysique et Imagerie

Intitulé

**Traitement et analyse, sous MATLAB, d'image
radiographique numérique**

aura lieu le 10/09/2015 à 14H00, à la salle des conférences 3ème étage
département MI. Devant le jury composé de :

Mr K. Boufala	Président	MCB
Mr A. Mekhmoukh	Examineur	MAA
Mr M. Chennit	Examineur	MCB
Mr S. Kenouche	Promoteur	MAB



2014 – 2015

Table des matières

1	Généralités sur les rayons X	5
1.1	Introduction	5
I	Les rayons X (RX)	7
1.2	Production des rayons X	8
1.2.1	Production de rayonnements d'électrons	8
1.3	Nature des rayons X	9
1.3.1	Les rayonnements ionisants	12
1.3.2	Les rayonnements non ionisants	12
1.4	Interaction photon-matière	13
1.4.1	Interaction des rayons X avec la matière	13
1.4.2	Spectre continu	14
1.4.3	Le rayonnement de freinage (Bremsstrahlung)	15
1.4.4	Diffusion des rayons X	16
1.4.5	Absorption des rayons X	17
1.4.5.1	Coefficient d'absorption	17
1.4.5.2	Variation du coefficient d'absorption	17
1.4.5.3	Variation avec la longueur d'onde	17
1.4.5.4	Variation avec la nature de l'élément	18
1.4.6	L'effet photoélectrique	19
1.4.7	La diffusion Thomson-Rayleigh	19
1.4.8	La diffusion Compton	20
1.4.9	Matérialisation (Création de Paire)	21
1.4.10	Bilan	22
1.5	Détection des rayons X	22
II	Construction d'image radiologique	24
1.6	Création d'une image de transmission	25
1.6.1	La loi d'atténuation	25
1.7	Facteurs de qualité de l'image radiante	28
1.7.1	Le contraste	28
1.7.2	Les flous	29

1.7.2.1	Le flou de grandissement	29
1.7.2.2	Le flou géométrique	30
1.7.2.3	Le flou cinétique	31
1.7.2.4	Le flou lié au rayonnement diffusé	31
1.7.3	La résolution spatiale	32
1.7.4	La radiologie numérisée	32
1.7.4.1	Notion d'échantillonnage	32
1.7.4.2	La grille d'échantillonnage et les niveaux de gris	32
1.7.4.3	Approche intuitive du théorème d'échantillonnage de Shannon	33
1.7.5	Conclusion	34
2	Dosimétrie, radiographie et prétraitement	35
2.1	Introduction	35
III	Dosimétrie	37
2.1.1	La dose absorbée D	38
2.1.2	La dose équivalente à l'organe	38
2.1.3	La dose efficace : Grandeur de protection relative au corps entier	38
2.2	Actions des radiations à l'échelle cellulaire	40
2.2.1	La mort cellulaire immédiate	40
2.2.2	La mort différée	40
2.2.3	Mutations cellulaires et cancérisation	40
IV	Outils de traitement d'image	41
2.3	L'image	42
2.4	Le pixel	42
2.5	Modélisation d'une image radiologique	42
2.6	Différents domaines d'imagerie 2D /3D	43
2.6.1	Odontologie	43
2.6.2	Esthétique	44
2.6.3	Angiographie	44
2.7	La numérisation et le traitement du signal	45
2.7.1	Prétraitement	46
2.7.1.1	Restauration d'images	46
2.7.1.2	Amélioration	46
2.7.1.3	Compression	46
2.7.1.4	La segmentation	46
2.8	Filtrage de l'image	47
2.8.1	Reconnaissance de formes	47
2.8.2	Quelques opérateurs de traitement	47
2.8.2.1	Gauss	47
2.8.2.2	Prewitt	48
2.8.2.3	Laplacien	48
2.8.2.4	Canny	48

2.8.2.5	Sobel	48
2.8.2.6	Marr-Hildreth	48
2.9	Conclusion	48
3	Développement d'outils de traitement d'images sous Matlab	49
3.1	Introduction	49
3.2	MATLAB	49
3.3	Pourquoi MATLAB pour le traitement des images	50
V	Post-traitement	51
3.4	L'intérêt de faire un post-traitement	52
3.5	Construction d'un masque binaire	52
3.6	Segmentation	55
3.7	Histogramme d'une image	58
3.8	Multi ROIs	61
3.9	Lister, nommer et enregistrer une série de fichiers de même format . .	66
3.10	Lister, nommer et enregistrer une série de fichiers de nom et format différents	67
VI	Commandes et fonctions MATLAB utilisées dans mes algorithmes	69
.1	Annexe A	75

Remerciements

Ce travail a été effectué au sein du département de physique de l'université de Béjaia.

Je tiens tout particulièrement à exprimer ma plus profonde reconnaissance, et mes plus vifs remerciements à monsieur le Docteur Kenouche Samir, qui m'a apporté tout au long de ce travail, le précieux soutien de son expérience. Sa patience et ses conseils m'ont permis de mener à bien ce modeste travail.

Je remercie également Dr Mostefaoui, Ainsi que tous mes enseignants du département physique qui ont contribué à des degrés à la réalisation de ce travail.

J'adresse également mes remerciements à Docteur Mehidi Salim, mon co-encadrant pour son aide et sa patience au long de ce travail. Ainsi que la mise à ma disposition de ses équipements divers. Sans oublié ses collaborateurs Abdi Khaled et Babouche Djahid.

J'adresse également mes remerciements à Nadir Benamirouche pour son soutien et encouragement.

J'adresse également mes vifs remerciements à Docteur Mekhmoukh Abdennor pour avoir accepté d'examiner mon travail.

Je remercie également mes collègues, toute la promo Biophysique pour leurs soutiens. Je remercie aussi mes chers parents, mes sœurs et mon frère, ainsi que tous les autre membres de ma famille et mes amis qui m'ont toujours encouragé à aller de l'avant.

Généralités sur les rayons X

1.1 Introduction

La lumière visible est connue depuis que les organismes vivants ont développé des yeux. Le spectre électromagnétique auquel appartient le rayonnement visible, contient en fait une gamme infinie de longueurs d'onde. Certaines ondes, bien que familière, parce qu'elles sont détectées par les téléphones portables, les radios, les télévisions, ne sont cependant pas visibles par l'œil humain [1].

C'est en 1895 que Roentgen découvre les rayons X. Il a remarqué qu'un écran de baryum platino-cyanide devient fluorescent quand il est exposé à un rayonnement invisible. Il a généré des rayons cathodiques dans un tube de Crookes qui a été placé à proximité d'un échantillon de baryum, le tube est constitué d'une ampoule de verre avec des électrodes positives et négatives à l'intérieur. Avec l'évacuation de l'air et l'application d'une haute tension, le tube émettait de la lumière fluorescente. Ce ne fut qu'après avoir blindé le tube de Crookes avec du papier noir, qu'il a observé que l'écran de baryum platino-cyanide continuait à briller. Quand il a réalisé que le nouveau type de rayonnement peut passer à travers du papier, il a expérimenté avec d'autres objets dont la main de sa femme pour obtenir la première et plus célèbre radiographie[1,2].



FIG. 1.1 – *Première radiographie.*

La gamme de longueur d'onde des rayons X s'étend de $0,1 \text{ \AA}$ (limite supérieure : des rayons γ) à 100 \AA (limite inférieure : de l'ultraviolet lointain) . En termes d'énergie ceci correspond à la gamme $0,1 - 100 \text{ keV}$. L'énergie (en électron-volt) d'un photon X de longueur d'onde 1 \AA vaut :

$$E = \frac{12400}{\lambda} \quad (1.1)$$

($E = h.\nu = h.c/\lambda$ et $1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ Joules}$)

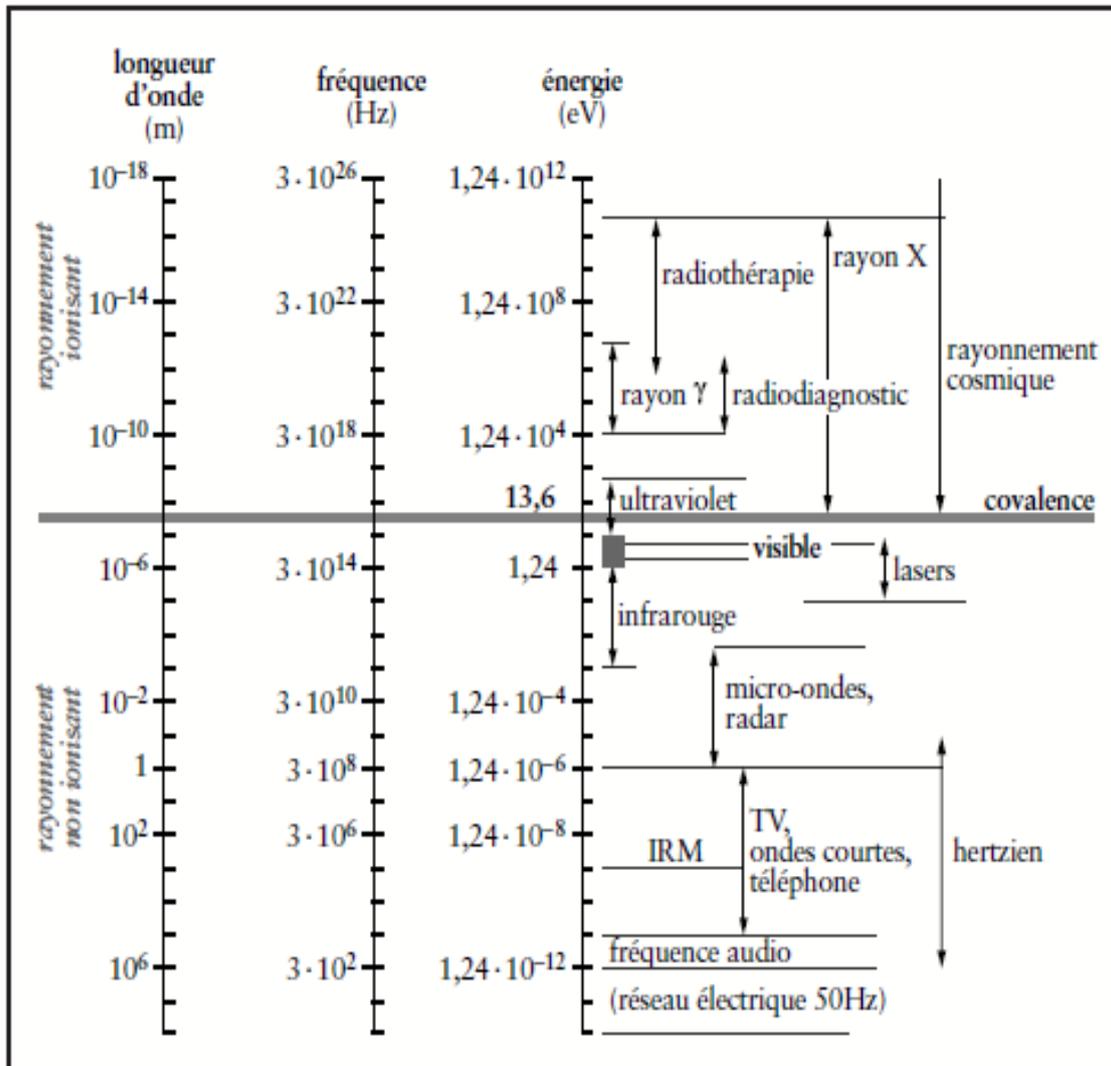


FIG. 1.2 – Panorama des ondes électromagnétiques.

Première partie

Les rayons X (RX)

1.2 Production des rayons X

1.2.1 Production de rayonnements d'électrons

Les rayons X sont produits dans les diffractomètres et les appareils de radiologie par bombardement sous vide d'une cible de métal (souvent du cuivre, mais aussi du molybdène, du cobalt, du fer ou du chrome, plus rarement d'autres métaux) par des électrons animés d'une grande énergie cinétique. Ces électrons sont préalablement émis par un filament chauffé par un courant et accélérés par une grande différence de potentiel (de l'ordre de 30 à 40 kV). Le trajet des électrons se fait dans un tube vide d'air (tube de Coolidge). Le métal bombardé (appelé anticathode ou anode) absorbe les électrons et émet dans tout l'espace des rayons X polychromatiques (longueurs d'onde de quelques dixièmes à quelques Å). Sans arrêt bombardé par les électrons, le métal de l'anode se chauffe fortement et fondrait rapidement s'il n'était pas continuellement refroidi par un courant d'eau. Quatre fenêtres en Be, ouvertes dans quatre directions différentes, sont aménagées dans la paroi du tube, et les pincesaux de rayons émergeant dans l'air sont utilisés pour les expériences[1,3].

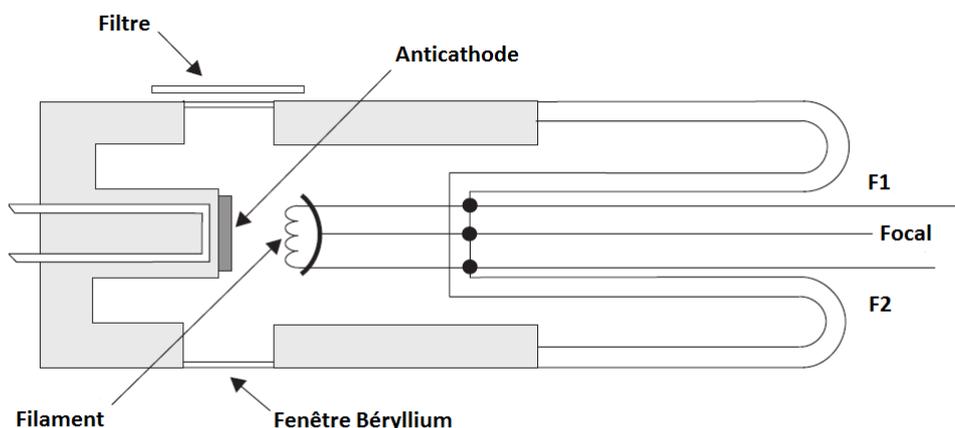


FIG. 1.3 – Tube à rayon X.

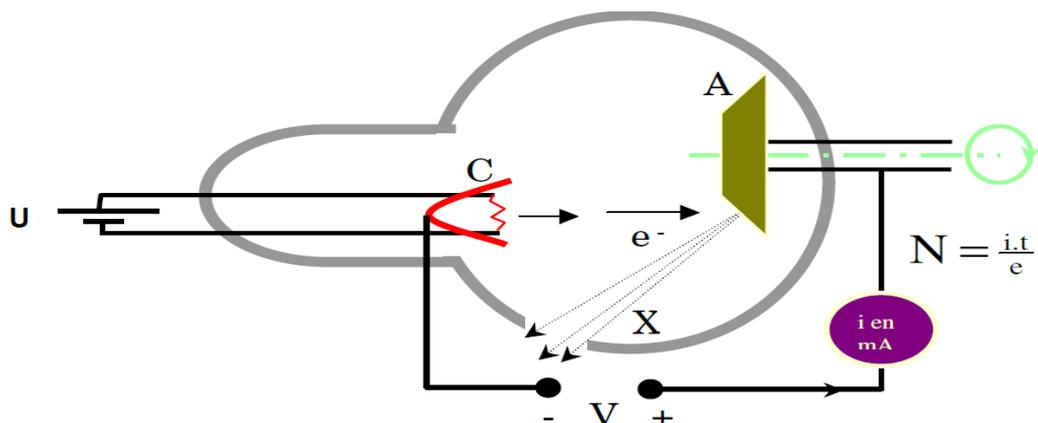


FIG. 1.4 – Schéma de la production des rayons X dans un Tube de Coolidge.

Avec, N est le nombre d'électrons émis par la cathode C. Ce nombre correspond à la charge électrique transportée dans le second circuit et peut donc être évalué à partir de l'intensité (en mA) mesurée dans ce circuit et du temps de pose : $i = q/t = N_e/t$.

La quantité $i t$ s'exprime en mA s et est directement réglable sur un appareil de radiographie. Elle conditionne le nombre total et global de photons X émis, contrairement à V , réglable lui aussi, qui contrôle la qualité de ces rayons (photons plus ou moins énergétiques). Le rendement est faible comme l'indique la formule empirique suivante :

$$\eta = \frac{\text{énergie des photons}}{\text{énergie des électrons}} = 1,1 \times 10^{-9} Z V \quad (1.2)$$

Dans laquelle Z est le numéro atomique de la cible et V le potentiel accélérateur des électrons (en V). Pour une anticathode de tungstène alimentée sous 100 kV le rendement est de l'ordre de 0,8 %.

Deux phénomènes physiques, très importants quant à leurs applications en biologie et en médecine, peuvent produire des photons X. Il s'agit d'une part des réarrangements d'électrons au sein des différentes orbitales atomiques, et d'autre part du freinage d'électrons par interactions électrostatiques avec les noyaux atomiques d'une cible.

En pratique, les photons émis avec une très faible énergie sont presque tous auto-absorbés par effet photo-électrique qu'on va illustrer dans les paragraphes suivants. De plus, ces rayonnements à faible énergie seront très irradiants pour le patient. On équipe donc les tubes de filtres destinés à arrêter (toujours par effet-photo électrique), les rayonnements de basse énergie qui auraient subsistés.

1.3 Nature des rayons X

D'un point de vue ondulatoire, la notion d'onde électromagnétique est une conséquence de l'unification de l'électricité et du magnétisme élaborée par James Clerk

Maxwell vers 1865. Ce dernier fut le premier à énoncer les quatre équations différentielles qui décrivent la propagation d'ondes électromagnétiques. L'existence de telles ondes fut confirmé expérimentalement par Heinrich Hertz en 1887.

Exemples de rayonnements électromagnétiques : I.R., lumière visible, U,V, rayons X . De la théorie de Maxwell, il résulte qu'une onde électromagnétique est la propagation (dans un milieu matériel ou dans le vide) d'un champ électrique et d'un champ magnétique associés, perpendiculaires entre eux et à la direction de propagation. Dans le vide, ces deux champs indissociables l'un de l'autre se déplacent à la célérité $c \approx 3 \times 10^8 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$, la vitesse de la lumière dans le vide.

Cette constante est liée à deux autres caractéristiques du vide, sa permittivité électrique ϵ_0 et sa perméabilité magnétique μ_0 suivant la relation : $\epsilon_0 \mu_0 c^2 = 1$, tel que $\epsilon_0 = 8,854 \times 10^{-12} \text{ C}^2 \text{ J}^{-1} \text{ m}^{-1}$ et $\mu_0 = 1,257 \times 10^{-6} = 4\pi \times 10^{-7} \text{ V s A}^{-1} \text{ m}^{-1}$.

Lorsque l'on s'intéresse à une onde électromagnétique se déplaçant dans un milieu matériel, la célérité c_n dans ce milieu s'exprime au moyen de la même relation $\epsilon \mu c_n^2 = 1$, mais en faisant intervenir la permittivité électrique $\epsilon = \epsilon_r \epsilon_0$ et la perméabilité magnétique $\mu = \mu_r \mu_0$ de ce milieu matériel particulier [4]. Les coefficients multiplicatifs μ_r et ϵ_r sont respectivement la permittivité électrique relative et la perméabilité magnétique relative du milieu matériel de propagation. On a donc :

$$c_n = \frac{1}{\sqrt{\epsilon\mu}} = \frac{1}{\sqrt{\epsilon_r\mu_r}\sqrt{\epsilon_0\mu_0}} = \frac{c}{n} \quad (1.3)$$

Où

$$n = \sqrt{\epsilon_r\mu_r} \quad (1.4)$$

Avec, n indice de réfraction du milieu. Cet indice est supérieur ou égal à 1. L'indice de réfraction est égal à 1 dans le vide et très proche de cette valeur dans de l'air. Il est de l'ordre de 4/3 dans l'eau et de 1,6 dans le verre.

Une des conséquences des équations de Maxwell est que les champs électrique et magnétique d'une onde électromagnétique sont liés par la relation :

$$\vec{B} = \frac{1}{c} \vec{\mu} \wedge \vec{E} \quad (1.5)$$

Ces deux champs sont donc à tout instant perpendiculaires entre eux et leur plan est lui-même perpendiculaire à la direction de propagation $\vec{\mu}$. On parlera donc d'ondes *vectérielles transversales*.

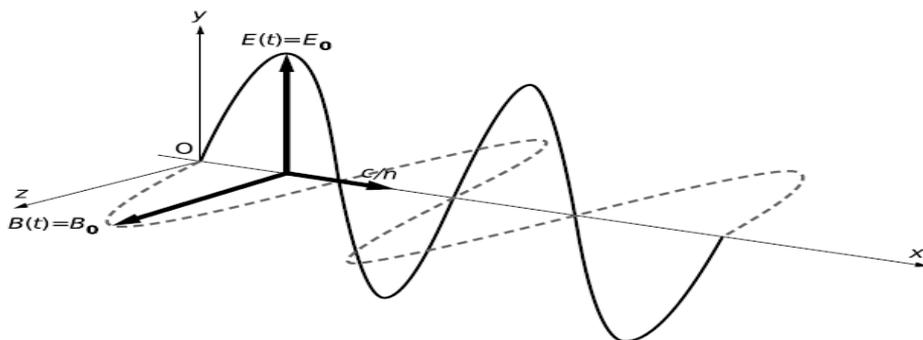


FIG. 1.5 – Illustration d'une onde électromagnétique sinusoïdale polarisée linéairement suivant l'axe (Oy) et se propageant dans la direction (Ox) d'un milieu de propagation d'indice de réfraction n . Ce schéma ne tient pas compte des intensités relatives des champs électrique et magnétique.

