



FACULTE DES SCIENCES EXACTES ET INFORMATIQUE
DEPARTEMENT DE PHYSIQUE

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

Spécialité : Physique Médicale

Par

**Abderrafik Boucetouh
Amina Hantit**

Intitulé

**Étude comparative entre deux modes de délivrance de la dose d'un
scanner Hitachi 16 barrettes**

Soutenu le : **26/06/2018**, devant le jury :

Président : Nabil Ounoughi

Rapporteur : Mohammed Ali Kherbouche

Examineur : Asma Benaidja

MCA. Univ. de Jijel

Radiologue de l'EPH de Jijel

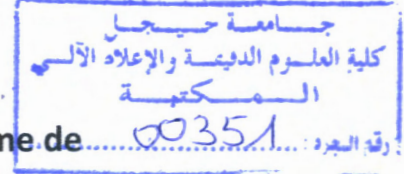
MAA. Univ. de Jijel

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE
UNIVERSITE MOHAMED SEDDIK
BEN YAHIA - JIJEL



FACULTE DES SCIENCES EXACTES ET INFORMATIQUE
DEPARTEMENT DE PHYSIQUE

R. Phy. Méd. 07/18



Mémoire présenté pour obtenir le diplôme de
Master en physique

Spécialité : Physique Médicale

Par

Abderrafik Boucetouh
Amina Hantit

Intitulé

Étude comparative entre deux modes de délivrance de la dose d'un scanner Hitachi 16 barrettes

Soutenu le : 26/06/2018, devant le jury :

Président : Nabil Ounoughi
Rapporteur : Mohammed Ali Kherbouche
Examineur : Asma Benaidja

MCA. Univ. de Jijel
Radiologue de l'EPH de Jijel
MAA. Univ. de Jijel





Remerciements

Tout d'abord, louange à « ALLAH » qui nous a guidé sur le droit chemin tout au long du travail et nous a inspiré les bons et les justes réflexes. Sans sa miséricorde, ce travail n'aurait pas abouti.

Nous tenons à remercier et à exprimer toute notre gratitude à **Mr KHERBOUCHE MOHAMMED ALI**, notre promoteur pour sa disponibilité, ses précieux conseils. Ainsi que son soutien moral et scientifique nous a permis de mener à terme ce mémoire.

Nous sincères remerciements s'adressent également au membre du jury : **Melle BENAIDJA ASMA** pour tous ses conseils prestigieux ainsi qu'à son soutien dans les moments difficiles rencontrés durant cette épreuve, et **Mr OUNOUGHI NABIL** de bien vouloir examiner et juger le contenu de notre mémoire.

Nous souhaitons également remercier toute l'équipe du service d'imagerie de l'EPH de Jijel spécialement **OUMSAAD, ZINEB, DOUNIA** pour leur gentillesse et leur patience.

Nos vifs remerciements vont aussi à nos enseignants qui ont fait de leurs mieux pour nous donner une formation universitaire solide qui nous a permis de préparer ce mémoire, ce qui sera très utile pour nos avenir.

Nous voudrions remercier nos familles qui nous encouragées dans la poursuite de notre travail de mémoire.

Dédicace

Nous aimerons dédier ce modeste travail de recherche à :

*Allah le tout puissant, le clément le très miséricordieux
qui a guidé nos pas depuis l'aube
de notre vie.*

*Loué soit Allah à mes très chers parents, aucun remerciement
ne serait exprimé nos respect, nos amour éternel
et nos reconnaissance pour les sacrifices que
vous avez consenti pour nos instruction et
nos bien être.*

*En ce jour, nous espérons réalise fun de vos rêve, et nous espérons
ne jamais vous désenchanter, ni tromper
votre confiance.*

*Merci pour votre encouragement, votre patience et disponibilité
de chaque instant, que dieu vous protègent et gardent
procure santé, bonheur et long vie.*

*A toutes nos familles,
mes amis et à ceux qui m'aiment et qui
attendent avec impatience notre réussite.
En espérant être toujours à la hauteur
de leurs attentes et de leurs
espérances.*

AMINA & ABDERRAFIK

Résumé

Parmi les techniques d'imagerie médicale qui sont utilisées pour donner des informations diagnostiques très précises telles que la détection d'adénomes poly-phasiques ou le dépistage d'anomalies cardiaques, vasculaires ou cérébrales, on peut citer la tomographie par rayons X. Dans ce travail, on va faire une étude comparative entre deux modes de délivrance de la dose d'un scanner Hitachi 16 barrettes.