Lorsque la direction du vecteur champ électrique (et donc du vecteur champ magnétique) est constante, on dira que l'onde possède une polarisation rectiligne ou linéaire. Si ces champs possèdent une direction qui tourne à vitesse angulaire constante autour de la direction de propagation, on parlera de polarisation circulaire ou elliptique. Lorsque l'intensité des champs électrique et magnétique varie avec le temps de façon sinusoïdale (c'est-à-dire que leur variation de norme peut être modélisée au moyen d'une fonction sinus, d'une fonction cosinus ou plus généralement d'une exponentielle complexe du type $e^{i\omega t}$), on parlera d'onde électromagnétique pure ou, ce qui est synonyme, d'onde monochromatique.

Conformément aux résultats de la mécanique quantique, une particule est associée à la propagation d'une onde électromagnétique. Cette particule se déplace avec l'onde à une vitesse c dans le vide et elle présente une masse au repos nulle. Elle est appelée photon. Chaque photon associé à une onde électromagnétique pure de fréquence ν transporte une énergie égale au quantum d'énergie E :

$$E = \frac{hc}{\lambda} = h\nu \quad (1.6)$$

Où h est la constante de Planck ($h = 6,62 \times 10^{-34}$ J . s) et c la célérité de la lumière dans le vide. Cette relation peut se démontrer, par exemple, à partir des équations de Maxwell et des hypothèses de la mécanique quantique. Dans le domaine médical, il est souvent pratique de calculer en électronvolts l'énergie transportée par les photons associés à la propagation d'une radiation électromagnétique. En exprimant la longueur d'onde en nanomètres, on obtient l'expression suivante, qui n'est qu'une application numérique de la précédente mais permet de faire des calculs approchés de façon commode l'Eq.(1.1)

Un rayonnement électromagnétique est donc associé à un faisceau de photons. Dans le cas d'un rayonnement monochromatique, les photons ont tous la même énergie. Au contraire, un rayonnement polychromatique est constitué de photons d'énergies différentes. Il est capital, en médecine en particulier, de pouvoir caractériser qualitativement et quantitativement les énergies de photons qui constituent un

rayonnement électromagnétique. Dans ce but, on utilise un graphe appelé spectre de rayonnement où l'on reporte, pour chaque fréquence ν de photon (ou pour chaque énergie de photon, ou pour chaque longueur d'onde), la proportion de photons de fréquence ν présents dans ce rayonnement. D'un point de vue pratique, le spectre d'un rayonnement électromagnétique caractérise donc sa composition [4].

1.3.1 Les rayonnements ionisants

– **Excitation**

Transfert d'une partie de l'énergie cinétique de l'électron incident à un électron de la cible, qui change de niveau d'orbite sans être éjecté.

– **Ionisation**

Transfert d'une partie de l'énergie cinétique de l'électron incident à un électron de la cible, qui est éjecté. Une paire d'ions est produite : l'électron éjecté et l'atome chargé positivement.

Par convention, le seuil d'ionisation de 13,6 eV permet de classer les radiations électromagnétiques en deux catégories principales. Les photons d'énergie supérieure à ce seuil sont qualifiés de rayonnements ionisants. Ceux de moindre énergie sont qualifiés de rayonnements non ionisants. Cette distinction est essentielle car elle permet de différencier les photons non ionisants de ceux, ionisants, susceptibles de briser des liaisons covalentes, donc de dénaturer des molécules biologiques et d'entraîner des pathologies variées. Une radiation sera donc considérée comme ionisante dès qu'elle implique des photons d'énergie supérieure au seuil, soit encore dès que la fréquence de l'onde électromagnétique dépasse 3×10^6 GHz ou que sa longueur d'onde est inférieure à une centaine de nanomètres environ.

Dans le cadre des rayonnements électromagnétiques utilisés, le caractère ionisant concerne, par ordre d'énergie décroissante, les rayonnements X et γ et les rayonnements ultraviolets. Rayonnements X et γ recouvrent à peu près la même gamme d'énergie et ne se différencient que par leur origine. Les rayons X sont produits de différentes façons par des phénomènes physiques qui mettent en jeu le nuage électronique d'atomes ou le voisinage de noyaux atomiques. Les rayonnements X sont utilisés en radiothérapie transcutanée, lorsque le tissu à irradier n'est pas superficiel. En imagerie radiologique, ils permettent d'obtenir des images de la densité des tissus traversés [4,5].

1.3.2 Les rayonnements non ionisants

Les rayonnements non ionisants recouvrent une gamme étendue de rayonnements électromagnétiques qui vont de l'ultraviolet proche du visible aux ondes hertziennes, en passant par le visible, les infrarouges et les micro-ondes.

Le rayonnement visible (pour un être humain) concerne une bande étroite de longueurs d'onde situées entre 400 et 760 nm. Ceci correspond à des photons de 1 à 3 eV environ.

Le rayonnement infrarouge est caractérisé par des longueurs d'onde qui s'étalent

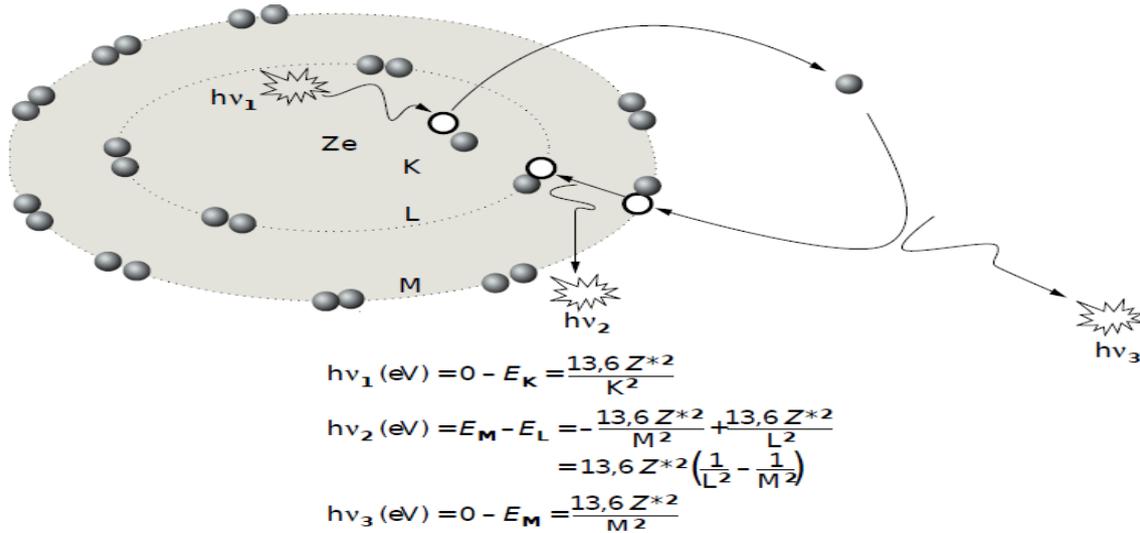


FIG. 1.6 – Illustration de l’ionisation d’un électron K ($K = 1$) par absorption d’un photon d’énergie $h\nu_1$, puis de l’émission des deux photons de fluorescence d’énergies $h\nu_3$ et $h\nu_2$ lors de transitions vers l’orbitale M ($M = 3$), puis L ($L = 2$).

de la limite supérieure des longueurs d’onde visibles, soit 0,76 mm (couleur rouge), jusqu’à quelques millimètres. En médecine, il a été testé en diagnostic pour détecter une augmentation locale de chaleur pouvant orienter vers une pathologie tumorale (thermographie infrarouge), et en thérapeutique pour donner un effet thermique anti-inflammatoire.

Le rayonnement micro-onde (ou hyperfréquence) correspond à des longueurs d’onde évoluant entre quelques millimètres et un mètre. Lorsqu’il traverse un matériau, ce rayonnement électromagnétique de fréquence relativement élevée (GHz) peut transférer une partie de son énergie par effet Joule et provoquer ainsi un échauffement rapide qui dépend de la nature du matériau où a lieu la dissipation de l’énergie. Dans le domaine médical, le rayonnement micro-onde a lui aussi fait l’objet d’études en thermographie.

Enfin, les rayonnements hertziens présentent des longueurs d’onde qui peuvent varier du mètre au kilomètre et constituent le domaine des ondes radio (radiophonie, télévision, téléphonie, ...etc). Naturellement, l’énergie des photons qui les constituent est très largement insuffisante ($E < 1 \mu\text{eV}$) pour provoquer la moindre pathologie secondaire à un phénomène d’ionisation. Dans la pratique médicale courante, elles sont utilisées pour les études de résonance magnétique nucléaire, tant en imagerie qu’en spectroscopie [4].

1.4 Interaction photon-matière

1.4.1 Interaction des rayons X avec la matière

Lorsqu’un photon rencontre de la matière, plusieurs scénarios d’interaction sont possibles comme indiqué sur la Fig.(1.7). Les interactions entre rayons x et matériaux se produisent essentiellement à travers trois processus électromagnétiques :

l'effet photoélectrique, l'effet Compton et la production de paire. Ces processus permettent le transfert total ou partiel de l'énergie du rayon X aux électrons atomiques par absorption totale ou diffusion angulaire [5.6].

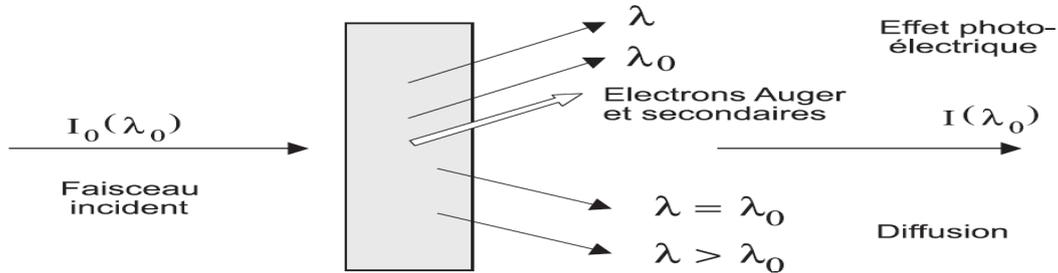


FIG. 1.7 – Différents phénomènes lors de l'interaction des photons avec la matière.

1.4.2 Spectre continu

Ce spectre correspond au rayonnement de freinage qu'on expliquera dans les paragraphes suivants, résultant de l'émission d'une onde électromagnétique par les électrons du faisceau incident qui subissent une décélération brutale lorsqu'ils interagissent avec les électrons de la cible. La longueur d'onde de la discontinuité, qui intervient pour les faibles longueurs d'onde, correspond au transfert de la totalité de l'énergie de l'électron incident au photon X émis :

$$\omega = eV = \frac{hc}{\lambda_{min}} \quad (1.7)$$

Comme le rendement est fonction du numéro atomique de l'anticathode, pour obtenir un rayonnement « blanc », il faut utiliser une cible de grand numéro atomique sous une tension élevée [3].

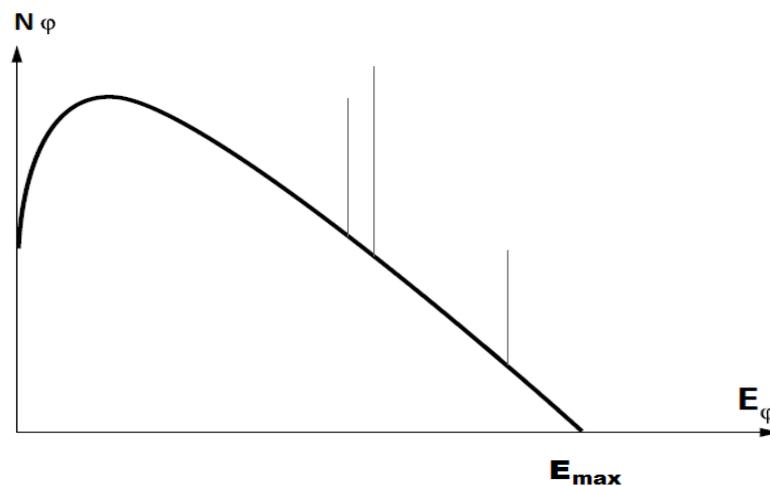


FIG. 1.8 – Spectre continu.

1.4.3 Le rayonnement de freinage (Bremsstrahlung)

Lorsqu'une particule de masse m et de charge z se déplace au voisinage d'un noyau de numéro atomique Z , le champ électrostatique créé par les protons la dévie fortement de sa trajectoire et la ralentit. La plus grande partie de l'énergie ainsi perdue par la particule est dissipée sous forme de chaleur, mais on peut montrer qu'une partie est rayonnée sous forme de photons. Globalement, cette énergie est proportionnelle au carré de la décélération de la particule :

$$\frac{dv}{dt} = zZe^2 / (mr^2) < 0 \quad (1.8)$$

donc inversement proportionnelle au carré de sa masse. Ce phénomène est donc essentiel pour les électrons, mais négligeable pour les protons ou les ions lourds. Une partie de l'énergie cinétique de l'électron freiné est donc émise sous forme de photons X dont l'énergie varie continûment de 0 à une énergie maximale égale à l'énergie cinétique des électrons incidents. Ce phénomène de diffusion inélastique porte le nom de rayonnement de freinage [4].

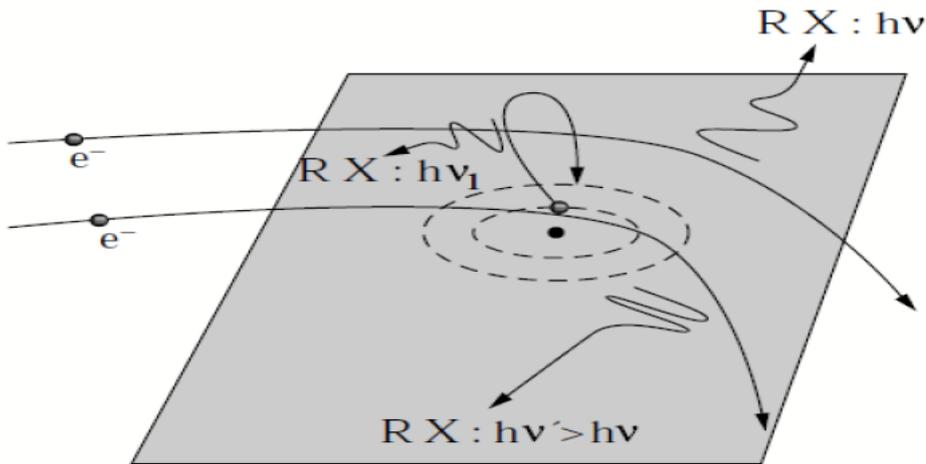


FIG. 1.9 – Illustration du rayonnement X provoqué par le freinage d'un faisceau d'électrons par les noyaux atomiques d'un milieu matériel et par l'émission secondaire de photons X de fluorescence.

Si l'énergie des électrons est suffisante, rayonnement de freinage et ionisations coexistent car les photons X émis lors du freinage des électrons peuvent, dans un deuxième temps, ioniser certains électrons des atomes du milieu où le freinage a eu lieu. Cela conduit à un spectre continu sur lequel sont greffées les raies caractéristiques de ces atomes. Ce mode de production d'un spectre continu de rayons X et de raies de fluorescence X est utilisé dans les tubes à rayons X utilisés en radiologie planaire ou tomographique (tomodensitomètre), ainsi qu'en ostéodensitométrie par rayons X.

Lors du freinage, tout ou partie de l'énergie cinétique d'un électron peut être transmise à un ou plusieurs photons X. Un photon X aura donc une énergie maximale si,

seul, il emporte l'intégralité de l'énergie des électrons incidents, soit E_{max} . Lorsque cette énergie est transmise à plusieurs photons X ou lorsque le freinage n'est que partiel, les photons X sont créés avec une énergie comprise entre 0 et E_{max} . L'allure générale du spectre des rayons X ainsi produit peut être déduite assez facilement à l'aide du raisonnement qualitatif qui suit. Imaginons que la cible soit si fine qu'une seule interaction de freinage soit possible, conduisant à l'émission d'un seul photon X. Si les électrons se présentent avec une énergie cinétique incidente E_1 , et si les probabilités d'affecter à l'unique photon X créé un certain pourcentage de cette énergie sont équivalentes, alors le spectre sera constant entre 0 et E_1 . Ajoutons une seconde épaisseur très fine de matière. Un raisonnement analogue conduit à superposer au spectre précédent un second spectre constant jusqu'à une certaine énergie maximale E_2 inférieure à E_1 [4].

En répétant le raisonnement avec un grand nombre d'épaisseurs aussi fines que l'on voudra de milieu matériel, on constate que le spectre de rayonnement de freinage devrait avoir l'allure d'une fonction linéaire décroissante. Dans ce cas, l'énergie totale E_T contenue dans ce spectre est donc l'intégrale d'une fonction linéaire en E_e entre 0 et E_{max} . Elle est donc proportionnelle à E_{max}^2 . D'autre part, il est assez facile de concevoir que cette énergie totale E_T est aussi proportionnelle à l'intensité du freinage, donc au numéro atomique Z du matériau où a lieu le freinage. On aura donc :

$$E_T = k Z E_{max}^2 \quad (1.9)$$

On peut aussi l'écrire comme suit :

$$E_T = K N Z V^2 \quad (1.10)$$

Où k est une constante. Cette approche quantitative très simple aura une grande importance en radiologie, dans la sélection des déterminants du contraste d'une radiographie. En pratique, les photons émis avec une très faible énergie sont presque tous autoabsorbés par effet photoélectrique dans la masse du matériau qui assure le freinage. Par conséquent, ces photons n'apparaîtront pas dans le spectre de rayons X qui présente donc une partie décroissante lorsque l'énergie des photons X tend vers zéro.

Enfin, si l'énergie des électrons incidents est suffisante, nous avons vu que les atomes du milieu freinant peuvent eux-même, sous l'effet des rayons X produits, être le siège d'ionisations avec émission secondaire de raies de fluorescence dont la position en énergie est caractéristique du matériau freinant. Il se superpose donc au spectre continu un spectre de raies. Le spectre de rayonnement X a donc finalement l'allure présentée sur la Fig.(1.7). [7].

1.4.4 Diffusion des rayons X

Une charge électrique est sensible aux champs électrique et magnétique. Si une charge est accélérée, elle émet un rayonnement électromagnétique. C'est le cas des électrons dont la masse est extrêmement faible. Les électrons accélérés, émettent donc un rayonnement X. Les protons sont beaucoup plus massifs que les électrons et

donnent un rayonnement négligeable. Les neutrons, n'étant pas chargés, sont insensibles au rayonnement électromagnétique. Le choc entre la matière et une radiation de fréquence ν_0 peut renvoyer le photon dans une autre direction, avec ou sans modification de son énergie. On dit qu'il y a diffusion. Lorsque l'énergie n'est pas changée, le choc est dit élastique. Ceci correspond à la diffusion Rayleigh ou diffusion élastique, qui conserve la fréquence de l'onde incidente ($\nu_0 = \nu_d$; ν_d : fréquence de l'onde diffusée). Lorsque le photon cède de l'énergie au système, qui passe d'un état E_i à un état E_j , le choc est dit inélastique. Ce phénomène porte le nom de diffusion Raman ou diffusion inélastique [7.8].

1.4.5 Absorption des rayons X

L'absorption totale résulte de deux phénomènes : la diffusion et l'effet photoélectrique. La première cause d'absorption produit des effets à peu près négligeables vis-à-vis de la seconde. Elle résulte de la diffusion cohérente donc sans changement de longueur d'onde (diffusion Thomson) et de la diffusion incohérente (diffusion Compton).

1.4.5.1 Coefficient d'absorption

Soit un faisceau monochromatique de section unité qui traverse un écran homogène. Il perd une énergie dI proportionnelle à la masse de l'écran par unité de surface (dp) et à l'intensité incidente (I) :

$$dI = -\mu I dp \quad (1.11)$$

μ est le coefficient d'absorption massique de l'écran. Par intégration on tire :

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu\rho} = e^{-\mu\rho x} \quad (1.12)$$

(x est l'épaisseur de l'écran, ρ est sa masse volumique).

1.4.5.2 Variation du coefficient d'absorption

Le coefficient d'absorption massique est fonction du numéro atomique de l'élément et de la longueur d'onde.

1.4.5.3 Variation avec la longueur d'onde

La courbe de variation de m avec la longueur d'onde présente des discontinuités qui s'interprètent par l'effet photoélectrique, c'est-à-dire l'absorption du photon par l'atome avec expulsion d'un électron. Il y a émission d'un rayonnement secondaire dit de « fluorescence » et éventuellement d'électrons Auger et secondaires [8]. Pour qu'une couche soit ionisée, il faut que l'énergie $h\nu$ du photon primaire soit supérieure à l'énergie de liaison de l'électron. Une couche donnée, par exemple la couche K, ne

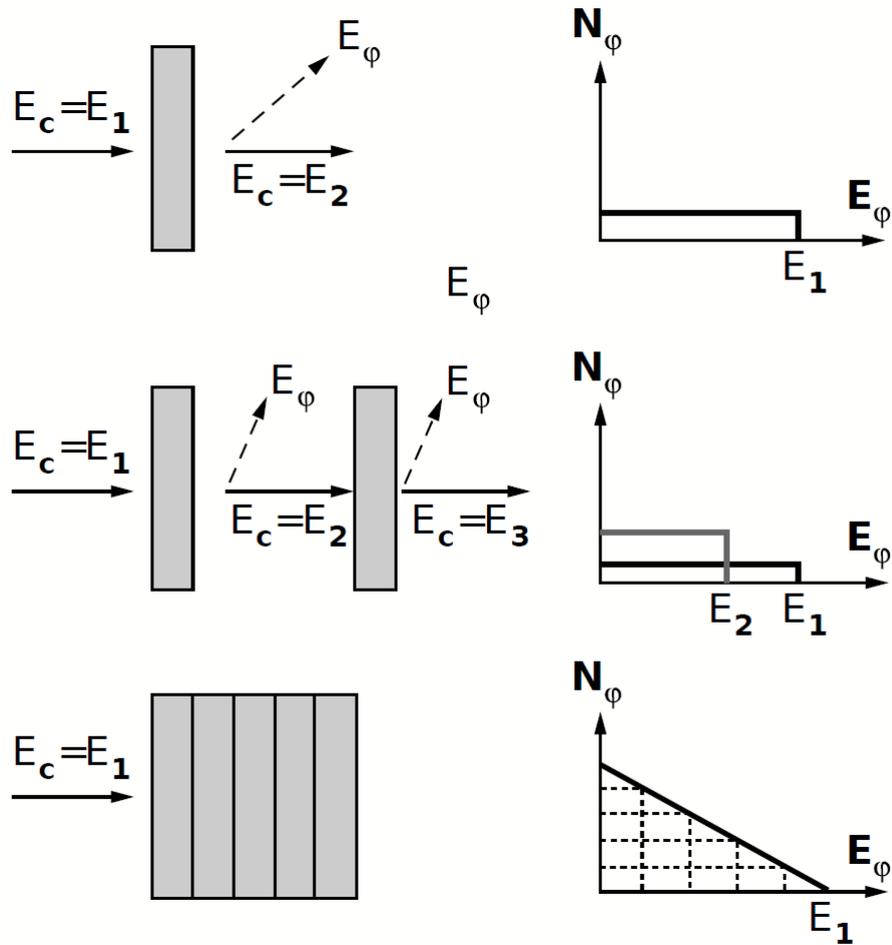


FIG. 1.10 – Illustration permettant de comprendre pourquoi le spectre continu d'un rayonnement X issu du freinage d'électrons est une fonction proche d'une loi linéaire décroissante.

sera ionisée que par des radiations de fréquence ν supérieure à ν_k telle que $h \nu_k = W_K = h c / \lambda_k$. La longueur d'onde doit être inférieure à :

$$\lambda_k(A^0) = \frac{hc}{W_k} = \frac{hc}{eV_k} = \frac{12400}{V_k(\text{volt})} \quad (1.13)$$

Dès que λ est inférieur à λ_k , la couche K est ionisée et l'absorption par cette couche est maximum, elle décroît ensuite avec λ . Le même phénomène se produit avec les couches L mais l'amplitude relative des discontinuités est plus faible.[4,7]

Dans les domaines séparant les zones de discontinuité, le coefficient d'absorption d'un corps simple varie sensiblement comme $C Z^3 \lambda^3$ (Loi de Bragg-Pierce).

1.4.5.4 Variation avec la nature de l'élément

L'absorption croît avec le numéro atomique de l'élément. Les éléments légers sont peu absorbants alors que les éléments lourds le sont beaucoup. L'accroissement de m

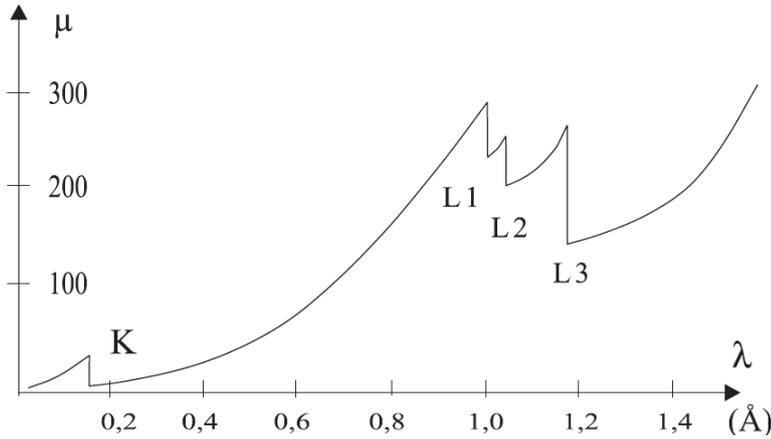


FIG. 1.11 – Variation du coefficient μ pour un écran de tungstène.

avec Z n'est pas continu et présente des discontinuités qui ont la même origine que les précédentes. Si l'on considère, par exemple, la raie K_α du cuivre ($\lambda = 1,542 \text{ \AA}$), les éléments de numéro atomique inférieur ou égal à 27 (cobalt) ont une longueur d'onde critique λ_k supérieure à 1 \AA ($\lambda_k \text{ Co} = 1,608 \text{ \AA}$). C'est l'inverse pour les éléments suivants (nickel : $\lambda_k \text{ Ni} = 1,489 \text{ \AA}$) et l'ionisation de la couche K devient alors impossible. Pour la radiation $K_\alpha \text{ Cu}$, il y a une brusque diminution du coefficient μ entre le cobalt et le nickel [9].

1.4.6 L'effet photoélectrique

L'effet photoélectrique fut décrit et modélisé pour la première fois par Albert Einstein en 1905. Il fut l'un des premiers grands succès de la toute jeune mécanique quantique et valut à son auteur le prix Nobel de physique (1921). Dans ce phénomène, l'intégralité de l'énergie d'un photon incident est transférée à un électron de l'un des atomes du milieu atténuant. Il y a une absorption totale du photon (et donc une atténuation du faisceau). L'énergie absorbée est d'abord utilisée pour ioniser un des électrons atomiques, généralement sur une orbitale proche du noyau. Le surplus d'énergie constitue une énergie cinétique conférée à l'électron ionisé. Cet électron constituera donc une source secondaire de rayonnement ionisant en interaction avec la matière. Le calcul de la section efficace par effet photoélectrique est essentiel pour les applications médicales, non seulement le contraste en radiologie, mais aussi une grande partie de la compréhension de la radiotoxicité des rayonnements ionisants [10].

1.4.7 La diffusion Thomson-Rayleigh

Dans le phénomène de diffusion de type Thomson-Rayleigh, la direction de propagation de l'onde électromagnétique associée au photon change sans diminution de l'énergie du photon. Il n'y a donc pas d'échange d'énergie entre photons et matière. Dès que l'énergie des photons dépasse 45 keV, cette interaction devient tout à fait négligeable par rapport aux autres modes d'interaction. Elle est donc peu impor-

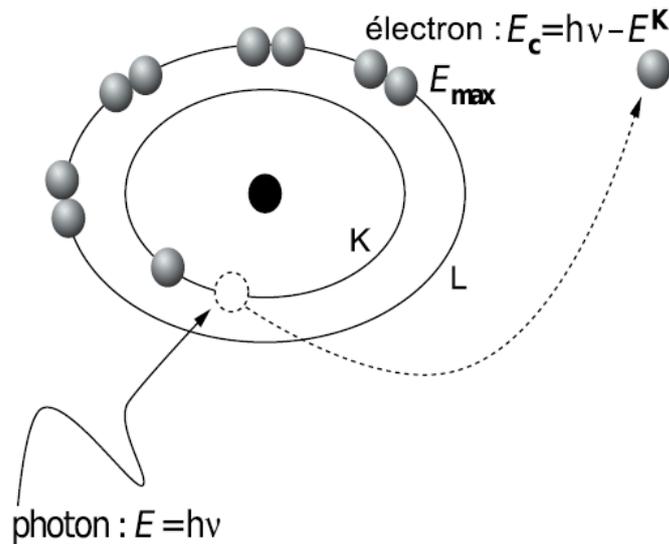


FIG. 1.12 – L'effet photoélectrique.

tante en imagerie médicale, sauf dans certains types d'imagerie des tissus mous. La mammographie (imagerie du sein par transmission de rayons X) constitue une exception car la nature même du tissu à radiographier rend nécessaire l'utilisation de photons fortement absorbés, donc plus irradiants, d'énergie relativement basse (autour de 30 keV). Ce phénomène conduit à un flou que l'on tente de corriger au moyen d'une grille anti-diffusante qui vibre devant le film radiographique afin d'éviter son exposition à la partie diffusée du rayonnement [11,12].

1.4.8 La diffusion Compton

La diffusion inélastique Compton consiste en l'absorption d'une partie seulement de l'énergie d'un photon incident par un électron atomique ou par un électron libre. Dans le premier cas, comme dans l'effet photo-électrique, cet électron atomique est ionisé et emporte sous forme d'énergie cinétique la différence entre l'énergie perdue par le photon et l'énergie d'ionisation. En revanche, le photon incident ne perdant pas toute son énergie, un photon sera émis après l'interaction, portant une énergie E plus faible que celle du photon incident et se dirigeant dans une direction en général différente de la direction initiale [4.10]

En écrivant les lois de conservation de la quantité de mouvement et de l'énergie, on peut constater que la direction θ et l'énergie $E' = h c / \lambda'$ du photon diffusé sont reliées par la relation suivante, où m est la masse de l'électron :

$$\lambda' - \lambda = \frac{h}{mc}(1 - \cos \theta) \quad (1.14)$$

soit :

$$\frac{1}{E'} - \frac{1}{E} = \frac{1}{mc^2}(1 - \cos \theta) \quad (1.15)$$

On constate donc que plus l'énergie E du photon incident est élevée, plus le photon résultant de l'interaction est diffusé préférentiellement vers l'avant. Dans les tissus biologiques, l'effet Compton prédomine dès que l'énergie des photons incidents dépasse 30 à 50 keV, ce qui est le cas en radiothérapie. En revanche, le coefficient massique d'atténuation par effet Compton, μ_C/ρ ne décroît que lentement lorsque l'énergie du photon augmente et dépend peu du matériau atténuateur. L'effet Compton est responsable d'artefacts (flous) lors de la plupart des examens de radiologie ou de médecine nucléaire, ainsi que d'une part significative de l'irradiation subie par les patients. On peut considérer l'effet photo-électrique comme essentiel au contraste des images radiographiques alors que l'effet Compton dégrade l'examen [11].

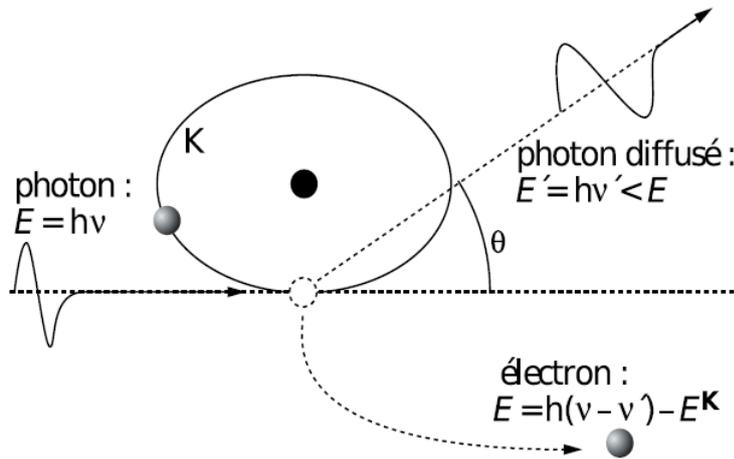


FIG. 1.13 – Illustration de la diffusion inélastique d'un photon par effet Compton.

1.4.9 Matérialisation (Création de Paire)

La matérialisation ou la création de paire électron-positron concerne les photons X et les photons γ . C'est un phénomène marginal dans le domaine médical. Le photon peut se matérialiser sous la forme de deux électrons, un de charge positive (appelé positron) et un de charge négative. L'énergie du photon est convertie en énergie de masse. Ce phénomène peut se produire dans le champ électrostatique d'un noyau, mais il n'est possible que si l'énergie du photon incident est supérieure à 2 fois l'énergie constituée par la masse au repos de deux électrons. Ceci nécessite donc des photons dont l'énergie dépasse 1,02 MeV, ce qui est rarement le cas dans les applications biomédicales ($E(\gamma) > 2 \text{ mec}^2 = 1,02 \text{ MeV}$). Si son énergie est supérieure à cette limite alors l'excédent est répartie sur l'énergie cinétique des deux électrons

comme l'indique la relation de conservation de l'énergie :

$$h\nu = 2m_e c^2 + E_c(e^-) \quad (1.16)$$

Les deux électrons sont ralentis par la matière qu'ils traversent. En fin de parcours, l'électron négatif peut soit resté à l'état libre soit interagir avec un atome pour former un ion négatif. En revanche, l'électron positif s'annihile avec un des innombrables électrons du milieu. L'annihilation est le processus inverse de la matérialisation $e^+ + e^- \rightarrow 2\gamma$. L'énergie de masse des électrons est convertie en énergie de deux photons. L'annihilation des deux électrons a lieu au repos, les deux photons sont émis dans des directions opposées et leur énergie est égale à l'énergie de masse d'un électron (0,511 MeV) [2,6]

1.4.10 Bilan

Globalement, effet photoélectrique, effet Compton et création de paires aboutiront finalement à l'excitation ou à l'ionisation d'électrons. Comme nous l'avons évoqué à propos des rayonnements particuliers, ceci pourra avoir pour conséquence la rupture de liaisons covalentes, la production de radicaux libres et la dénaturation de certaines protéines. L'occurrence préférentielle des divers modes d'atténuation en fonction de l'énergie du photon incident (E en keV) et du numéro atomique Z du milieu atténuateur est illustrée par la Fig.(1.14) où deux courbes tracent les lignes d'équiprobabilité des effets [4].

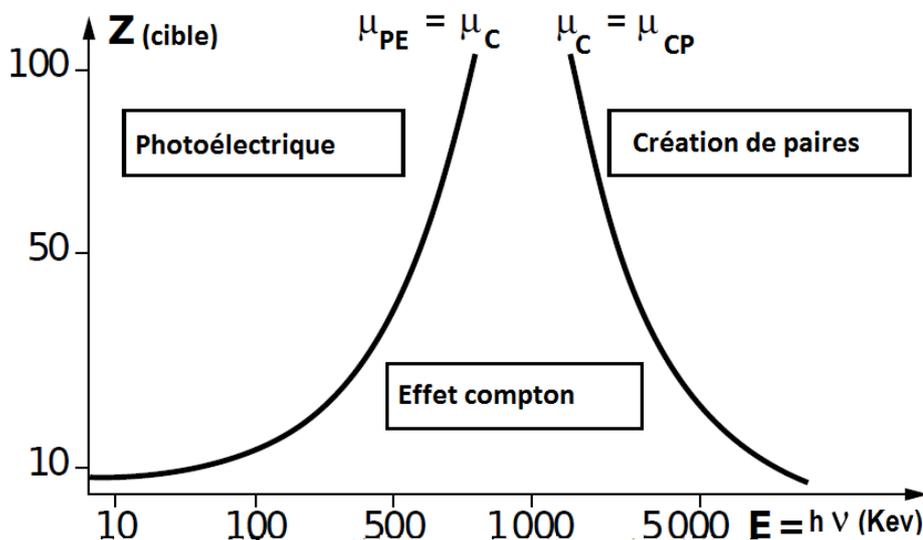


FIG. 1.14 – Illustration schématisant les domaines où un mode d'atténuation est prépondérant, variable en fonction du numéro atomique de l'absorbant et de l'énergie des photons incidents.

1.5 Détection des rayons X

Il ne peut être question ici de passer en revue les propriétés (nombreuse et variées) des différents types de détecteurs utilisables en imagerie par rayon X ou γ . En

simplifiant, il est possible de distinguer les détecteurs basés sur :

- conversion de photons X en lumière visible dans un matériau scintillateur ;
- La conversion de photons X en porteurs de charge (paires électrons-Trou) dans des structures semiconductrices ;
- L'ionisation d'un gaz ;
- La réduction d'un halogénure d'argent dans un film (des écrans renforçateurs sont alors souvent utilisés).

Deuxième partie

Construction d'image radiologique

1.6 Création d'une image de transmission

1.6.1 La loi d'atténuation

D'après l'Eq.(1.10), le médecin a deux façons d'agir sur la nature et la quantité des rayons X qu'il utilisera pour créer une image radiographique :

- En augmentant la « haute tension » V , il augmente l'énergie maximale des rayons X émis, donc leur pénétration ($E_{max} = x \text{ keV}$ pour une tension V de $x \text{ kV}$).
- En augmentant le nombre d'électrons émis N (via les mA s, c'est-à-dire via le courant en mA ou via le temps de pose), il augmente le nombre total de photons X émis, donc l'intensité du rayonnement.

Une différence de noircissement entre deux régions d'une radiographie traduit une différence d'absorption par effet photo-électrique des photons X dans chacune de ces deux régions.

Considérons un faisceau incident contenant N_0 photons et traversant une épaisseur x de matière. Au sein de ce milieu absorbant, nous nous intéressons à une épaisseur très fine dx de matière où dN' parmi N' photons incidents subissent une interaction (Fig.1.15)[12.13]

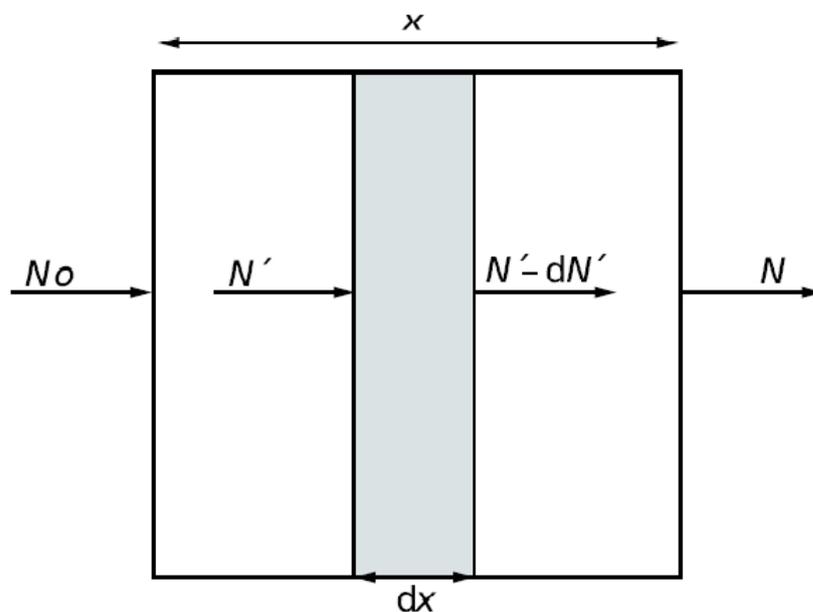


FIG. 1.15 – Atténuation d'un faisceau de photons par une épaisseur x de matière.