Dans cette étude, on va :

- Essayer de quantifier les variantes anatomiques en utilisant l'indice de masse corporelle (IMC).
- Comparer la dose délivrée « CTDI_{VOL} » aux patients par le mode « intelli EC ON » et le mode « intelli EC OFF ».
- Calculer la réduction de la dose lors de l'utilisation du mode « intelli EC ON ».

Mots clés

Tomographie par rayons X, scanner, mode automatique, mode manuel, modulation du courant, dose délivrée, réduction de dose, indice de masse corporelle.

Abstract

Among the medical imaging techniques that are used to give very precise diagnostic information such as the detection of poly-phasic adenomas or the detection of cardiac, vascular or cerebral abnormalities, one can cite X-ray tomography. In this work, we will do a comparative study between two delivery modes of a scanner Hitachi 16-bar. In this study, we will:

- Try to quantify anatomical variants using body mass index (BMI).
- Compare the delivered dose "CTDI_{VOL}" to patients by the "intelli EC_{ON}" mode and the "intelli EC_{OFF}" mode.
- Calculate the dose reduction when using the "intelli EC_{ON}" mode.

Keywords

X-ray tomography, scanner, automatic mode, manual mode, current modulation, dose delivered, dose reduction, body mass index.

ملخص

من بين تقنيات التصوير الطبي التي تستخدم لإعطاء معلومات تشخيصية دقيقة للغاية مثل الكشف عن الأورام الغدية متعددة الطور أو الكشف عن التشوهات القلبية أو الأوعية الدموية أو الدماغية، يمكن للمرء أن يذكر التصوير المقطعي بالأشعة السينية. سنقوم بإجراء مقارنة بين طريقتين من طرق تقديم الجرعة للسكانار هيتاشي 16 مقطع. في هذه الدراسة، سنقوم بما يلي:

- محاولة تحديد المتغيرات التشريحية باستخدام مؤشر كتلة الجسم (BMI).
- مقارنة الجرعة المقدمة "CTDI_{VOL}" للمرضى من خلال وضع "intelli EC_{ON}" ووضع "intelli EC_{OFF}".
- حساب تخفيض الجرعة عند استخدام وضع "intelli EC_{ON}".

كلمات مفتاحية

التصوير المقطعي بالأشعة السينية، السكانار، الوضع الأوتوماتيكي، الوضع اليدوي، تعديل التيار، الجرعة المقدمة، تخفيض الجرعة، مؤشر كتلة الجسم.

Table des matières

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

Chapitre I : Imagerie médicale par rayons X

I.1 Introduction.....	5
I.2 Rayons X.....	5
I.2.1 Généralités sur les rayons X.....	6
I.2.2 Spectre d'émission des rayons X	7
I.2.2.1 Spectre continue « Bremsstrahlung »	8
I.2.2.2 Spectre caractéristique « spectre des raies ».....	8
I.2.3 Interaction du rayonnement X avec la matière.....	9
I.2.3.1 Atténuation du faisceau de rayons X.....	9
I.2.3.2 Effet photoélectrique	9
I.2.3.3 Diffusion Compton	10
I.2.4 Production des rayons X	11
I.2.5 Effets biologiques des rayons X.....	12
I.2.5.1 Effets déterministes	12
I.2.5.2 Effets stochastiques	12
I.3 Différentes techniques d'imageries par les Rayons X	12
I.3.1 Radiographie conventionnelle.....	13
I.3.1.1 Radiographie analogique	14
I.3.1.2 Radiographie numérique.....	14
I.3.2 Radiologie interventionnelle	15
I.3.3 Mammographie	16
I.3.4 Angiographie	17
I.3.5 Radiographie dentaire	18
I.3.5.1 Radiographie interproximale	18
I.3.5.2 Radiographie périapicale	18
I.3.5.3 Radiographie panoramique.....	19
I.3.6 Tomodensitométrie.....	19