Le coefficient linéique d'atténuation est :

$$\mu = \frac{-dN'}{N' dx} \quad (1.17)$$

L'intégration de cette relation conduit à une loi exponentielle décroissante liant l'intensité du faisceau de photons émergeant du milieu sans y avoir interagi à l'épaisseur

traversée x (Fig.(1.16)) :

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (1.18)$$

Le coefficient linéique d'atténuation est inversement proportionnel à une grandeur appelée couche de demi-atténuation (CDA en mètres), qui est l'épaisseur de matériau nécessaire pour atténuer la moitié des photons incidents. En effet, en écrivant $\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu CDA}$, il vient immédiatement :

$$\mu = \frac{\ln(2)}{CDA} \quad (1.19)$$

Puisque, en moyenne, $dN' = -\mu N' dX$ photons sont atténués lors de la traversée d'une épaisseur dx de matière située entre les profondeurs x' et $x' + dx$, le nombre moyen de photons capable de traverser une épaisseur x' seulement (et pas plus) de matière sans être atténués est précisément dN' . Le parcours moyen p d'un photon à travers la matière est donc :

$$P = \frac{1}{N_0} \int_0^{+\infty} x' dN' = \frac{1}{N_0} \int_0^{+\infty} x' \mu N' dx' = \frac{1}{N_0} \int_0^{+\infty} x' \mu N_0 e^{-\mu x'} dx' = \mu \int_0^{+\infty} x' e^{-\mu x'} dx' \quad (1.20)$$

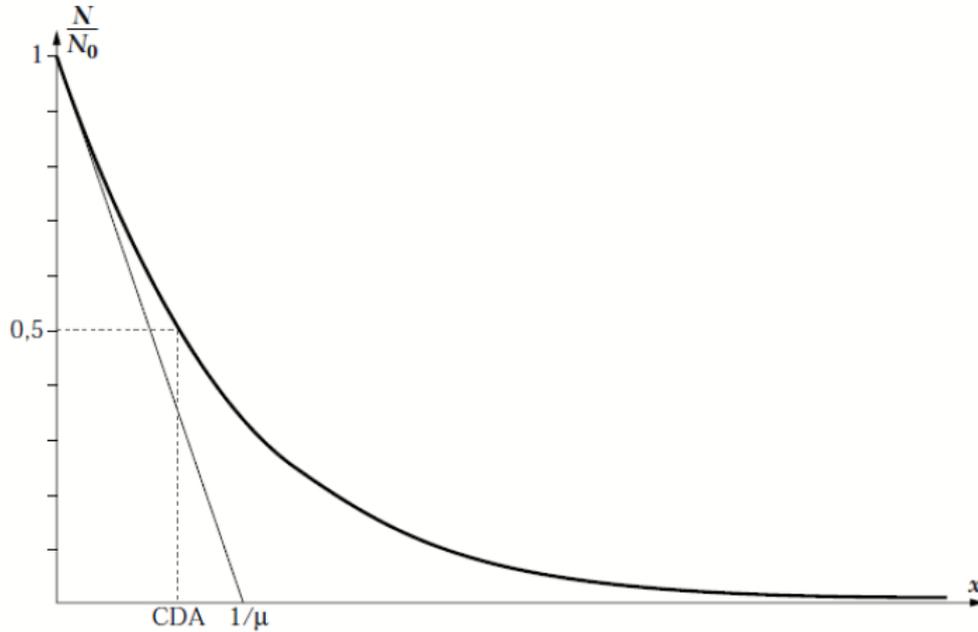


FIG. 1.16 – Nombre de photons émergeant sans avoir subi d'interaction après la traversée d'une épaisseur x de matière.

De même que pour le calcul de la vie moyenne en radioactivité, une intégration par parties permet de calculer le parcours moyen p d'un photon dans la matière :

$$\rho = \frac{1}{\mu} = \frac{CDA}{\ln 2} \quad (1.21)$$

Le coefficient linéique d'atténuation μ présente l'inconvénient de dépendre de l'état (solide, liquide ou gazeux) du milieu atténuant. Pour s'affranchir de cette dépendance, la loi qui régit l'atténuation d'un faisceau de photons par la matière est aussi exprimée de façon équivalente au moyen du coefficient massique d'atténuation $\frac{\mu}{\rho}$ (ρ est la masse volumique de la matière atténuante) et de la masse surfacique ρx de la matière (en $kg\ m^{-2}$ ou, le plus souvent, en $g\ cm^{-2}$). On obtient alors :

$$N = N_0 e^{-\frac{\mu}{\rho}(\rho x)} \quad (1.22)$$

Compte tenu de la définition de la couche de demi-atténuation, la loi exponentielle caractérisant l'atténuation d'un faisceau de photons peut aussi s'écrire :

$$N = \frac{N_0}{2^{x/CDA}} \quad (1.23)$$

Ainsi, par exemple, pour atténuer d'un facteur 1024 (≈ 1000) un faisceau de photons, il faut interposer un écran dont l'épaisseur est 10 fois la CDA ($2^{10} = 1024$). D'un point de vue pratique, il est important de retenir quelques ordres de grandeurs de couches de demi-atténuation pour des photons ionisants dont l'énergie est d'utilisation courante en médecine, dans différents matériaux atténuateurs.[14,15]

	30 Kev	100 kev	500 kev
Air	25 m	35 m	60 m
Eau (liquide)	2 cm	4 cm	7 cm
Béton	3 mm	2 cm	4 cm
plomb	0.02 mm	0.1 mm	4 cm

TAB. 1.1 – Quelques ordres de grandeurs de couche de demi-atténuation pour des photons ionisants dont l'énergie est d'utilisation courante en médecine.

Les différents modes d'atténuation d'un faisceau de photons par une épaisseur de matière homogène peuvent être classés selon le schéma de la fig.(1.17), où l'on distingue la diffusion (la trajectoire du photon qui a subi l'interaction change de direction) de l'absorption (tout ou partie de l'énergie du photon est transférée au milieu) [15].

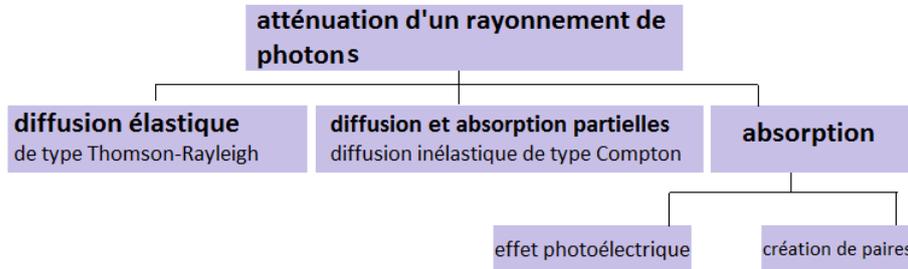


FIG. 1.17 – Modes d'atténuation d'un rayonnement de photons.

Les phénomènes de diffusion induisent un flou dans les images médicales et limitent la résolution des appareils de radiologie ou de médecine nucléaire. L'absorption d'un rayonnement de photons par les tissus est le déterminant essentiel du contraste en radiologie, mais cette absorption conduit à des artefacts en médecine nucléaire. Dans tous les cas, seuls les phénomènes d'absorption (complète ou partielle) ont pour conséquence un transfert d'énergie du rayonnement de photons vers un milieu biologique atténuant. Ce sont donc eux qui sont responsables de l'irradiation d'un patient [16].

1.7 Facteurs de qualité de l'image radiante

1.7.1 Le contraste

Soient I_1 et I_2 le nombre de photons X reçus en deux points distincts P_1 et P_2 du film de radiographie. Supposons que les photons X qui atteignent P_1 n'aient traversé qu'un seul tissu de coefficient linéique d'atténuation photo-électrique m . Supposons par ailleurs que les photons X qui atteignent P_2 aient au contraire traversé deux tissus distincts de coefficients linéiques d'atténuation photo-électrique m et m' :

On définit alors le contraste par le rapport :

$$C = |I_1 - I_2| / (I_1 + I_2) \quad (1.24)$$

En se limitant au premier ordre des développements limités des exponentielles ($e^y \approx 1 + y$) :

$$C = |\mu' - \mu| \frac{x}{2} \quad (1.25)$$

Soit, en utilisant la loi de Bragg et Pierce :

$$C = (k/2) x |\rho' Z'^3 - \rho Z^3| / E^3 \quad (1.26)$$

Si l'on tient compte d'un rayonnement diffusé I_d qui s'ajouterait à I_1 et I_2 , l'expression de définition du contraste montre que celui-ci diminue suivant :

$$C = |I_1 - I_2| / (2 I_d + I_1 + I_2) \quad (1.27)$$

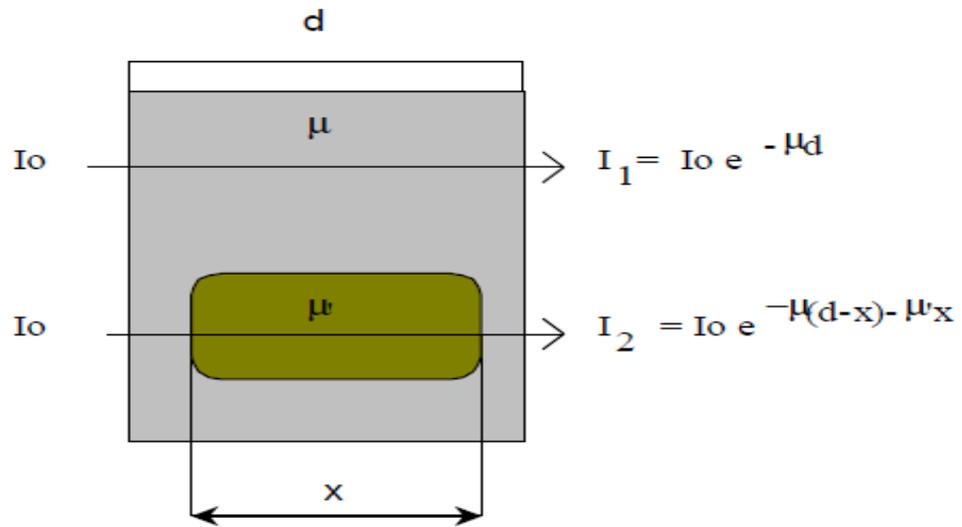


FIG. 1.18 – L'atténuation des photons X en traversant deux tissus distincts.

Un contraste n'existe donc entre deux tissus que si ces tissus présentent des masses volumiques et / ou des numéros atomiques distincts. Lorsque cette condition nécessaire n'est pas remplie, il est parfois possible de créer une différence de Z ou de ρ à l'aide de produits de contraste. Ces derniers peuvent être :

1. "naturels" : exemple des radiographies pulmonaires en inspiration forcée.
2. "artificiels" : exemple des produits de contraste iodés ou barytés utilisés en urographie, pour l'étude du transit digestif et de la vésicule biliaire, en vasculaire, pour les bronches, les articulations, le canal rachidien...etc.

Dans le cas où un contraste existerait, il est possible de l'améliorer de plusieurs façons :

1. En diminuant l'énergie des rayons X, mais cela augmente la dose absorbée par le patient.
2. En minimisant les facteurs qui altèrent le contraste (les flous et le rayonnement diffusé).[17,18]

1.7.2 Les flous

1.7.2.1 Le flou de grandissement

Une radiographie est une projection conique sur laquelle les éléments anatomiques se superposent et apparaissent déformés.

Le grandissement G s'exprime par $G = II''/OO'' = II'/OO'$

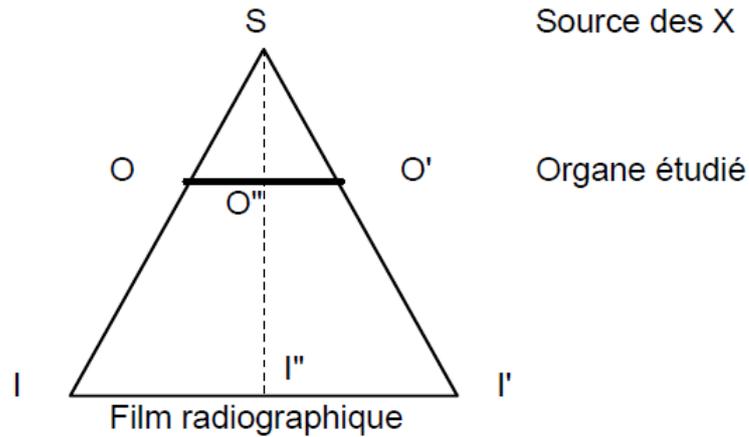


FIG. 1.19 – Schéma illustratif du flou de grandissement

Compte tenu du fait que $\sin(OSO'' = II''/SI = OO''/SO$, le grandissement G s'exprime suivant :

$$G = SI/SO \quad (1.28)$$

Le grandissement est donc globalement augmenté lorsque l'on éloigne le film de la source de rayons X (SI augmente). On constate d'autre part que le grandissement n'est pas identique pour toutes les structures constituant un organe : Plus ces structures proches du film radiographique, moins le grandissement est important (SO augmente) [17.19]

1.7.2.2 Le flou géométrique

Les rayons X ne sont pas émis par une source strictement ponctuelle. Le flou crée par cette surface F appelée focale se calcule facilement :

$$\operatorname{tg} \alpha = II'/OI = SS'/OS \implies fg/OI = F/OS$$

par ailleurs : $G = SI/SO = 1 + OI/SO$ soit $OI/SO = G - 1$

$$f_g = F (OI/OS) = (G - 1) F$$

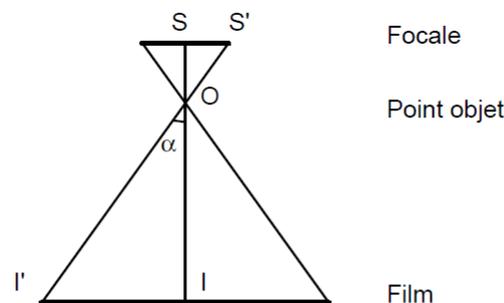


FIG. 1.20 – Schéma illustratif du flou géométrique.

L'usure d'un tube de Coolidge provoque souvent une augmentation de F et donc une augmentation du flou géométrique.

1.7.2.3 Le flou cinétique

Il est dû à un mouvement de l'organe radiographié à la vitesse v lors de la durée d'exposition t :

$$f_C = G v t \quad (1.29)$$

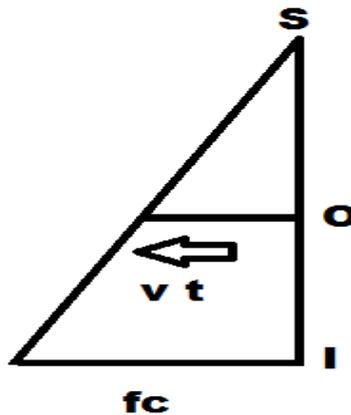


FIG. 1.21 – Schéma illustratif du flou cinétique.

1.7.2.4 Le flou lié au rayonnement diffusé

C'est un paramètre quantitativement important en radiologie : l'atténuation par diffusion est de 4 à 5,5 fois plus importante que celle par absorption (photo-électrique). Ce rayonnement diffusé avec (diffusion Compton) ou (diffusion Rayleigh) introduit une perte d'énergie, par conséquent, pose deux problèmes essentiels :

1. Une irradiation inutile (du personnel soignant en particulier). Celle-ci justifie le port de tabliers plombés et, plus encore, l'éloignement de ce personnel de la source de rayons X.
2. Un flou qui diminue le contraste en radiographie.

On le limite de deux manières :

a) En limitant le phénomène de diffusion Rayleigh ou Compton dans le tissu traversé. Ceci peut se faire en diminuant le volume des tissus traversés.

b) En limitant l'irradiation du récepteur par des X diffusés à l'aide d'une grille anti-diffusante [20].

1.7.3 La résolution spatiale

C'est la plus petite distance qui doit séparer deux objets ponctuels, pour pouvoir encore distinguer deux images radiographiques distinctes de ces objets. Du fait des différents flous que nous venons d'étudier, l'image d'un point sur un film radiographique n'est jamais ponctuelle. Elle se présente sous la forme d'une "tache" plus ou moins étalée, symétrique par rapport à son centre, et d'intensité décroissante du centre vers la périphérie. La répartition des noircissements (densités optiques) suit ainsi une courbe appelée courbe de dispersion ponctuelle. Les courbes de dispersion ponctuelle correspondant à l'image de deux objets séparés par une distance inférieure à la largeur à mi-hauteur de ces courbes de dispersion fusionnent et produisent une image unique où les deux objets ne sont plus individualisables. La résolution spatiale correspond donc à la largeur à mi-hauteur (LMH ou, en anglais, FWHM) de la courbe de dispersion ponctuelle. Elle est de l'ordre de 0,5 mm en radiologie [21].

1.7.4 La radiologie numérisée

1.7.4.1 Notion d'échantillonnage

La grande majorité des signaux physiques se présentent, à l'échelle macroscopique de nos observations, sous l'aspect de fonctions continues de variables quantitatives (le temps ou l'espace le plus souvent). Ces signaux sont qualifiés de signaux analogiques. Les mémoires des calculateurs étant finies, ces signaux ne peuvent pas, en général, être directement traités par un ordinateur. Une étape de numérisation (ou échantillonnage, ou discrétisation) est nécessaire de façon à transformer un signal analogique en une suite finie x_1, x_2, \dots de nombres (des échantillons). Cette numérisation se fait à l'acquisition ou, plus rarement, secondairement [5.20]

L'information est digitalisée et varie de façon non continue et plus précise. L'imagerie numérique permet le traitement de l'image, la visualisation sur console, et un stockage aisé. Elle a comme avantage :

- Réduction des doses
- Accroissement du débit
- Réduction des coûts

1.7.4.2 La grille d'échantillonnage et les niveaux de gris

Dans le cas d'une image, l'échantillonnage est réalisé en superposant à l'image analogique une grille d'échantillonnage composée de carrés élémentaires de côté d , les pixels. La distance d est appelée période d'échantillonnage. Son inverse, $f_e = 1/d$ est la fréquence d'échantillonnage.

La valeur $S(i,j)$ du pixel (i,j) peut, par exemple, être égale à la valeur moyenne du signal analogique sur la surface couverte par ce pixel. Le codage des valeurs de pixels $S(i,j)$ sur un ou deux octets permet de définir des niveaux de gris. L'affectation bijective de chaque niveau de gris à une couleur donnée permet enfin de visualiser l'image sur un périphérique (écran d'ordinateur ou imprimante par exemple). Cette affectation peut n'intéresser que certaines plages de valeur de pixels. On parle alors de visualisation dans une certaine "fenêtre".

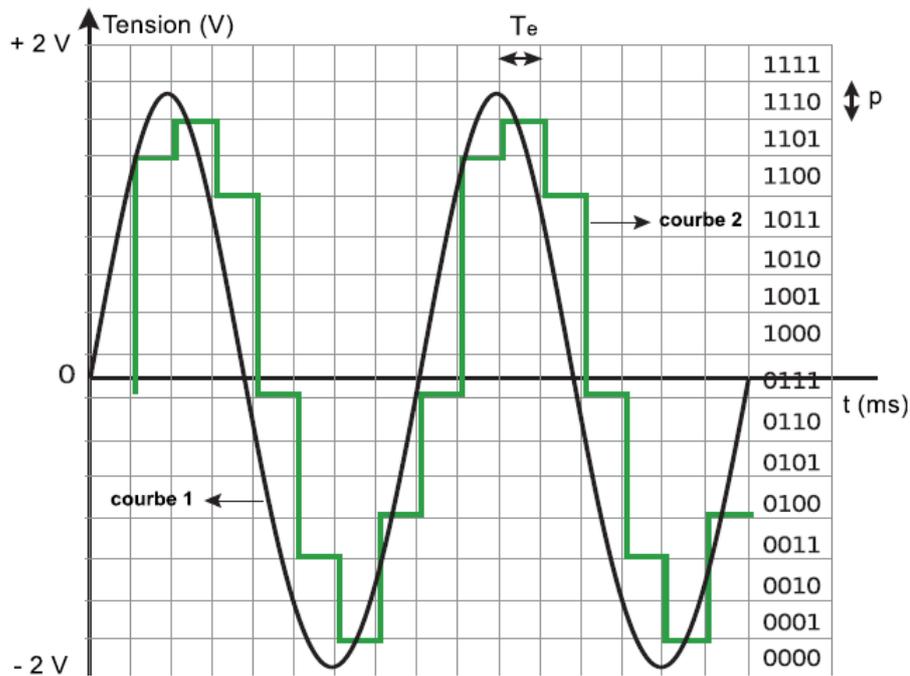


FIG. 1.22 – Illustration de l'échantillonnage.

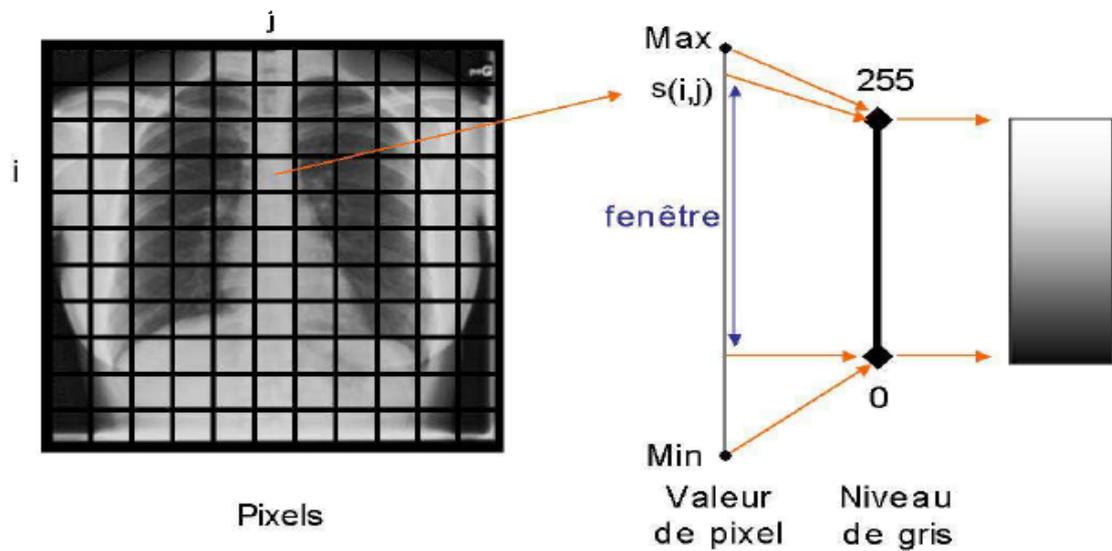


FIG. 1.23 – Pixelisation.