Chapitre II : Tomodensitométrie

II.1 Introduction	22
II.2 Principe de la tomodensitométrie	22
II.2.1 Acquisition des données	22
II.2.2 Traitement des données.....	22
II.3 Constituants d'un scanographe	25
II.3.1 Statif.....	25
II.3.2 Générateur de rayons X	26
II.3.3 Tube à rayons X.....	26
II.3.4 Filtration et collimation.....	26
II.3.5 Système de détection.....	27
II.3.5.1 Chambres à ionisation	27
II.3.5.2 Détecteurs à scintillation	28
II.3.6 Console	29
II.3.7 Table de patient.....	30
II.4 Générations du scanner.....	30
II.4.1 Première génération	30
II.4.2 Deuxième génération	30
II.4.3 Troisième génération	31
II.4.4 Quatrième génération.....	31
II.5 Scanner hélicoïdal.....	32
II.5.1 Scanner hélicoïdal monobarrette et multibarrettes	32
II.6 Qualité d'image scanographique	33
II.6.1 Résolution en densité	33
II.6.2 Résolution spatiale	34
II.6.3 Résolution temporelle	34
II.6.4 Artefacts.....	34
II.6.4.1 Effet de volume partiel.....	34
II.6.4.2 Durcissement du faisceau (beam hardening).....	35
II.6.4.3 Artefacts métalliques.....	35

II.6.4.4 Artefacts de mouvement du patient.....	35
II.6.4.5 Artefact circulaire.....	36
II.7 Paramètres d'acquisition en scanographie.....	36
II.7.1 Tension.....	36
II.7.2 Intensité (mA) et charge du tube (mAs)	36
II.7.3 Épaisseur de coupe.....	37
II.7.4 Temps de rotation du tube.....	37
II.7.5 Pitch	37
II.7.6 Collimation	38
II.7.7 Champ de vue (FOV = Field Of View)	38
II.7.8 Épaisseur de reconstruction (Reconstruction index).....	38
II.8 Conclusion.....	39

Chapitre III : Dosimétrie

III.1 Introduction.....	40
III.2 Dosimétrie absolue.....	41
III.2.1 Exposition.....	41
III.2.2 Kerma	41
III.2.3 Dose absorbée.....	42
III.2.4 Dose équivalente H_T	42
III.2.5 Dose efficace E.....	43
III.3 Grandeurs dosimétrique spécifique à la scanographie	44
III.3.1 Indice de dose de scanographie(IDS) / Computed Tomography Dose Index (CTDI)	44
III.3.2 Indice de Dose de Scanographie sur 100 mm (IDS_{100mm}) / Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{100}$).....	45
III.3.3 Indice de Dose de Scanographie Pondéré (IDSP) / Weighted Computed Tomography Dose Index ($CTDI_w$)	47
III.3.4 Indice de Dose de Scanographie Volumique (IDSV) / Volume Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{vol}$).....	47
III.3.5 Produit dose longueur (PDL).....	48
III.4 Niveaux de référence diagnostique	49
III.5 Conclusion.....	50

Chapitre IV : Résultats et discussion

IV.1 Introduction.....	52
IV.2 Présentation du milieu de stage.....	52
IV.2.1 Unité de la radiologie	53
IV.2.2 Unité de tomodensitométrie	53
IV.3 Scanner : Détails techniques	54
IV.4 Modes automatiques dans les scanners.....	56
IV.5 Mode intelligent « intelli EC mode » et le mode manuel dans le scanner Hitachi Eclos 57	
IV.5.1 Intelli EC - Modulation mA 3D	57
IV.5.2 Mode manuel (Intelli EC off).....	59
IV.6 Paramètres d'acquisition disponibles sur le scanner étudié	59
IV.7 Grandeurs dosimétriques disponibles sur la console	60
IV.8 Paramètres influençant le mode intelli EC : Indice de masse corporelle (IMC).....	61
IV.9 Étude comparative mode intelli EC versus mode manuel	63
IV.9.1 Exemple : étude comparative des doses délivrées en mode intelli EC de deux patients.....	65
IV.9.2 Calcul la réduction de dose pour quelques patients	67
IV.10 Conclusion	67
Conclusion générale	68
Références bibliographiques