1.7.4.3 Approche intuitive du théorème d'échantillonnage de Shannon

Il est bien évident qu'une valeur trop grande de la période d'échantillonnage conduit à une perte de résolution spatiale. Inversement, une valeur trop faible de d augmente inutilement le nombre de pixels dans l'image. Ceci rend nécessaire d'im-

portantes capacités de stockage et augmente sensiblement les temps de calcul. Il est donc nécessaire de choisir une valeur optimale de d . Très intuitivement, cette valeur optimale doit permettre de distinguer, sur l'image échantillonnée, deux points distants d'au moins la résolution de notre imageur. Pour ce faire, il est nécessaire de "prélever" au moins trois échantillons, un pour chaque point et un entre les deux points, de manière à les séparer. Il semble donc pertinent de choisir pour d la moitié de la résolution (soit la moitié de la largeur à mi-hauteur de la courbe de dispersion). Ce résultat peut se démontrer de façon tout à fait rigoureuse, pour peu que quelques hypothèses de régularité soient admises à propos du signal analogique. Il porte le nom de théorème de Shannon :

$$F_e > 2 f_{max} \quad (1.30)$$

Un signal analogique acquis avec une résolution spatiale ou temporelle R peut être déterminé en tout point à partir d'échantillons prélevés avec une période d'échantillonnage de $R/2$.

1.7.5 Conclusion

On a montré, dans ce chapitre la nature physique des rayons X, leur production de différentes façons par des phénomènes physiques qui mettent en jeu le nuage électronique d'atomes ou le voisinage de noyaux atomiques. En abordant leurs interactions avec le vivant. Pour les Rx, l'essentiel de l'interaction est du aux nuages électronique des atomes cibles, classiquement, on considère les vibrations forcées des électrons élastiquement liés (modèle de Thomson) qui produisent une onde électromagnétique de même fréquence. A haute fréquence, dans le régime Thomson, on néglige l'énergie de liaison des électrons, traités comme libres, à basse fréquence au contraire c'est le régime de fluorescence se produit à la résonance entre fréquence excitatrice et fréquence propre de vibration électronique.

Les principales applications médicales des rayonnement ionisants recouvrent la radiobiologie (avec ses applications : la radiothérapie et la radioprotection) et l'imagerie médicale (radiologique ou scintigraphique). Les faisceaux de particules chargées interagissent par voie électrostatique et provoquent des irradiations d'autant plus superficielles que les particules sont lourdes. Les photons ionisants sont utilisés pour obtenir des irradiations plus profondes, en radiothérapie transcutanée. En imagerie médicale, les photons utilisés interagissent de façon aléatoire, principalement par effet photoélectrique (ce qui crée le contraste en radiologie) et par effet Compton (ce qui génère des flous, tant en radiologie qu'en scintigraphie)[22].

Finalement, l'interaction des rayons X avec la matière, essentiellement avec les tissus biologiques est la base de la construction d'image radiologique. On a vu toutes les interactions (diffusion élastique (Rayleigh), absorption(photoélectrique), diffusion Compton, absorption par production de paire) participent à l'atténuation du faisceau de photons des rayons X lors de son passage dans la matière. Les rayons qui sortent du patient ont des caractéristiques d'absorption qui dépendent des organes et de leur épaisseur, les photons diffusés se superposent. L'image est capturée sur un écran de phosphore par conversion en lumière visible.

Dosimétrie, radiographie et prétraitement

2.1 Introduction

L'interaction des rayonnements ionisants avec la matière, et en particulier avec le tissu biologique, se traduit par un transfert d'énergie au milieu irradié. Des dégâts plus ou moins importants peuvent être causés aux cellules atteintes, suivis d'effets sur la santé de l'individu ou de sa descendance. L'importance de ces effets doit être prévisible.

C'est le rôle de la protection radiologique d'établir des données quantitatives permettant d'estimer le risque associé aux rayonnements ionisants. Ce risque doit rester dans des limites telles qu'il ne constitue qu'une « composante mineure de l'ensemble des risques auxquels nous sommes tous exposés » (ICRP (International Commission on Radiological Protection) Publication 60).

Il existe des grandeurs de protection qui sont destinées à quantifier le risque encouru par un individu lorsqu'il est soumis à une exposition interne ou externe. Sur la base de ces grandeurs sont établies des limites de « doses » autorisées, dont les valeurs numériques sont telles que le risque associé ne modifie pas de façon significative l'ensemble des risques de la vie courante.

En radiologie, l'image est la visualisation ultime d'une série de traitements d'une information (signal) issue de multiples phénomènes physiques (électromagnétisme, rayonnement, acoustique, ...). Il est donc souvent délicat d'y associer une réalité visuelle de type photographique. L'interprétation d'une image est donc associée à la technique d'imagerie employée. Tout l'art du radiologue consiste à corréliser sa connaissance du phénomène physique considéré avec l'information recueillie (image) et également ses connaissances anatomiques. L'image radiologique n'est pas une photographie. Elle a pour objectif d'être interprétée. Tous les processus de visualisation, de reconstruction n'ont pour but que de guider, de faciliter, voire de préciser cette interprétation[14].

La radiographie est une modalité d'imagerie qui vise à visualiser un organe ou une partie du corps sur une pellicule photosensible. Par extension, le terme « radiogra-

phie » désigne également le cliché radiographique. L'examen radiographique permet de visualiser la plupart des organes. Radiologie osseuse, articulaire ou rachidienne, radiologie pulmonaire, urinaire ou encore digestive, *ASP* (pour Abdomen sans préparation) . . . ses champs d'application sont multiples. L'examen de radiographie repose sur l'utilisation des rayons X . Le faisceau est émis à partir d'une source (un tube) fixe et non rotatif comme pour le scanner[15,22].

Troisième partie

Dosimétrie

2.1.1 La dose absorbée D

Il s'agit de l'énergie moyenne $d\epsilon$ de cédée par un rayonnement ionisant à un volume dV de masse de matière dm . D s'exprime en Gray (Gy) dans le système international :

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} = \text{en } J \text{ kg}^{-1} = Gy \quad (2.1)$$

Le débit de dose absorbée, D^o représente la variation de dose absorbée par unité de temps :

$$D^o = \frac{dD}{dt} \quad (2.2)$$

Cette grandeur est celle qui est adaptée à l'évaluation d'une irradiation dont le niveau est suffisant pour entraîner des effets déterministes (ex : au moins 0,25 Gy = 250 mGy en irradiation corps-entier). C'est en particulier le paramètre pertinent en radiothérapie. En revanche, la dose absorbée ne prend en compte ni l'efficacité relative de chaque type de rayonnement pour produire un effet biologique tardif donné, ni la sensibilité des différents tissus à développer un cancer (ou une mutation). Cette grandeur n'est donc pas préconisée pour décrire les effets tardifs, en particulier dans le domaine du radiodiagnostic ou de la médecine nucléaire.

2.1.2 La dose équivalente à l'organe

La nouvelle grandeur de protection, dose équivalente, préconisée maintenant par l'ICRP, apporte une solution plus simple à l'estimation du risque. La relation de base s'écrit :

$$H_T = \sum W_R \cdot D_{T,R} \quad (2.3)$$

H_T : dose équivalente dans le tissu, ou l'organe T

$D_{T,R}$: dose absorbée moyenne dans le tissu ou l'organe T résultant du rayonnement de type R

W_R : facteur de pondération radiologique

Les caractéristiques de W_R sont les suivantes :

- C'est un facteur multiplicatif dépendant du type de rayonnement R incident sur le tissu ou l'organe T
- Il dépend du rayonnement incident

2.1.3 La dose efficace : Grandeur de protection relative au corps entier

La dose efficace est la généralisation à l'organisme entier de la notion de dose équivalente. La dose efficace E est en fait une dose, qui peut être une dose fictive, qui administrée de façon homogène au corps entier entraînerait les mêmes dommages tardifs que l'ensemble des doses reçues par le même individu au niveau des différents organes et à des moments différents.

Il s'agit donc bien de prendre en compte uniquement les effets stochastiques. Elle s'exprime par la relation :

$$E = \sum W_T \cdot H_T \quad (2.4)$$

E : dose efficace

H_T : dose équivalente relative à l'organe T

W_T : facteur de pondération tissulaire de l'organe.

La dose équivalente et la dose efficace s'expriment en sievert (Sv).

Les valeurs numériques des facteurs de pondération tissulaires sont fixées par l'ICRP en fonction de critères biologiques relatifs aux organes critiques.

Tissu ou organe	Facteur de pondération tissulaire w_T
Gonades	0.20
Moelle osseuse	0.12
Colon	0.12
Poumon	0.12
Estomac	0.12
Vessie	0.05
Seins	0.05
Foie	0.05
Oesophage	0.05
Thyroïde	0.05
Peau	0.01
Surface de l'os	0.05
Reste du corps	0.05

TAB. 2.1 – Quelques facteurs de pondération des tissus et organes.

La valeur numérique de la grandeur E est celle qui doit être reportée dans le fichier des résultats dosimétriques des personnes soumises à surveillance en tant que personne exposée. C'est ce que le dosimètre individuel doit être capable de fournir. Les limites de doses recommandées par l'ICRP sont les suivantes :

Grandeur de protection (domaine d'application)	limites de doses
	Activités professionnelles / publique
Dose efficace	100 mSv sur une période de 5 ans / 1 mSv par an
Dose équivalente annuelle au cristallin	150 mSv / 15 mSv
à la peau	500 mSv / 50 mSv
aux mains et aux pieds	500 mSv / 50 mSv

2.2 Actions des radiations à l'échelle cellulaire

A l'échelle cellulaire, les conséquences des lésions moléculaires sont multiples et dépendent des doses de radiations reçues par la cellule.

2.2.1 La mort cellulaire immédiate

Elle est la conséquence de l'irradiation des membranes, des organismes cellulaires, à de très fortes doses (plus de 100 Sv). Cette situation est extrêmement rare en pratique.

2.2.2 La mort différée

avec perte irréversible de la capacité de prolifération survient avec un retard variable par rapport à l'irradiation par un phénomène d'apoptose. Elle s'explique par les lésions causées au niveau de la molécule d'ADN. Elles peuvent se produire même pour des faibles doses. Leur apparition est de type probabiliste (donc pas de seuil au niveau cellulaire). Cependant, cette action ne sera significative au niveau des tissus formés d'un grand nombre de cellules lorsque statistiquement un très grand nombre de cellules pourront être atteintes. On verra donc apparaître un seuil de cette action au niveau tissulaire qui est de quelques sieverts. En effet, la mort de quelques cellules n'aura pas de conséquence sur le tissu sauf si ce nombre de cellules devient important. On voit apparaître alors un phénomène d'hypoplasie tissulaire qui va s'aggraver lorsque la dose va augmenter pour aboutir avec des doses élevées à un phénomène d'aplasie[23].

2.2.3 Mutations cellulaires et cancérisation

Si les anomalies de la molécule d'ADN ont été mal réparées, il y a eu modification du génome, et si la cellule n'est pas éliminée par un phénomène d'apoptose, on aura alors une cellule mutante viable. Si cette cellule a la capacité de se diviser sans contrôle, elle peut alors proliférer. Enfin, si le système immunitaire ne reconnaît pas cette cellule comme une cellule anormale de l'organisme qu'il doit éliminer, alors cette prolifération donnera naissance à un cancer. Une telle évolution due au fait que plusieurs systèmes de défense de l'organisme ont été pris en défaut sera de nature probabiliste (avec une faible probabilité d'apparition, cette probabilité est liée à la dose). On comprend aussi que cette éventualité sera liée à des facteurs individuels autant qu'au phénomène initial qui l'a généré.[23,24]

Quatrième partie

Outils de traitement d'image

2.3 L'image

L'image est un signal de $2D$ (bidimensionnel) ou $3D$ (tridimensionnel) en tenant compte de la profondeur de l'image ou du temps. L'image continue est associée à une fonction continue à 2 variables $f(x, y)$, x et y étant des variables d'espace, coordonnées d'un point sur l'écran. On s'intéresse aux images discrètes obtenues par numérisation, et représentée par une fonction $f(i, j)$ avec i et j variables d'espace, désignant des variables discrètes, suivant respectivement x et y [7].

2.4 Le pixel

Le pixel (picture element) est la taille du plus petit élément de l'image. Il désigne aussi un point de la matrice image. Le pixel peut avoir une dimension qui est associée à la résolution spatiale de l'image. La taille d'un pixel est liée au pas d'échantillonnage et au champ de vue[16].

2.5 Modélisation d'une image radiologique

La modélisation de la formation de l'image radiographique consiste à relier la mesure du flux de rayons X capté par l'imageur à la distribution spatiale du coefficient d'atténuation linéaire, en cm caractérisant l'objet soumis au rayonnement. Ce coefficient dépend de l'énergie du rayonnement incident, de la densité de l'organe et de la composition nucléaire de la matière constituant l'objet. Si on note $f(x, \nu)$ la distribution spatiale du coefficient d'atténuation pour une énergie de rayonnement de fréquence ν , la relation liant le flux de rayons X sortant au flux entrant, peut en première approximation s'écrire :

$$\Psi = \int_{S(\nu)} \Psi_0(\nu) e^{-\int_{SP} f(x, \nu) dx} d\nu \quad (2.5)$$

Où SP représente le chemin de propagation du rayonnement rectiligne allant de la source S au point de détection P et $S(\nu)$ le spectre d'émission de la source, Sous une hypothèse de spectre monochromatique, cette équation devient :

$$\Psi = \Psi_0 e^{-\int_{SP} f(x) dx} \quad (2.6)$$

L'Eq.(2.5) et Eq.(2.6) fournit par passage au logarithme puis soustraction à une image de référence correspondant à ν_0 , une relation linéaire entre les mesures et la distribution recherchée :

$$\int_{SP} f(x) dx = \log \Psi_0 - \log \Psi \quad (2.7)$$

Cette équation n'est toutefois qu'approchée et comporte des approximations simplificatrices pour chaque stade de l'acquisition :

-La source est considérée comme ponctuelle et donc n'est supposée générer aucun " flou de foyer ". Cette hypothèse est pleinement justifiée en pratique puisque la taille du foyer, de l'ordre de quelques millimètres, peut-être négligée devant les distances source/objet et source/détecteur qui lui sont plusieurs centaines de fois supérieures.

- Le spectre des rayons émis est supposé monochromatique. Cela n'est généralement pas vérifié et se traduit par un effet de "durcissement de spectre", c'est-à-dire que les photons de faibles énergies (dits photons mous) sont plus rapidement absorbés que ceux de hautes énergies et le spectre du rayonnement est modifié au cours de sa progression dans l'objet. Ces effets peuvent être atténués par une filtration absorbant les photons mous à la sortie du générateur de rayons X.

- La diffusion Compton (diffusion incohérente avec changement de longueur d'onde) n'est pas prise en compte. Aux énergies utilisées en radiodiagnostic (40 à 150 KeV), la diffusion Compton induit un flux de photons diffusés qui forme un "voile" basse fréquence sur le détecteur et qui fausse les valeurs d'atténuation mesurées. Cet effet peut être partiellement atténué par l'adjonction d'une grille anti-diffusante devant le détecteur au prix d'une augmentation de la dose reçue par le patient.

- L'intensificateur d'image est supposé avoir une réponse linéaire alors qu'il présente une dynamique restreinte occasionnant des saturations. De plus, à l'intérieur de l'intensificateur d'image se produisent des phénomènes de diffusion (Veiling glare) des distorsions en coussinet dues à la courbure de la face réceptrice de l'IIR et des distorsions en S dépendant de l'orientation de l'intensificateur par rapport au champ magnétique terrestre. Des techniques de corrections par estimation des distorsions sur des images de fantômes sont alors éventuellement nécessaires pour une utilisation quantitative de ces images [25].

2.6 Différents domaines d'imagerie 2D /3D

2.6.1 Odontologie

Afin d'effectuer un diagnostic fiable dans les cas difficiles, le dentiste a besoin de clichés sans artéfacts avec une qualité d'image exceptionnelle. Une technologie d'imagerie numérique innovante couplée à la parfaite harmonisation du matériel et des logiciels garantissent un tel résultat[19].

La possibilité de reconstruire des arcades dentaires fonctionnelles reste le dernier obstacle mais non le moindre, souvent avec des résultats décevants. Les difficultés prothétiques rencontrées, en particulier à la mandibule, incitent à réaliser une reconstruction chirurgicale primaire du patient. Le recours aux implants pour assurer un minimum de fonction masticatrice est souvent incontournable. Ces traitements demandent beaucoup de temps avant d'aboutir. En réalité, de nombreux patients ne sont pas réhabilités. Classiquement, un traitement pluridisciplinaire combinant orthodontie et implantologie débute par l'étape orthodontique. Elle est suivie de la

chirurgie implantaire, de la période d'ostéointégration puis du temps prothétique aboutissant à une réhabilitation implanto-portée. Cette succession d'étapes allonge considérablement la durée totale du traitement. En revanche, la possibilité d'utiliser les implants comme ancrage absolu au traitement orthodontique peut être un atout majeur. Mais comment s'assurer que ces implants mis en place en début de traitement seront bien positionnés après le déplacement dentaire et le repositionnement des bases osseuses ? [19, 18].

Une prévisualisation informatique intéresse le positionnement 3D des implants et le résultat de la chirurgie orthognatique. La simulation 3D intègre la situation des bases squelettiques et dentaires actuelles ainsi que celles à venir. Ce nouveau protocole permet d'anticiper la position finale des dents. La planification implantaire est suivie de la fabrication d'un guide chirurgical stéréolithographique à appui dentaire permettant la chirurgie guidée. Cette méthode permet d'envisager avec certitude le bon positionnement des implants par rapport à la future enveloppe alvéolodentaire et ce avant même la mise en place de l'appareillage orthodontique. Le traitement orthodontique est alors facilité par la présence d'ancrages absolus. Le temps de traitement est significativement raccourci [18].

2.6.2 Esthétique

Le couplage de différentes sources d'images (RX et optique) aide le praticien à mieux planifier sa pose d'implant. L'émergence des connectiques, cela au profit d'une meilleure intégration fonctionnelle et esthétique. S'il n'y a déjà plus de limite à la conception par logiciels, la fabrication assistée par ordinateur bénéficie encore de développements importants tant sur les machines que sur les matériaux [26]. La numérisation du visage par l'utilisation de matériel grand public offre un rendu et une précision sans pareil mais nécessite que des fonctions indispensables soient intégrées aux logiciels de conception. Les solutions de fabrication des différentes pièces prothétiques sont de plus en plus nombreuses et adaptées.

L'intégration des techniques d'imagerie et des procédés de conception virtuelle, aboutissent peu-à-peu à une « médecine sans corps » : comment pourrait ainsi s'opérer la reconfiguration neuro-psycho-physiologique du patient mutilé lors de l'intégration, dans la chaîne de fabrication d'une prothèse faciale, de procédés de reconstitutions numériques maxillo-faciales idéalisées [18].

2.6.3 Angiographie

L'angiographie est une procédure radiographique, ou rayons- X, permettant la visualisation de la lumière des vaisseaux sanguins. Dans l'imagerie par radiographie, on envoie des rayons-X à travers une partie du corps du patient afin de l'étudier. Les rayons traversent différents types de tissus, par exemple du sang, des os ou de la peau, qui absorbent une partie de leur énergie avant qu'ils n'atteignent un plan détecteur radiographique, servant de plan image.

L'intensité du pixel à la coordonnée (x, y) sur le plan de détection radiographique correspond à l'équation suivante :

$$I_d(x, y) = I_i e^{\int_r \mu(x,y,z) dr} \quad (2.8)$$

Où I_d est l'intensité détectée, I_i est l'intensité initiale, r est la distance parcourue par le rayon dans le tissu et $\mu(X, Y, Z)$ est une fonction correspondant au coefficient d'atténuation des rayons X à chacune des coordonnées (X, Y, Z) du tissu. Les coefficients de ce dernier déterminent la quantité d'énergie des rayons qui sera absorbée par les tissus lors du passage des rayons- X . Ainsi, pour un tissu dont le coefficient d'atténuation est élevé, l'intensité détectée sera beaucoup plus petite que l'intensité initiale des rayons- X . Par exemple, on peut voir distinctement les os dans les radiographies puisque ceux-ci ont un coefficient d'atténuation μ plus élevé que la plupart des autres tissus du corps humains, ce qui les rend plus apparents. Dans le cas de l'angiographie, on injecte à l'intérieur d'une artère un agent radio-opaque, dont le coefficient d'atténuation $\mu(X, Y, Z)$ est plus élevé que les tissus environnants. Les vaisseaux sont ainsi rendus visibles par radiographie.

2.7 La numérisation et le traitement du signal

Une première base de travail en imagerie médicale est axée autour du codage et de la visualisation basique des données image. Il faut savoir que l'imagerie médicale fournit essentiellement des images monochromes. Cela simplifie relativement le problème du traitement mais induit une contrainte de précision supplémentaire liées à la large dynamique de niveaux de gris que les processus d'imagerie médicale modernes sont capables de générer[14]. Nous rappelons que : Transformée de Fourier 2D : C'est un outil qui permet de passer du domaine spatial au domaine fréquentiel et réciproquement. Dans les notations ci-dessous x et y sont les variables spatiales, u et v les variables fréquentielles :

Cas continu :

$$F(u, v) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y) e^{j2\pi(ux+vy)} dx dy \quad (2.9)$$

Cas discret :

$$X(u, v) = \sum_{-\infty}^{+\infty} \sum_{-\infty}^{+\infty} x(m, n) e^{-j2\pi(um+vn)} \quad (2.10)$$

La TF permet de transformer un produit de convolution en produit simple (théorème de Plancherel). La Transformée de Fourier inverse s'écrit : Théorème de Parseval (2D) :

$$x(m, n) = \int_{-\mu}^{\mu} \int_{-\sigma}^{\sigma} X(\mu, \sigma) e^{i2\pi(\mu m + \sigma n)} d\mu d\sigma \quad (2.11)$$

2.7.1 Prétraitement

Le prétraitement en vue d'améliorer la qualité des images est une étape importante. Il accentue et affine les caractéristiques de l'image, tels que les contours, les bords et le contraste. Ce traitement n'augmente pas l'information inhérente qui contient les données, mais il accroît la plage dynamique des caractéristiques de l'image. Il n'existe pas d'approches générales utilisables dans tous les cas, même si de nombreuses méthodes ont été proposées [21]. Le traitement, souvent appelé prétraitement, regroupe toutes les techniques visant à améliorer la qualité d'une image. De ce fait, la donnée de départ est l'image initiale et le résultat est également une image. L'idéal est d'obtenir un résultat sans bruit. La qualité d'une image n'est pas forcément la même pour un ordinateur ou pour un opérateur humain. C'est la raison pour laquelle les techniques ne sont pas les mêmes [16].

2.7.1.1 Restauration d'images

La restauration essaie de reconstruire ou de retrouver une image qui a été dégradée en utilisant une connaissance a priori sur le processus de dégradation. Il s'agit donc dans un premier temps de modéliser le processus de dégradation et d'appliquer l'inverse pour retrouver l'image originale. Il s'agit donc de produire une image la plus proche de la réalité physique de la scène observée [16,22].

2.7.1.2 Amélioration

L'amélioration a pour but de satisfaire l'œil de l'observateur humain. C'est pourquoi l'image produite peut être différente de la réalité. Cette amélioration peut servir dans un premier temps à faciliter la visualisation de l'image sur un écran d'ordinateur. Dans les deux cas, la qualité (i.e. capacité à interpréter facilement une image) a été accrue [16].

2.7.1.3 Compression

Dans le but de faciliter le traitement et le stockage des images, plusieurs techniques sont faites, par une réduction adéquate de leur volume d'information [16].

2.7.1.4 La segmentation

La segmentation d'image consiste à localiser dans une image les régions ayant les mêmes caractéristiques suivant un critère donné. Les algorithmes flous modélisent l'incertitude et l'imprécision dans la séparation des différentes régions en optimisant une fonction de coût tout en donnant un certain degré d'appartenance à chaque classe et ce pour chaque pixel [23].

Elle a deux approches :

1) Région : regroupement des pixels présentant une caractéristique commune, dérivée par exemple de l'intensité des pixels.

2)Contour : mise en place des frontières aux positions qui rendent localement maximale la variation d'un critère.

Ces deux conceptions sont duales ; une région définit son contour, un contour définit une région [22].

2.8 Filtrage de l'image

Les détecteurs de gradient par filtrage se proposent de rechercher un extremum de la dérivée première ou seconde de l'image [22].

2.8.1 Reconnaissance de formes

La reconnaissance de formes est une branche de la vision artificielle. Elle consiste à identifier des formes pré-décrites dans une image numérique, et par extension dans un flux vidéo numérique. Les formes recherchées sont souvent des formes géométriques, descriptibles par une formule mathématique, telles que : cercle ou ellipse, droite etc... Elle peuvent aussi être de nature plus complexe : lettre, chiffre, empreinte digitale, etc... Les algorithmes de reconnaissance peuvent travailler sur des images en noir et blanc, avec en blanc les contours des objets se trouvant dans l'image. Ils peuvent aussi travailler sur des zones de l'image prédéfinies issues de la segmentation de l'image. Les méthodes usuelles de reconnaissance des formes sont : Méthode Bayésienne, Estimation Paramétrique, Classificateurs Linéaires, Réseaux de Neurones, etc... L'algorithme le plus célèbre dans la détection de formes est la transformée de Hough ; une méthode d'estimation paramétrique.

2.8.2 Quelques opérateurs de traitement

On utilise souvent de Lookup Table ou LUT. Il s'agit de l'opérateur le plus simple qu'on puisse trouver puisqu'en chaque pixel de l'image on modifie le niveau de gris à l'aide d'une fonction spécifique. Ainsi pour éclaircir une image, on applique la fonction à chaque niveau de gris. Au contraire, pour rendre plus sombre une image un peu trop saturée, on applique une fonction exponentielle. On peut remarquer que le seuillage n'est rien d'autre qu'une table d'affichage particulière, celle qui associe le noir à tous les niveaux inférieurs à un certain seuil et le blanc à tous les autres. Il s'agit d'un opérateur très simple et particulièrement utilisé (c'est un opérateur de décision!) mais qui cache une grande difficulté : trouver le seuil adéquat et de manière automatique.

2.8.2.1 Gauss

Permet de rendre l'image floue en calculant une moyenne des niveaux en chaque points, moyenne pondérée par une gaussienne.

2.8.2.2 Prewitt

C'est un détecteur de contours mélangeant du passe-bas et du passe-haut.

2.8.2.3 Laplacien

C'est un détecteur de contour du deuxième ordre, le contour se trouve là où le laplacien change de signe (passage par zéro de la dérivée seconde).

2.8.2.4 Canny

C'est un filtre optimal (au sens de trois critères) pour détecter les contours.

2.8.2.5 Sobel

Il représente le plus ancien filtre mais aussi le plus simple des détecteurs de contours. Un flou gaussien suivi d'une différence (horizontale pour les contours verticaux et verticale pour les contours horizontaux).

2.8.2.6 Marr-Hildreth

Il représente le laplacien d'une gaussienne, un détecteur de contours permettant de limiter les amplifications des hautes fréquences des dérivées secondes par une gaussienne de variance ajustable.

2.9 Conclusion

L'imagerie est devenue un outil d'utilisation systématique en médecine et en biologie dans le cadre de l'observation de l'état interne du patient tout en réduisant au maximum l'aspect invasif. Ainsi, afin d'établir un diagnostic médical, d'assurer le suivi d'un patient ou d'établir un plan d'action tel que la radiothérapie d'un cancer, les médecins ont de plus en plus recours à l'imagerie médicale sous ses différents aspects et modalités.

Dans la première partie de ce chapitre, on a défini quelques grandeurs dosimétriques à utiliser pour quantifier des effets déterministes (dose absorbée) ou stochastiques (dose efficace) d'une irradiation, pour déterminer ensuite les doses tolérées aux patients et aux praticiens. Après l'acquisition de l'image radiographique, plusieurs outils de traitement sont mis en œuvre, afin d'améliorer le contraste de ces dernières c'est ce qu'on va voir dans le chapitre suivant qui comporte les codes utilisés et les résultats obtenus.

Développement d'outils de traitement d'images sous Matlab

3.1 Introduction

Le traitement numérique du signal désigne l'ensemble des opérations, calculs arithmétiques et logiques qui sont effectués sur le plus petit constituant de l'image qu'est le pixel. Dans ce chapitre nous allons donc mettre en avant l'ensemble des algorithmes que nous avons développés.

L'objectif de ce travail est le traitement et l'analyse des images radiologiques sous Matlab. En effet, nous avons mis au point un certain nombre de codes MATLAB pour : la segmentation, la détection des contours, la construction d'un masque binaire, l'extraction des régions d'intérêt, création d'une liste de fichiers et lecture des fichiers ayant des formats identiques et différentes.

Par ailleurs, le but ultime de tout traitement d'images est l'amélioration de la qualité de ces dernières, cette qualité a des répercussions directes sur la fiabilité des calculs et par conséquent sur le diagnostic.

3.2 MATLAB

MATLAB signifie **MAT**rix **LAB**oratory soit en français, Laboratoire Matriciel, commercialisé en 1984 par The MathWorks Inc.(Natick, MA).

Matlab est avant tout un programme de calcul matriciel. L'exemple suivant est révélateur à ce sujet : si A et B sont deux variables définies comme étant des matrices, l'instruction $A*B$ calcule le produit matriciel des matrices A et B. D'autre part avec matlab, un scalaire est considéré comme une matrice à un élément et un vecteur est considéré comme une matrice à une ligne (ou une colonne). Cette approche s'avère en pratique d'une grande efficacité. Le logiciel Matlab constitue un système interactif et convivial de calcul numérique et de visualisation graphique. Destiné aux ingénieurs, aux techniciens et aux scientifiques. Il s'est démocratisé aussi bien dans l'université que dans le monde de l'industrie, il intègre certaines fonctions mathématiques et d'analyse numérique (traitement de signal, traitement d'images, visualisations graphiques,...etc).[28,29]

3.3 Pourquoi MATLAB pour le traitement des images

Comme déjà expliqué dans le chapitre précédent, l'image est juste un ensemble de valeurs organisées sous la forme d'une matrice. Puisque MATLAB est optimal, il est naturellement adapté aux calculs sur des images. Le Toolbox de MATLAB a tous les outils nécessaires pour effectuer diverses opérations, géométrique, arithmétique et logiques. Cette boîte à outil est également capable de gérer à la fois des images en couleurs et en niveaux de gris. Autre raisons d'utiliser MATLAB : la plupart des chercheurs dans le domaine de traitement d'images l'utilisent comme principale plate-forme pour la mise en œuvre du logiciel, ce qui donne ainsi un langage commun, pour pouvoir comparer les différents algorithmes et modèles. En outre, les vitesses des différents algorithmes peuvent être comparés sur une plate-forme commune.[29]

Cinquième partie

Post-traitement

3.4 L'intérêt de faire un post-traitement

Il présente beaucoup d'avantages pour les images radiologiques : Il *améliore* la qualité de ces images. Après l'acquisition des images radiologiques brutes, le post-traitement permet le rehaussement du contraste ainsi que le rehaussement des contours, il contribue à la réduction du bruit , fournit une résolution spatiale meilleure , élimine les artefacts introduits par le système d'imagerie. A titre illustratif :

– Améliorer la qualité des images :

1. **Réduction du bruit** : Le bruit provient du dispositif d'acquisition, de la scène elle même...etc. Il présente des fluctuations autour de l'intensité moyenne qui caractérise l'image. cette perturbation affecte la qualité d'image, pour y remédier on utilise plusieurs techniques de traitement, grâce au post-traitement on optimise le rapport *signal/bruit*.
2. **Résolution spatiale** : Dans le post-traitement on augmente la résolution spatiale d'une image en augmentant le nombre de pixels constituant cette dernière, ce qui améliore la fiabilité du diagnostic.

– Extraire des informations à partir des images :

Le post-traitement offre la possibilité d'extraire des informations à partir des images radiologiques par exemple : l'emplacement, la forme et la taille d'un sujet, grâce au rehaussement du contraste et celui des contours, on arrive à mieux repérer les anomalies cliniques (fracture, fissure, luxation, diagnostic de l'ostéoporose, infection pulmonaires,...etc) .

– Définition d'artéfacts :

Il s'agit d'un signal inapproprié qui apparaît avec une localisation spatiale précise au sein d'une image. Il est caractérisé par une augmentation de l'intensité du signal dans une zone qui n'est pas censé en produire, ou par une perte de signal alors que du signal devrait être produit. En général dans la radiologie ce sont des artéfacts dus à la formation de l'image et à l'atténuation lors de l'émission des rayons X.

3.5 Construction d'un masque binaire

Dans le domaine médical on a souvent recours à la construction d'un masque binaire, dans le but d'isoler l'objet d'intérêt du fond de l'image et par conséquent focaliser les calculs uniquement sur ce dernier . Afin de construire un masque binaire, nous avons procédé selon :

```
%***** Construction d'un masque binaire *****%
clear all;
clc;
close all;
```

```

addpath( '/home/Dihia/Bureau/IRM/DataMat' );
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% @copyright 26/06/2015 D. MOUSSAOUI / S. KENOUCHE : algorithme
% de construction d'un masque binaire
matn = load( '/home/Dihia/Bureau/IRM/DataMat/toto.mat' );
matn = struct2cell(matn);
matn = cell2mat(matn);
im = matn(:, :, 4);
[Xmesh, Ymesh] = meshgrid(1:1024, 1:1024);
    Xmesh=Xmesh';
    Ymesh=Ymesh';
Xpoly = x coordinates;
Ypoly = y coordinates;
premask = inpolygon(Xmesh, Ymesh, Xpoly, Ypoly);

addpath( '/home/Dihia/CodesMatlab/NewCodes/SegBerkley/' )
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
imp0 = pbGM(im);
imp1 = imp0.*premask;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%compute the center of mass%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
    Xcm = 0;
    Ycm = 0;
    inte = 0;
for ii = 1:1024
    for jj = 1:1024
        Xcm = Xcm+ii*imp1(ii, jj);
        Ycm = Ycm+jj*imp1(ii, jj);
        inte = inte+imp1(ii, jj);
    end
end
    Xcm = round(Xcm/inte);
    Ycm = round(Ycm/inte);
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% find edges%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
cutoff = 0.05;
for Ialpha = 1:300
    Iraymax = 300;
    raymax = 280;
    for Iray = 0:Iraymax
        alpha = 2*pi*Ialpha./100;
        ray = raymax*(Iraymax-Iray)/Iraymax;
        Xray = round(Xcm+ray*cos(alpha) );
        Yray = round(Ycm+ray*sin(alpha) );
        test = 0;
        Ntest = 2;
        for ii = -Ntest:Ntest
            for jj = -Ntest:Ntest
if (Xray+ii < 1025)&(Yray+jj < 1025)&(Xray+ii > 0)&(Yray+jj > 0)
                test = test+imp1(Xray+ii, Yray+jj);
            end
        end
    end
end

```

```

end
    end
        if test > cutoff*Ntest*Ntest
            Xopti(Ialpha) = Xray;
            Yopti(Ialpha) = Yray;
            break
        end
    end
end
end
mask = inpolygon(Xmesh,Ymesh,Xopti,Yopti);
ima1 = im.*abs(i./mask);
save_ima1 = ima1.*((1)/max(max(ima1)));
output = strcat(path1,'process/image_',num2str(1000+index),...
    '_ima.jpg');
imwrite(save_ima1,output,'jpg','Quality',100);
figure(1);
imshow(ima1,[min(ima1(:)) max(ima1(:))])
xlabel('index')
ylabel('index')
colormap(jet)
colorbar('FontSize',12)
figure(2);
imshow(mask)
colormap(jet)
colorbar('FontSize',12)
%***** FIN *****%

```

En compilant le programme, voila les résultats obtenus :

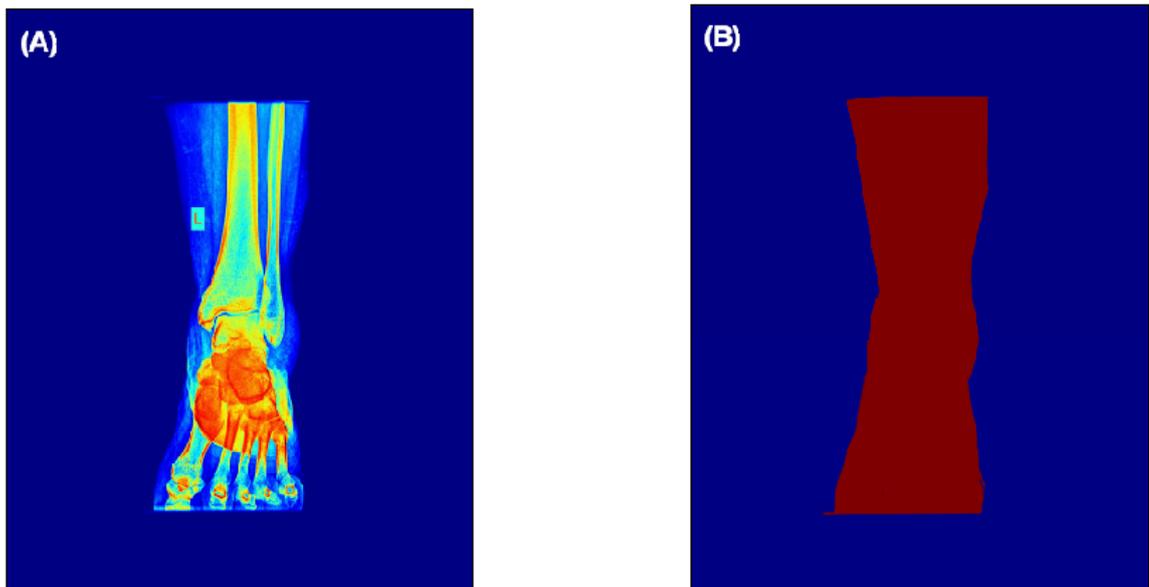


FIG. 3.1 – (A) Image originale, (B) Masque Binaire.

3.6 Segmentation

L'objectif de la segmentation est de parvenir à une partition de l'image en une ou plusieurs régions connexes considérées comme similaires au sens d'un critère donné (niveau de gris, texture,... etc). Il existe deux grandes catégories de segmentations : la segmentation par région et la segmentation par contour, évidemment les deux démarches sont complémentaires. Dans la pratique hospitalière, la segmentation facilite l'interprétation des images, donc améliore le diagnostic.

Pour segmenter nos images, nous avons développé un algorithme en nous basant sur la méthode des k-means :

```
%***** Segmentation *****%
clear all;
clc;
close all;
addpath('/home/Dihia/Bureau/');
temps_initial = tic;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% @copyright 28/06/2015 D. MOUSSAOUI / S. KENOUCHE : algorithme
  de segmentation
% base sur la methode des Kmeans
info_image = dicominfo('/home/Dihia/Bureau/News/dicom_data.dcm');
[data, carte, alpha] = dicomread('/home/Dihia/Bureau/News/
  dicom_data.dcm');
gray_image = double(data);
[np, ncol] = size(gray_image);
fontSize = 14;
figure('color',[1 1 1]);
imshow(gray_image, 'DisplayRange', []);
axis on;
colormap(jet), title('Original image', 'FontSize', fontSize);
k = 3;
kl = 5;
filtre_gauss = fspecial('gaussian',kl,kl);
mat = imfilter(gray_image,filtre_gauss,'replicate');
ih = surfc(filtre_gauss);
set(ih,'FaceLighting','phong','FaceColor','interp');
findobj(gcf,'BackgroundColor',[1 1 1]);
figure('color',[1 1 1]);
imshow(mat,'DisplayRange',[1.9 240])
axis on;
title('Smoothed image', 'FontSize', fontSize);
opt = statset('Display','final','Robust','on','FunValCheck',...
  'off','WgtFun','cauchy');
[idx, centres, sum_centroid_distances, D] = kmeans(mat(:),k,'
  Distance',...
  'sqEuclidean','start','uniform',...
```

```

    'onlinephase', 'on', 'display', 'final', 'Replicates', 5, 'Options',
    , ... opt);

pixel_labels = reshape(idx,np,ncol);
segmented_images = cell(1,3);
for ik = 1:k
    pixel_labels(pixel_labels == ik) = NaN;
    segmented_images{ik} = pixel_labels;
    figure(ik)
    imshow(segmented_images{ik},[]), title(sprintf('Cluster %
        d', ... ik));
    %title(strcat('Le cluster ', num2str(ik)), 'FontSize', 16);
    colormap(jet)
    name = 'image_result_';
    num = num2str(ik);
    image_name = strcat(name, num);
    path1 = '/home/Dihia/Bureau/';
    imwrite(segmented_images{ik},jet, strcat(path1, ...
        image_name), 'png', 'Compression', 'none', 'Quality', '100')
end
symb = {'bo', 'ro', 'go'};
for icluster = 1:k
    clust = find(idx1==icluster);
    plot3(mat(clust,1),mat(clust,2),mat(clust,3),symb{icluster});
    hold on
end
plot3(ctr(:,1),ctr(:,2),ctr(:,3),'kx','MarkerSize',12, ... '
    LineWidth',2);
plot3(ctr(:,1),ctr(:,2),ctr(:,3),'ko','MarkerSize',12, ... '
    LineWidth',2);
hold on
xlabel('Sepal Length'); ylabel('Sepal Width'); zlabel('Petal
    Length');
legend('Cluster 1','Cluster 2','Cluster 3','Centroids', ...
    'Location','NW')
view(-137,10);
temps_final = toc;
%***** FIN *****%

```

En compilant ce programme voila les résultats obtenus :

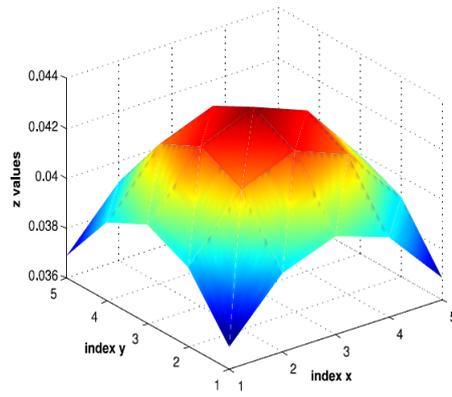


FIG. 3.2 – *Gaussienne.*

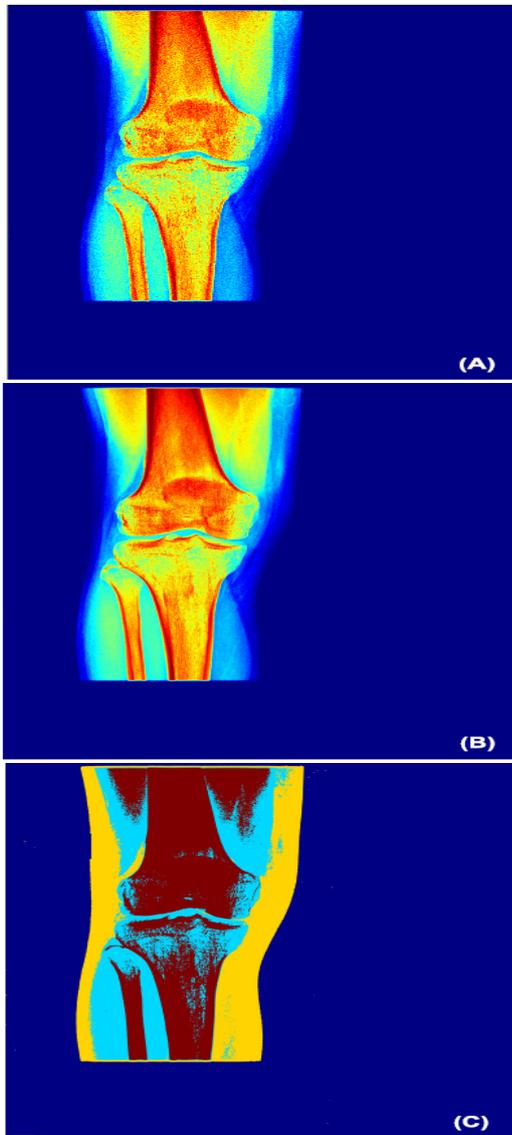


FIG. 3.3 – (A) Image originale, (B) Image filtrée, (C) Image ségmentée.