Liste des figures

Figure I.1 : Image de la main de la femme de Wilhelm Röntgen.....	6
Figure I.2 : Spectre électromagnétique	7
Figure I.3 : Spectre d'émission du tungstène.....	7
Figure I.4 : Présentation schématique des interactions électron- matière : à gauche émission de photons de freinage, à droite émission de photons caractéristiques.....	8
Figure I.5 : Effet photoélectrique.....	10
Figure I.6 : Diffusion Compton	10
Figure I.7 : Tube à rayons X	11
Figure I.8 : Traversée du faisceau RX par un milieu hétérogène	13
Figure I.9 : Traversée du faisceau RX par un milieu homogène	13
Figure I.10 : Une radiographie classique d'un crâne.....	14
Figure I.11 : Examen de radiologie numérique du thorax et leur résultat	15
Figure I.12 : Installation radiologique interventionnelle	16
Figure I.13 : Un mammographe et résultat d'une mammographie	17
Figure I.14 : Système d'angiographie et vue d'une sténose par angiographie	17
Figure I.15 : Image de la radiographie interproximale	18
Figure I.16 : Image de la radiographie périapicale	19
Figure I.17 : Appareil de radiographie panoramique dentaire et un cliché panoramique dentaire	19
Figure I.18 : Premier scanner dédié à l'examen du crâne.....	20
Figure II.1 : Schéma de principe d'un tomographe à rayons X	23
Figure II.2 : Echelle de Hounsfield.....	24
Figure II.3 : Fenêtre (window) d'étalement des niveaux de gris.....	25
Figure II.4 : Collimation primaire et secondaire.....	27

Figure II.5 : Détecteur à Xénon	28
Figure II.6 : Schéma de principe d'un détecteur à scintillation.....	28
Figure II.7 : Console de l'EPH de Jijel.....	29
Figure II.8 : Table de patient	30
Figure II.9 : Quatre générations de scanner TDM.....	31
Figure II.10 : Acquisition hélicoïdale.....	32
Figure II.11 : Comparaison du système de détection en scanner monobarrette et multibarrettes (L'axe Oz est l'axe du patient).....	33
Figure II.12 : Image en étoile correspondant à un artéfact métallique	35
Figure II.13 : Parcours du tube RX autour du patient pour différents modes	37
Figure III.1 : Distribution de dose en radiographie	40
Figure III.2 : Distribution de dose en scanographie	40
Figure III.3 : Schématisation de l'IDS (ou CTDI). La zone hachurée représente la fraction de h dose ne contribuant pas à la formation de l'image, mais absorbée par le patient. Cette dose est prise en compte dans la valeur du CTDI, représentée par la surface du rectangle (égale à la surface sous la courbe de profil de dose)	45
Figure III.4 : Chambre d'ionisation« crayon » de 100 mm et son électronique et des fantômes (32 cm, 16 cm, 10 cm).....	46
Figure III.5 : Fantôme en PMMA montrant les différentes positions de mesure par la chambre crayon.....	46
Figure IV.1 : Plan structurel des urgences de l'EPH de Jijel.....	52
Figure IV.2 : Plan structurel de l'unité de la tomodensitométrie de l'EPH de Jijel	53
Figure IV.3 : Scanner Hitachi Eclis	54
Figure IV.4 : Injecteur automatique et sa console	55
Figure IV.5 : Produits de contraste iodés.....	55
Figure IV.6 : Intelli EC module le courant du tube dans les trois dimensions pour obtenir la qualité d'image souhaitée aux niveaux de dose les plus bas.....	57
Figure IV.7 : Processus d'Intelli EC pour calculer le courant du tube radiogène.....	58

Figure IV.8 : CTDI_{VOL} et le PDL affichés sur la console	60
Figure IV.9 : Paramètres d'acquisition affichés sur la console pour un examen TAP	61
Figure IV.10 : CTDI_{VOL} et le PDL pour un examen TAP	61
Figure IV.11 : Personne maigre (à droite), personne normale (au milieu) et personne obèse (à gauche)	63
Figure IV.12 : Variation de CTDI_{VOL} en fonction de l'IMC	65
Figure IV.13 : Topogramme d'une femme obèse	65
Figure IV.14 : Topogramme d'une femme maigre	65

Liste des tableaux

Tableau III.1 : Valeurs de facteur de pondération radiologique WR	43
Tableau III.2 : Valeurs de facteur de pondération tissulaire WT	44
Tableau III.3 : Valeurs de coefficient de conversion en scanographie	49
Tableau III.4 : Niveau de référence en scanographie chez l'adulte pour une acquisition.....	50
Tableau III.5 : Niveau de référence en scanographie pédiatrique pour une acquisition	50
Tableau IV.1 : Paramètres d'acquisition affichés sur la console.....	59
Tableau IV.2 : Classification des personnes selon l'IMC	62
Tableau IV.3 : Variation de CTDI _{VOL} en fonction de l'IMC.....	64
Tableau IV.4 : Réduction de dose pour chaque patient.....	67

Liste des abréviations

RX : Rayons X	PDL : Produit Dose Longueur
CT : Computed Tomography	DLP : Dose Length Product
TDM : Tomodensitométrie	PMMA : Polyméthacrylate de méthyle
IRM : Imagerie par Résonance Magnétique	NRD : Niveau de Référence Diagnostique
RMN : Résonance Magnétique Nucléaire	CIPR : Commission Internationale de Protection Radiologique
3D : Tridimensionnel	ALARA : As Low As Reasonably Achievable
2D : Bidimensionnel	ACS : Automatic Current Setting
TEP : Tomographie par Emission de Positron	AEC : Automatic Exposure Control
UH : Unité Hounsfield	SD : Standard Deviation
Kerma : Kinetic Energy Release per unit Mass	TAP : Thoraco-Abdomino-Pelvien
IDS : Indice de Dose de Scanographie	IMC : Indice de Masse Corporelle
CTDI : Computed Tomography Dose Index	

Introduction générale

Introduction générale

Voir à l'intérieur du corps humain est recherché par les hommes depuis des siècles. L'imagerie médicale, depuis la découverte des rayons X et l'invention de la radiologie par W.C. Röntgen en 1895, permet à l'homme de voir in-vivo et de manière non invasive dans le corps humain. Cette découverte a ouvert la voie à une nouvelle ère qui a vu la mise en œuvre de nombreuses techniques d'investigation de l'anatomie et du fonctionnement du corps humain de plus en plus précises.

Pour étudier l'anatomie, différentes modalités d'imagerie médicale ont été développées, qui répondent à des besoins spécifiques. Certains comme l'IRM et l'échographie, n'utilisent pas les rayonnements ionisants, tandis que d'autres comme les techniques de la médecine nucléaire (la scintigraphie, la TEP) et les modalités basés sur l'utilisation des RX comme la radiologie et la tomodensitométrie.

La mise en point au début des années 70 du scanner à rayons X ou tomodensitomètre (TDM) a constitué une avance fondamentale pour l'imagerie médicale et pris une place de plus en plus importante au sein des modalités d'imagerie médicale pour le diagnostic des patients. La scanographie ou la tomodensitométrie (TDM) est une méthode de diagnostic radiologique tomographique, qui permet de réaliser des images en 2D et 3D d'un objet en mesurant l'absorption d'un faisceau de rayons X qui le traverse dans différentes directions. Elle permet de rendre visible les structures très voisines ou confondues en radiologie conventionnelle.

La tomodensitométrie évolue au cours du temps c'est pour cela que plusieurs générations se succèdent. En partant de la première génération jusqu'à l'apparition des scanners spirales ou hélicoïdaux et multicoupes. En effet, ces générations se distinguent par l'augmentation du nombre de détecteurs et la diminution du temps d'exposition.

Le but de ce travail est la comparaison de la dose délivrée au patient en scanner Hitachi Eclos par deux modes différents (mode intelligent et mode manuel). Nous avons étudié aussi l'influence de l'indice de masse corporelle (IMC) sur la dose délivrée au patient.

Ce manuscrit de mémoire s'articule autour des quatre parties suivantes :

Le premier chapitre est consacré aux rappels sur les rayonnements électromagnétiques X, nous allons citer aussi les techniques d'imageries médicales notamment celles utilisant les RX.

Le deuxième chapitre est consacré aux rappels sur les principes physiques de la tomographie par rayons X, les constituants d'un scanner, ses générations, la formation de l'image scanographique et les paramètres d'acquisition du scanner (tension, pitch, la collimation ...).

Le troisième chapitre sera consacré à un rappel des unités dosimétriques. Concernant les grandeurs dosimétriques, on citera d'une part les grandeurs dosimétriques absolues (exposition, kerma, dose absorbé, dose équivalente et dose efficace) et d'autre part celles qui sont spécifiques à la scanographie telle que l'indice de dose scanographique et le produit dose longueur.