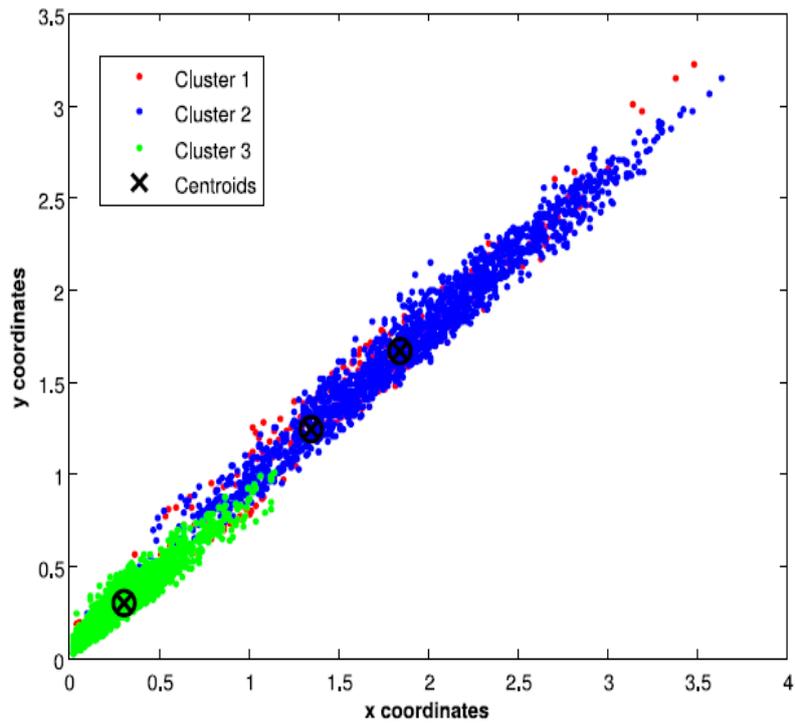


FIG. 3.4 – Visualisation des clusters et des centroides correspondants.

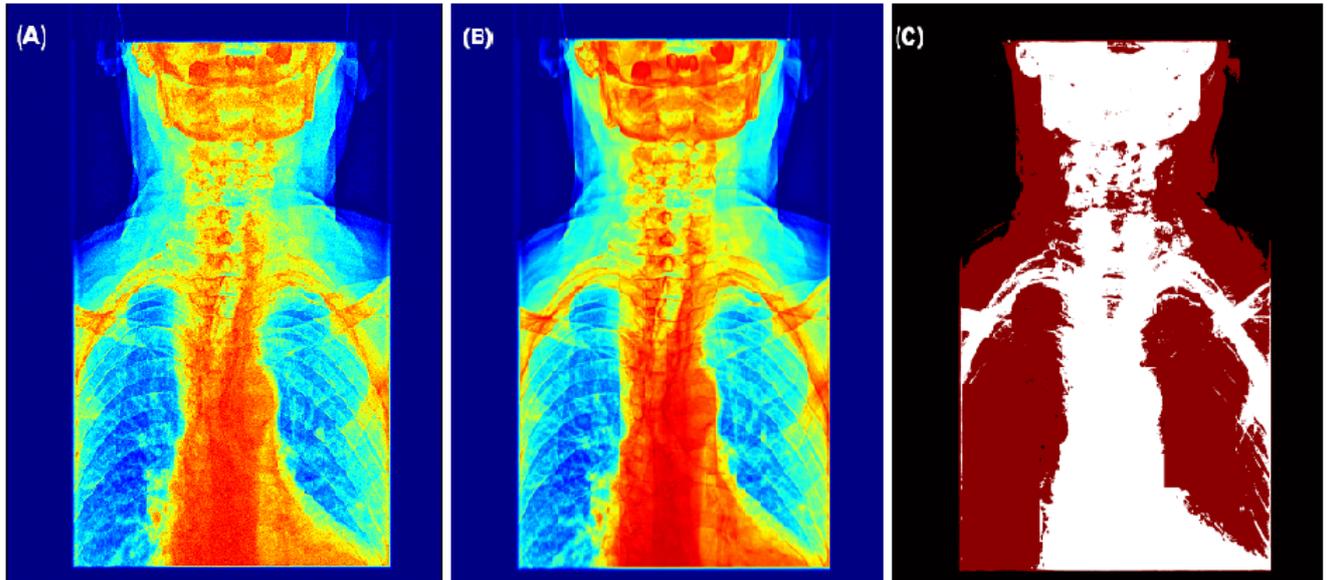


FIG. 3.5 – (A) Image originale, (B) Image filtrée, (C) Image segmentée.

3.7 Histogramme d'une image

- *Définition de l'histogramme* : l'histogramme d'une image est la fonction qui associe à chaque valeur d'intensité le nombre de pixels dans l'image ayant

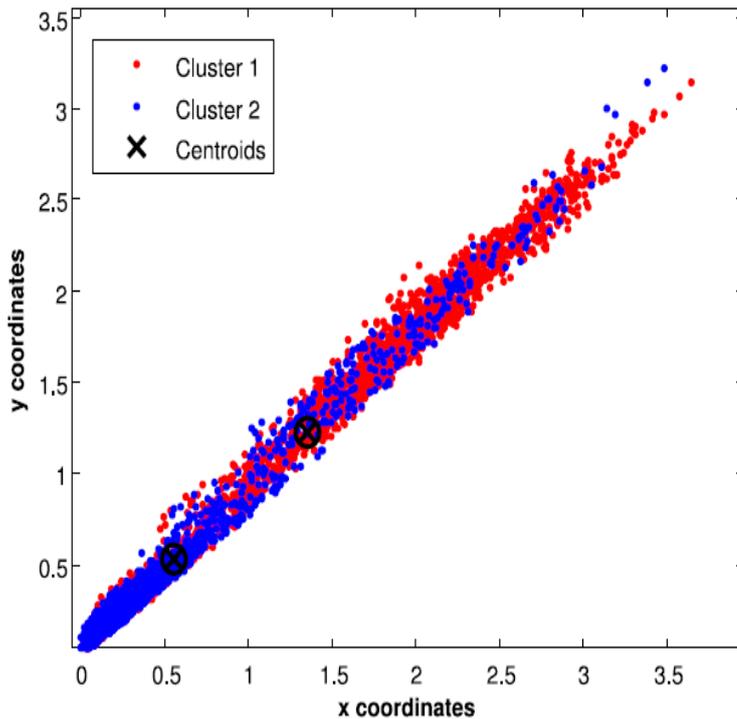


FIG. 3.6 – Visualisation des clusters et des centroides correspondants.

cette valeur. C'est une représentation graphique des effectifs d'une variable continue. On portera en abscisses les valeurs des classes des caractères (variables), et l'on portera en ordonnées les effectifs correspondants, on dit que l'on représente la « structure de la population étudiée ». l'histogramme permet de mettre, en valeur les défauts de contraste d'une image

- **Définition de l'histogramme cumulé** : l'histogramme cumulé d'une image est le calcul du taux (= pourcentage) de pixels ayant une valeur inférieure à un niveau de couleur donné, pour chaque niveau de couleur (ou de gris) d'une image, et ce pour chaque canal Rouge Vert Bleu de l'image. Un tel histogramme permet d'avoir une idée graphique de l'équilibre de la répartition de l'utilisation des niveaux de couleur et de voir notamment si la pleine échelle des niveaux de couleur est utilisée, aussi pour vérifier l'efficacité ou la qualité de l'égalisation des intensités des pixels.

Égalisation d'histogramme d'une image couleur

L'égalisation d'histogramme permet d'augmenter les nuances d'une image. Cette transformation consiste à harmoniser la répartition des niveaux de gris en aplatisant l'histogramme de cette dernière afin d'améliorer le contraste, l'égalisation d'une image couleur se fait en 4 étapes principales :

1. Calculer l'intensité de l'image couleur $(R + V + B)/3$
2. Calculer l'histogramme de l'image.

3. Égalisation de l'histogramme.

4. Fonction cumulative avant et après égalisation.

Pour tracer l'histogramme des images et déterminer leurs fonction cumulative, nous avons développé l'algorithme suivant :

```
%***** Histogramme *****%
clear all;
clc;
close all;
addpath('/home/Dihia/Bureau/');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% @copyright 27/06/2015 D. MOUSSAOUI /S. KENOUCHE : algorithme
% permettant de :
% - Tracer l'histogramme des images (effectifs vs niveau de gris)
% - Determination de la fonction cummulative
[data, carte] = dicomread('/home/Dihia/Bureau/News/0001001A-1');
data = double(data);
[np, nl] = size(data);
input_image = data;
index_hist = find(data ~= 0);
data_hist = input_image(index_hist);
edg = 0:0.01:1;
[Input_image_histogram, idx] = histc(data_hist, edg);
figure('color',[1 1 1])
plot(edg,Input_image_histogram,'o-')
xlim([min(edg) max(edg)])
ylim([min(Input_image_histogram) max(Input_image_histogram)+1e
... +4])
set(gca,'TickDir','in','TickLength',[.015 0.015],'LineWidth',1)
...
xlabel('\fontname{Tex}\fontsize{10} Pixel intensity'); ...
ylabel('\fontname{Tex}\fontsize{10} effectifs');
it_number = numel(Input_image_histogram);
cumul_function = 0;
init = 0;
for it = 1: numel(Input_image_histogram)-1
    if it == 1;
        cumulative_function = Input_image_histogram(1);
    else
        init = init+1;
        cumul_function = cumul_function + Input_image_histogram(it)
            + ... Input_image_histogram(it+1);
        cumulative_function(init) = cumul_function;
    end
end
cumulative_function_norm = cumulative_function / ...
max(cumulative_function);
figure('color',[1 1 1])
plot(cumulative_function_norm,'-')
```

```

set(gca, 'TickDir', 'in', 'TickLength', [.015 0.015], ...
'LineWidth', 1)
ylim([min(cumulative_function_norm) ...
max(cumulative_function_norm)])
%***** FIN *****%

```

En compilant voici les résultats obtenus :

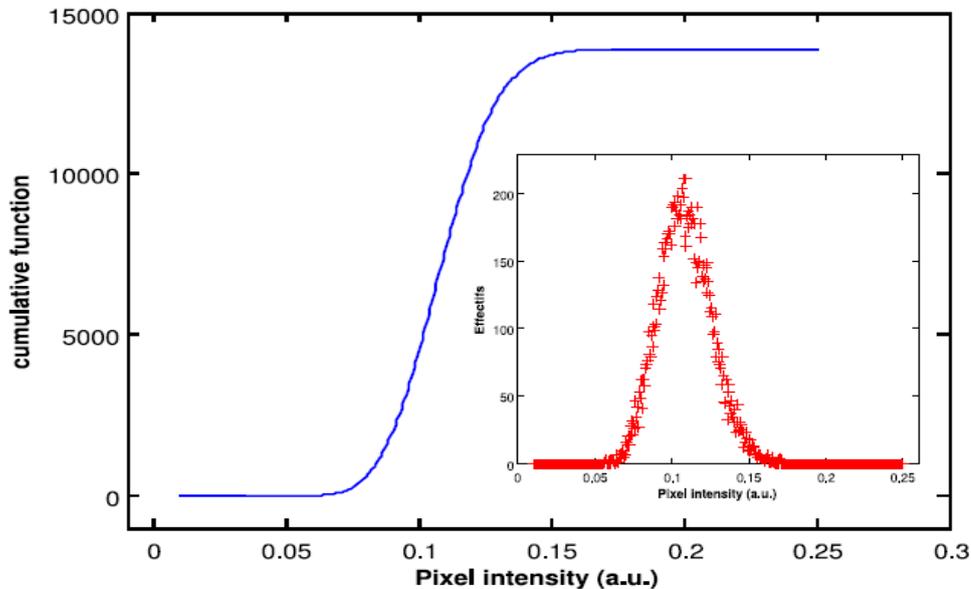


FIG. 3.7 – *Fonction cumulée.*

3.8 Multi ROIs

Le but d'extraire des régions d'intérêts (ROI : Region of interest) est de se focaliser sur la zone concernée, permettant au médecin de mieux voir l'anomalie, ce qui nous a conduit à élaborer un programme qui permet de subdiviser le sujet en plusieurs régions. Le programme en question permet de calculer pour chaque ROI sa surface et son volume et de faire des statistiques sur les ROIs.

```

%***** Multi ROIs *****%
close all;
clc;
clear all;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% @copyright 1/07/2015 D. MOUSSAOUI/ S. KENOUCHE : algorithme
% permettant de:
% - De faire des Multi ROIs (region of interest)
% - Surface et volume des ROIs
% - Statistiques sur les ROIs
addpath('/home/Dihia/CodesMatlab/DataMat/')
data_3d = load('/home/Dihia/CodesMatlab/DataMat/data_3d.mat');
data_3d = struct2cell(data_3d);

```

```

data_3d = cell2mat(data_3d);
prompt = { 'Nombre de ROI pour Dihia : ' , ...
  'Mettre le ROI sur l''image : '};
head_title = 'Inputs for ROI function';
num_lines = 1;
def = { '1' , '1' };
inputs = str2num(char(inputdlg(prompt , ...
head_title , num_lines , def)));
roiNumber = inputs(1);
workingImage = inputs(2);
image_input = data_3d(:, :, 1);
figure('color' , [1 1 1]);
hima = imshow(image_input , [min(image_input(:))
... max(image_input(:)) , 'Border' , 'loose' );
colormap (jet);
colorbar('FontSize' , 12);
roi_number = 5; % nombre de Roi
image_number = size(data_3d, 3); % nombre d'image
clrMap = jet(roiNumber);
rndprm = randperm(roiNumber);
for roiIndex = 1:roi_number
    [x, y, BW, xi, yi] = roipoly;
    [xgrid, ygrid] = meshgrid(1:1024, 1:1024);
    in = inpolygon(xgrid, ygrid, xi(:), yi(:));
    idx = find(in==1);
    roi.area(roiIndex) = polyarea(xi, yi);
    Pix.Nbr(:, roiIndex) = size(idx, 1);
    for imIndex = 1:image_number
        roi.sum(:, roiIndex, imIndex) = sum(impixel(x, y, ...
data_3d(:, :, imIndex), xi, yi));
        roi.std(:, roiIndex, imIndex) = std(impixel(x, y, ...
data_3d(:, :, imIndex), xi, yi));
        roi.min(:, roiIndex, imIndex) = min(impixel(x, y, ...
data_3d(:, :, imIndex), xi, yi));
        roi.max(:, roiIndex, imIndex) = max(impixel(x, y, ...
data_3d(:, :, imIndex), xi, yi));
        roi.median(:, roiIndex, imIndex) = median(impixel(x, y, ...
data_3d(:, :, imIndex), xi, yi));

        hold on;
        plot(xi, yi, 'Color', clrMap(rndprm(roiIndex), :), ... '
LineWidth', 1);
        text(roi.center(1, roiIndex), ... roi.center(2, roiIndex)
, num2str(roiIndex), ...
'Color', clrMap(rndprm(roiIndex), :), ...
'FontWeight', 'Bold');
    end
end
%***** FIN *****%

```

En compilant ce programme , on a obtenu les résultats suivants :

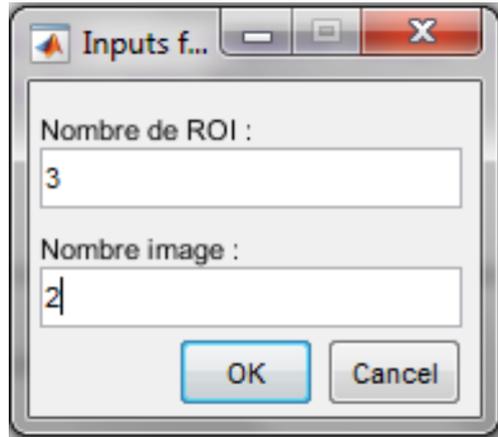


FIG. 3.8 – Boite de dialogue.

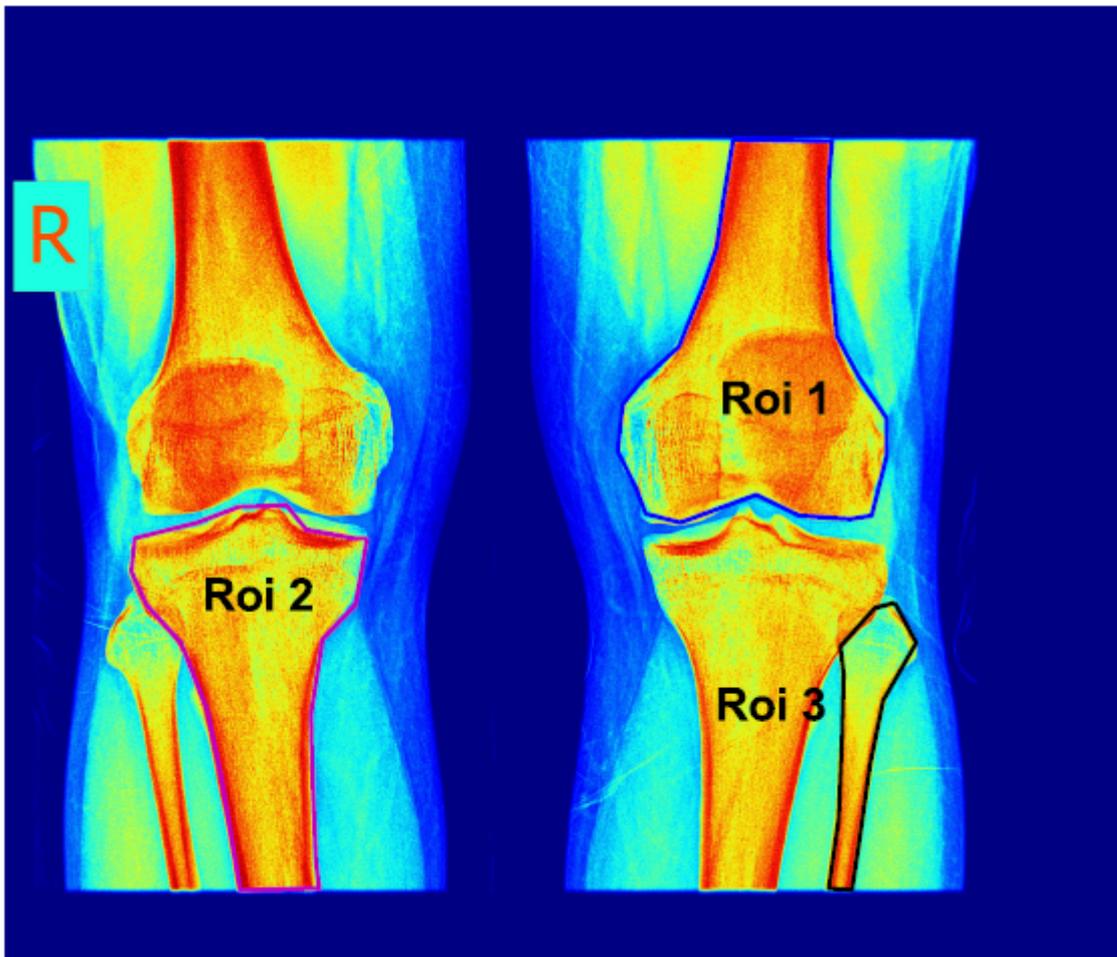


FIG. 3.9 – Multi ROIs.