Enfin, le quatrième chapitre présentera les résultats et les discussions concernant l'influence de l'indice de masse corporelle sur la dose et la comparaison de la dose délivrée au patient en scanner Hitachi Eclos par deux modes différents.



rayons X

Imagerie médicale par

Chapitre I

I.1 Introduction

L'imagerie médicale est un ensemble des techniques consistant à mettre en évidence les différentes régions ou différents organes du corps, c'est une représentation visuelle indirecte ou directe de l'anatomie, la physiologie ou le métabolisme des structures avec un appareillage sous forme d'images permettant le diagnostic d'une pathologie. [1]

Les modalités d'imagerie médicale regroupent les moyens d'acquisition et de restitution d'images du corps humain à partir de différents phénomènes physiques tels que l'absorption des rayons X, la résonance magnétique nucléaire (RMN), la réflexion d'ondes ultrasonores et la radioactivité auxquels on associe parfois les techniques d'imagerie optique comme l'endoscopie. De nos jours, les systèmes d'imagerie sont au cœur de l'environnement médical. Ils accompagnent les médecins et les radiologues dans le diagnostic poussé et le traitement en interventionnel de maladies complexes. L'imagerie à rayons X apparaît comme l'outil le plus présent dans l'environnement médical et couvre la plupart de ses applications comme la radiologie conventionnelle, la tomographie (scanner X), la mammographie et l'angiographie.

Les RX sont des rayonnements électromagnétiques comme les ondes radio, la lumière visible ou les infrarouges. Ils sont produits dans un tube à RX. L'interaction entre les RX et les différentes parties du corps humain permet de créer des images sur un film ou un écran numérique. [2]

Dans ce chapitre, nous allons citer les techniques d'imagerie médicale notamment celles utilisant les rayons X et on parle aussi sur le rayon X, sa nature et sa production.

I.2 Rayons X

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques pénétrants. Ils ont été découverts par hasard en 1895 par le physicien allemand Wilhelm Conrad Röntgen, qui étudiait les rayons cathodiques dans un tube à décharge gazeuse sous haute tension. Bien que ce tube fût enchâssé dans un boîtier de carton noir, Röntgen nota qu'un écran de platinocyanure de baryum $Ba[Pt(CN)_4]$, placé par hasard à proximité, émettait une lumière fluorescente lorsque le tube fonctionnait. Après avoir effectué d'autres expériences, il conclut que cette fluorescence était causée par un rayonnement invisible d'une nature plus pénétrante que le rayonnement ultraviolet. [3] Il baptisa les rayons invisibles « rayons X » à cause de leur nature inconnue. Röntgen a été reçu le premier prix Nobel de physique en 1901 à cause de cette découverte. Moins d'un an après sa découverte, le physicien allemand réalise la première image d'une main

traversée par ce rayonnement. Cette première radiographie de la main de M^{me} Röntgen restée célèbre et a donnée naissance à une nouvelle discipline du médecin, la radiologie.



Figure I.1 : Image de la main de la femme de Wilhelm Röntgen

I.2.1 Généralités sur les rayons X

Les rayons X sont des rayonnements électromagnétiques de très courte longueur d'onde comprise entre 10^{-11} m et 10^{-8} m, très énergétiques (de quelques KeV à quelques MeV) (figure I.2). L'énergie E et la longueur d'onde λ du rayonnement sont liés par la relation de Planck-Einstein :

$$E = \frac{hc}{\lambda} \quad (I.1)$$

h étant la constante de Planck et C la vitesse de la lumière dans le vide. Plus la longueur d'onde du rayon X est courte, plus son énergie est élevée. Le rayon X est invisible à l'œil humain, il est ionisant utilisé dans de nombreuses applications dont l'imagerie médicale et la cristallographie. Les rayons de longueur d'onde proches de la plage des ultraviolets dans le spectre électromagnétique, sont connus sous le nom de rayons X « mous ». Les rayons de longueur d'onde plus courte, proches de la plage des rayons gamma, sont appelés rayons X « durs ». [2]

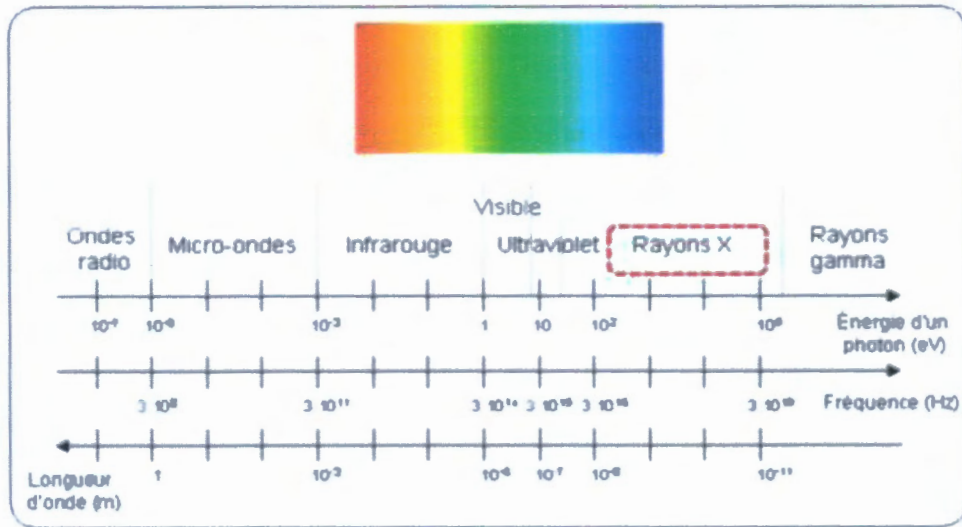


Figure I.2 : Spectre électromagnétique

I.2.2 Spectre d'émission des rayons X

Le spectre d'émission de rayons X est formé en fait par la superposition de deux spectres différents : l'un appelé spectre continu, l'autre spectre discret appelé spectre caractéristique. La figure (I.3) montre le spectre d'émission du tungstène.

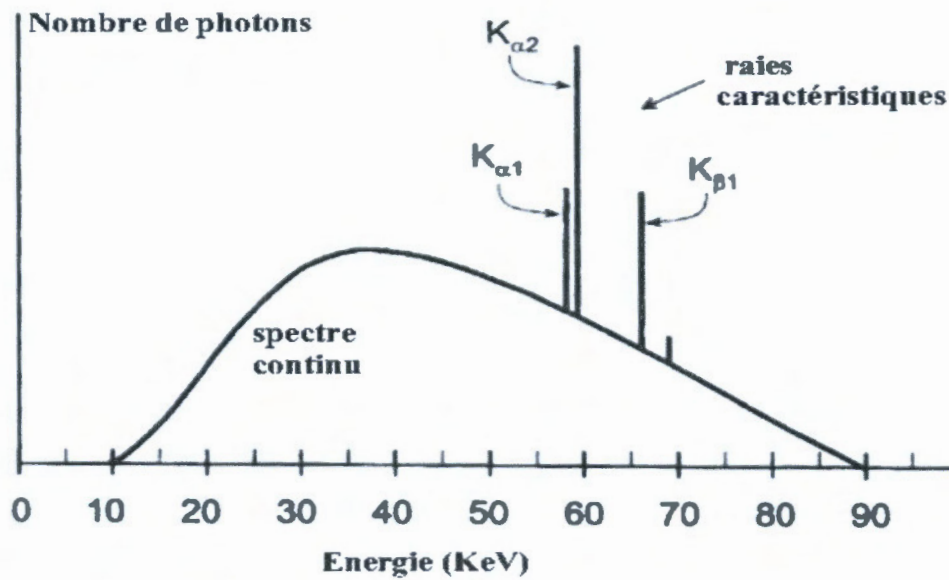


Figure I.3 : Spectre d'émission du tungstène

I.2.2.1 Spectre continue « Bremsstrahlung »

Un électron en mouvement est attiré au voisinage d'un noyau par la charge nucléaire positive. Il est dévié de sa trajectoire car il est soumis à une accélération centripète intense. Il est ralenti, donc il perd de l'énergie qu'il rayonne sous forme d'un photon. Ce rayonnement X émis est appelé « Bremsstrahlung » ou un rayonnement de freinage qui se produit à toutes les fréquences. Son spectre est par conséquent continu. L'observation du spectre de freinage montre que les photons de faible énergie sont plus nombreux. [4]

I.2.2.2 Spectre caractéristique « spectre des raies »

Un électron incident d'énergie E_{cin} peut expulser un électron d'un atome de la cible dont l'énergie de liaison est plus petite que E_{cin} , créant ainsi un trou dans une couche. L'atome se trouve alors dans un état excité instable et tend à retourner dans son état fondamental (de moindre énergie), le trou est alors comblé par un électron d'une couche supérieure, dont l'excès d'énergie est émis sous forme d'un photon. L'énergie E des photons émis est égale à la différence des énergies des couches concernées. Le spectre des photons émis est ainsi un spectre discret de raies, les fréquences ν correspondantes étant données par :

$$E = h\nu \quad (I.2)$$

Ces fréquences ne dépendant que de niveaux électroniques des atomes de la cible, le spectre discret est un spectre caractéristique de la cible.