Le programme suivant permettra de calculer le centre de masse et de déterminer le profile circulaire :

```
%***** Centre de masse *****%
clear all;
```

```

clc;
close all;
addpath('/home/Dihia/Bureau/');
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% @copyright 07/07/2015 D. MOUSSAOUI/ S. KENOUCHE : algorithme
% permettant de :
% - Calculer le centre de masse
% - Determiner le profile circulaire
[data , carte] = dicomread('/home/Dihia/Bureau/News/dicom_data.dcm
');
im = double(data);
x0 = 0;
y0 = 0;
int = 0;
for ii = 1:size(im,1)
    for jj = 1:size(im,2)
        x0 = x0+ ii.*im(ii ,jj);
        y0 = y0+ jj.*im(ii ,jj);
        int = int + im(ii ,jj);
    end
end
xc = round(x0./int);
yc = round(y0./int);
thetaMax = 350;
Rmax = 110;
nbr_it = 400;
for iR = 1:nbr_it
    ry = (iR*Rmax)/nbr_it;
    int(iR) = 0;
    for itheta = 1 : thetaMax
        teta = (2*pi*itheta)/thetaMax;
        xopt = yc + round(ry*cos(teta));
        yopt = xc + round(ry*sin(teta));
        int(iR) = int(iR) + im(xopt ,yopt)./nbr_it;
    end
end
figure('color',[1 1 1])
plot(int,'r')
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%% FIN %

```

En compilant le programme voila les résultats obtenus :

La Fig.(3.8) représente le profile (l'intensité des pixels le long de la ligne tracée) qu'on a obtenu grâce à la fonction **improfile** de MATLAB. La forte présence du bruit nuisible nous a conduit à utiliser une autre méthode : celle du *profile circulaire*.

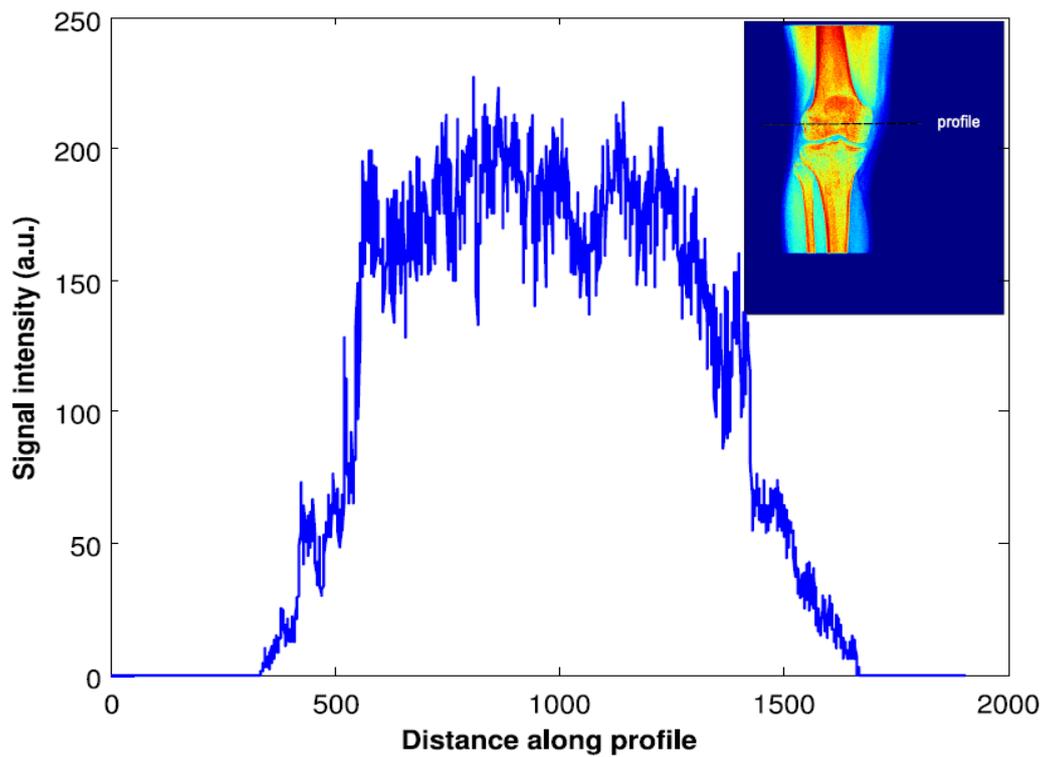


FIG. 3.10 – *Profile.*

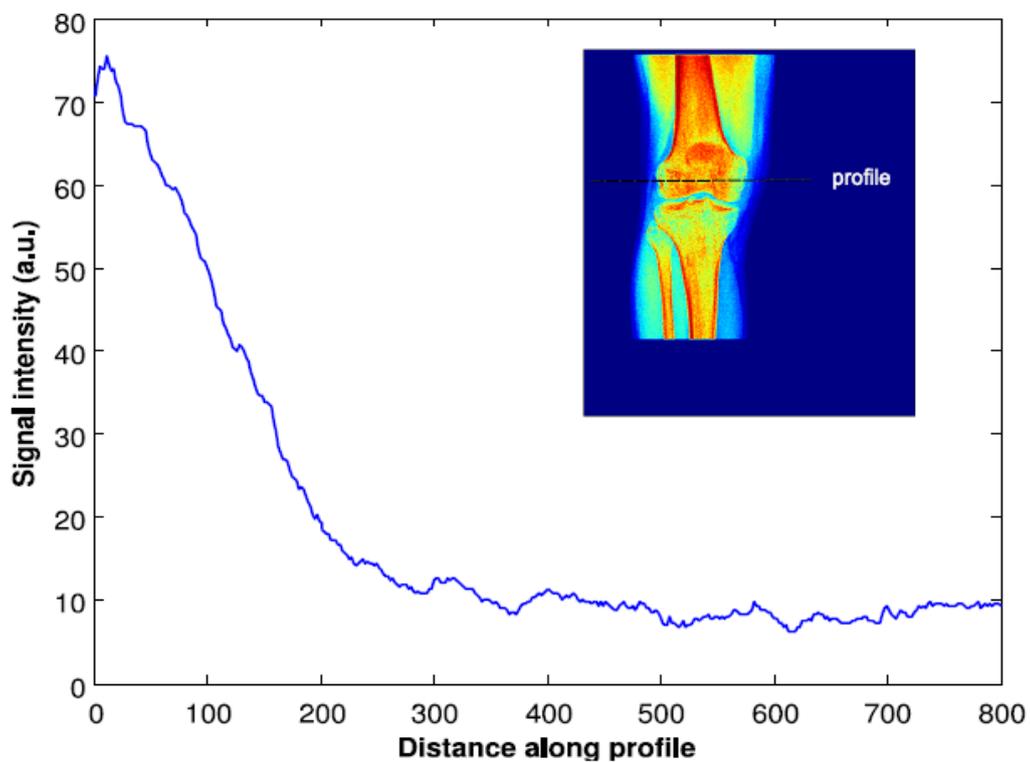


FIG. 3.11 – *Profile circulaire.*

3.9 Lister, nommer et enregistrer une série de fichiers de même format

Voilà un programme qui permet de :

1. Lister une série de fichiers de format (*.fmt) dans un répertoire (pour lister une série de fichier, on utilise la fonction **dir**).
2. Tester l'existence des répertoires et des fichiers : c'est une action courante qu'il est nécessaire de mettre en œuvre pour améliorer *la robustesse* de son code. Pour tester l'existence d'un fichier on utilise la fonction **exist** qui effectue ce test. La documentation de **exist** indique que cette fonction renvoie une valeur en fonction de la nature de l'objet dont on souhaite tester l'existence. Dans notre cas, les valeurs renvoyées pour l'existence d'un fichier ou d'un dossier sont respectivement 2 et 7.
3. Nommer et enregistrer une série de fichiers .

```
%***** LTN 01 *****%
clear all;
clc;
close all;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% @copyright 28/06/2015 D. MOUSSAOUI/ S. KENOUCHE : algorithme
% permettant de :
% - Lister une serie de fichiers de format (*.fmt) dans un
% repertoire
% - Tester l'existence des repertoires et des fichiers
% - Nommer et enregistrer une serie de fichiers
addpath('C:\Users\PackardBell\Desktop\new\');
rep = 'C:\Users\PackardBell\Desktop\new';
ext = '*.JPEG';
chemin = fullfile(rep,ext);
if exist(rep,'file')~=7
    error('Le dossier n''existe pas');
end
list = dir(chemin);
data_image = cell(1,numel(list));
res = exist(strcat(rep,'resultat'),'dir'); %create a directory to
put the saving files
if res~=7
    mkdir(rep,'resultat');
end
path1 = strcat(rep,'resultat/');
for ifile = 1:numel(list)
    nomFichier = ['radio' num2str(ifile),'.JPEG'];
    if exist(nomFichier,'file')~=2
        error(strcat('un fichier n''existe pas :', ... 'radio',
            strcat(num2str(ifile),'.JPEG')));
    end
    data_image_brut{ifile} = imread(nomFichier);
```

```

data_image_trait{ifile} = imadjust(data_image_brut{ifile}, ...
[0; 0.8],[0; 1],0.7);
name = 'image_result_';
num = num2str(ifile);
image_name = strcat(name, num);
imwrite(data_image_trait{ifile},jet, strcat(path1, image_name),
'png', 'Compression', 'none', 'Quality', '100')
end
%***** FIN *****%

```

3.10 Lister, nommer et enregistrer une série de fichiers de nom et format différents

On est confronté à des cas où les fichiers n'ont pas le nom et le format identiques ce qui nous a poussé à développer un code pour pouvoir lister, nommer et sauvegarder des fichiers ayant des noms et formats quelconques.

```

%***** LTN 02 *****%
clear all;
clc;
close all;
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
% @copyright 13/07/2015 D. MOUSSAOUI/ S.KENOUCHE : algorithme
% permettant de :
% - Lire une liste de fichiers ayant des formats et des noms
% quelconques
% - Nommer et sauvegarder une liste de fichiers
addpath('/home/Dhia/Bureau/DataRadio/test/'); % add the
directory to the path using the addpath function
working_path = '/home/Dhia/Bureau/DataRadio/test/';
if exist(working_path, 'file')~=7
error('Directory does not exist');
end
[status, message] = rmdir(strcat(working_path, ... '
images_radiographie'),'s');
if status ~= 1 && isempty(message) == 1
error('Directory can not be removed', ... 'Matlab message
error')
end
list = dir(working_path);
cell_table = struct2cell(list);
cell_lign = cell_table(1,3:end);
for ifile = 1:numel(cell_lign)
myfile = imread(strcat(working_path, char(cell_lign(ifile))));
saving_directory = exist(strcat(working_path, ... '
images_radiographie'),'dir'); % create a directory to put
the saving files
if saving_directory~=7

```

```
mkdir(working_path, 'images_radiographie');
end
saving_path = strcat(working_path, 'images_radiographie/');
name = 'radiographie_';
num = num2str(ifile);
image_name = strcat(name, num);
imwrite(myfile, jet, strcat(saving_path, image_name), ... 'png',
        'Compression', 'none', 'Quality', '100')
end
%***** FIN *****%
```

Sixième partie

Commandes et fonctions MATLAB utilisées dans
mes algorithmes

Voilà quelques commandes et fonctions MATLAB qu'on a utilisé dans nos programmes :

A

- **addpath** ajouter un chemin.
- **axis** définit le comportement par défaut MATLAB pour calculer les limites des axes actuels automatiquement, sur la base des valeurs maximales de x, y et z des données et leurs minimum.

B

- **break** termine l'exécution de la boucle la plus proche.

C

- **cell** construit une matrice de cellules .
- **clc** efface les commandes de la fenêtre .
- **clear all** supprime les éléments de l'espace de travail MATLAB.
- **close all** supprime tous les chiffres dont les poignées ne sont pas cachés, y compris ceux avec des poignées cachées.
- **colorbar** définir et obtenir la palette de couleurs . actuelle .
- **colormap** montre l'échelle de couleur .
- **contour** `contour(x,y,z)`, Cette fonction crée un tracé de contour. Tableaux x, y, et z ont la même signification que pour `mesh plot`.

D

- **dicomread** lit les images DICOM .
- **dir** permet de lister des fichiers ou des dossiers dans un répertoire .
- **disp(var)** affiche le contenu de *var*.
- **double(x)** renvoie la valeur double précision pour x. Si x est déjà un tableau double précision, `double(x)` n'a aucun effet.

E

- **exist** vérifie l'existence d'une variable, fonction, un répertoire ou une catégorie .

F

- **figure** crée une Figure graphique .
- **findobj** localise des objets graphiques avec des propriétés spécifiques.

H

- **hold on** ajoute un graphique sur la fenêtre active.

I

- **inpolygon** indique si le point se trouve à l'intérieur ou sur le bord de la surface du polygon.

L

- **length** donne la longueur du vecteur ou la plus grande dimension de tableau.
- **load nom-f** permet de récupérer toutes les données sauvegardées dans le fichier nomfichier.mat

M

- **max** plus grand élément dans la matrice.
- **median** donne la valeur moyenne d'une matrice .
- **mesh** mesh(x,y,z) est une fonction qui crée un maillage filaire, où x est un tableau à deux dimensions qui contient les valeurs x de chaque point à afficher, y est un réseau à deux dimensions contenant les valeurs de y de chaque point à afficher, et z est un tableau à deux dimensions contenant les valeurs z de chaque point à afficher.

N

- **NaN** n'est pas un nombre ; exprime parfois une indétermination.
- **numel** nombre d'éléments dans la matrice.
- **num2str** convertie les nombres en chaînes de caractères.

P

- **plot** crée une parcelle de la ligne 2-D des données dans Y par rapport aux valeurs correspondantes dans X.
- **polyarea** donne la surface du polygon spécifiée par les sommets dans les vecteurs X et Y.
- **polyroi** spécifie les régions polygonales d'intérêt (ROI).

R

- **return** Termine l'exécution d'un fichier *script* sans aller jusqu'à sa fin.
- **round (x)** Arrondi x à un entier près.

S

- **std** renvoie l'écart type des éléments de A le long de la première dimension de tableau dont la taille n'est pas égal à 1.
- **str2num** convertie les chaînes de caractères en nombres .

- **sum** donne la somme des éléments de la matrice.
- **surf** surf(x,y,z), Cette fonction crée une parcelle de surface. Tableaux x, y, et z ont la même signification que la fonction mesh plot.



- **text** ajoute une description de texte.
- **tic** commence le chronomètre.
- **toc** permet de lire le temps écoulé depuis le chronomètre.

Conclusion

Tenant compte de la diversité des images médicales que ce soit pour la réalisation d'un diagnostic ou dans le but d'évaluer l'efficacité d'un traitement ou même pour être guidé dans des interventions chirurgicales, plusieurs techniques de traitement d'images sont mises en œuvre pour améliorer le contraste, la résolution spatiale et le rapport S/B de ces dernières.

Enfin, le traitement des images médicales en général et radiologiques en particulier est la base de développement de la médecine en terme de précision, car un bon diagnostic conduit à un bon traitement. Nous avons choisit la radiographie X qu'est un examen simple, peu irradiant, peu coûteux et accessible au plus grand nombre de patients, car les hôpitaux sont généralement équipés d'appareils de radiographies.

A cet effet, nous avons développé des codes MATLAB pour différents objectifs de traitement d'imagere, tel que, la segmentation, construction d'un masque binaire, des multi ROIs et finalement lister, nommer et enregistrer une série de fichiers de même ou de différents noms et de formats. Les différents traitements peuvent être considérés comme des outils d'aide à la décision à la disposition des praticiens.

Perspectives

Bien évidemment, la liste des codes présentés dans ce travail (n'est pas exhaustive). Cette boîte à outils est certainement destinée à être enrichie par d'autres codes : érosion, dilatation,...etc.

Le but ultime ça sera de regrouper cette liste de codes en une interface graphique.

.1 Annexe A

Technique des K-Moyennes (K-Means) : est une technique de classification non supervisée, développée par Bezdek, permettant de répartir un ensemble de données en K classes homogènes. Son principe repose sur la minimisation de la variance intra-classe, "qui se traduit par la minimisation de la fonction objective (Energie) suivante :

$$J(X, V) = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^C \sum_{j=1}^N \| X_j - v_i \|^2 \quad (1)$$

Avec V_i est le centre de la classe i . $\| \cdot \|$ représente la norme, ici Euclidienne qui mesure la dissimilarité entre un point et un centre.

Les éléments classés sont les pixels de l'image qui nous permettent d'avoir des groupes"[30]. "Nous avons choisi l'algorithme k-means car c'est le classificateur non supervisé le plus simple et le plus efficace qui puisse être aisément modifié et contrôlé. D'autres classificateurs peuvent cependant être utilisés"[31].

Y'a trois étapes principales pour faire un algorithme de K-means :

1. initialisation des noyaux (centre de masse des classes) : $m_1 = 0$, $m_2 = 255$
– affectation des points à la classe la plus proche.
2. Mise à jour des clusters (classes k) : Calcul des nouveaux centre de masse m_c
3. Réévaluation des noyaux : Affecter chaque point au groupe dont il est le plus proche.
4. Arrêt lorsque les nouveaux barycentres (centre de masse des classes) ne changent plus.

Bibliographie

- [1] Mario Bachaalany. Utilisation de capteurs CMOS rapides pour l'imagerie X à très grande sensibilité. PhD thesis, Université de Strasbourg, 2012.
- [2] Jean-Jacques Rousseau ,Alain Gibaud. CRISTALLOGRAPHIE GÉOMÉTRIQUE et RADIOCRISTALLOGRAPHIE,2006.
- [3] Michel GUYMONT. Structure de la matière, 2003.
- [4] Denis Mariano-Goulart. Optique et dualité onde-corpuscule, 2012 .
- [5] Michel Bléry. Scanner et rayons X, 2013.
- [6] BOUCHIKHI Asma. Les Tests d'acceptance Du Système De Planification Du Traitement En Radiothérapie Externe. PhD thesis, Université ABOU BAKR BELKAID, 2011.
- [7] Pierre Gravereau. Introduction à la pratique de la diffraction des rayons X par les poudres. PhD thesis, Université de Bordeaux, 2012.
- [8] Etienne PAYOT. Reconstruction 3D des artères par imagerie intravasculaire ultrasonore (IVUS) et angiographie monoplan. PhD thesis, Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications, 1996.
- [9] Mélissa Jourdain. RECONSTRUCTION VASCULAIRE TRIDIMENSIONNELLE EN IMAGERIE PAR RAYONS X. PhD thesis, Université de Montréal, 2009.
- [10] Elsa Angelini. Imagerie par rayons X. PhD thesis, 2000.
- [11] Denis Mariano-Goulart. Les rayonnements de photons et de particules en santé, 2012.
- [12] Denis Mariano-Goulart. ELEMENTS DE DOSIMETRIE POUR LE PACES, 2013.
- [13] Denis Mariano-Goulart. Optique et dualité onde-corpuscule, 2013.
- [14] Denis Mariano-Goulart. Propriétés physiques des rayonnements ionisants, 2014.
- [15] Denis Mariano-Goulart. BASES PHYSIQUES DE LA RADIOLOGIE POUR LE PCEM2, 2014.
- [16] Denis Mariano-Goulart. BASES PHYSIQUES DE LA RADIOLOGIE POUR LE PCEM2, 2014.

- [17] Denis Mariano-Goulart. Du signal physique à une image médicale exploitable, 2014.
- [18] M.AMMERICH et A. FAUSSOT. DOSIMETRIE APPLIQUEE, 2011.
- [19] Yaoui Gagou. cours de traitement d'image, 2007.
- [20] Albert Lisbona et Bernard Aubert. le Scanner, 2005.
- [21] Jean- Luc Budillon, Snitem info. **B864** 136, 3416 (2010).
- [22] Maurice Bellanger. Traitement numérique du signal, 2006.
- [23] Maurice Bellanger. Traitement numérique du signal, 2006.
- [24] Vincent Barra. Traitement d'images, 2008.
- [25] Stéphanie BRICQ. Segmentation d'images IRM anatomiques par inférence bayésienne multimodale et détection de lésions. PhD thesis, Université de Strasbourg, 2008.
- [26] Chapman et Hall/ CRC. Digital Image Processing, 2008.
- [27] Stephan-j.Chapman. MATLAB programming, 2009.
- [28] Yann LEYDIER-Frank Le BOURGEOIS-Hubert EMPTOZ. Snitem info. **B864** 136, 3416 (2010).
- [29] A. Mekhmoukh-N. Nasri. ICEO'11.