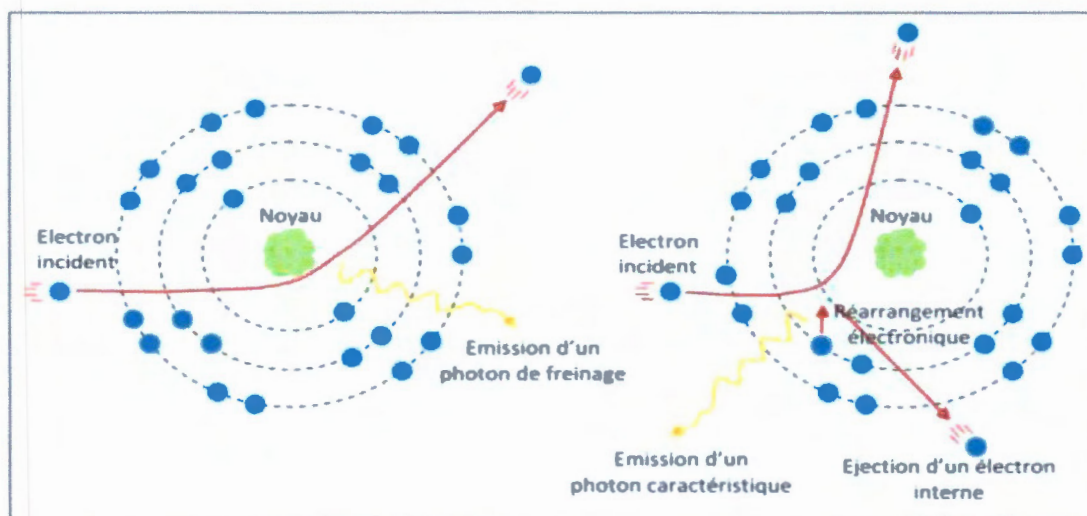


Figure I.4 : Présentation schématique des interactions électron- matière : à gauche émission de photons de freinage, à droite émission de photons caractéristiques.

I.2.3 Interaction du rayonnement X avec la matière

I.2.3.1 Atténuation du faisceau de rayons X

Lorsque le faisceau de rayons X pénètre dans un milieu matériel, on constate une diminution progressive de son intensité. Cette diminution du nombre de photons, l'atténuation du faisceau, est due à l'interaction des photons avec la matière, et dépend à la fois de l'énergie des photons et aussi de la nature de la matière. Pour un rayonnement monochromatique, la diminution du nombre de photons est exprimée par la loi exponentielle décroissante d'atténuation :

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (I.3)$$

Avec :

N : nombre de photons transmis.

N₀ : nombre de photons incident.

μ : coefficient d'atténuation linéique.

x : épaisseur traversée par le faisceau des RX.

Les rayons X interagissent avec la matière suivant différents mécanismes. Les interactions principaux entre les rayons X et la matière sont : l'effet photoélectrique, la diffusion Compton, la diffusion Rayleigh et la création des paires. Aux énergies utilisées dans la radiographie, ces rayons sont atténués suivant la densité électronique et la configuration atomique des structures traversées selon deux mécanismes principaux : l'effet photoélectrique et l'effet Compton. Cette atténuation résulte de l'absorption totale ou partielle de l'énergie des photons constituant le rayonnement.

I.2.3.2 Effet photoélectrique

Il est prédomine aux faibles énergies, c'est une interaction entre un photon et un électron. Le photon incident cède la totalité de son énergie à l'électron d'une couche profonde d'un atome qui est éjecté de sa couche avec une énergie cinétique égale à celle du photon incident diminuée de l'énergie de liaison. Cette interaction ne se produit que si l'énergie du photon **E** est supérieure à l'énergie de liaison **W_i** de l'électron. L'énergie cinétique du photo-électron est finalement transférée au milieu lors d'ionisations ultérieures. Le retour de l'atome à l'état fondamental

s'accompagne d'une émission d'énergie sous forme d'un photon de fluorescence ou d'un électron Auger.

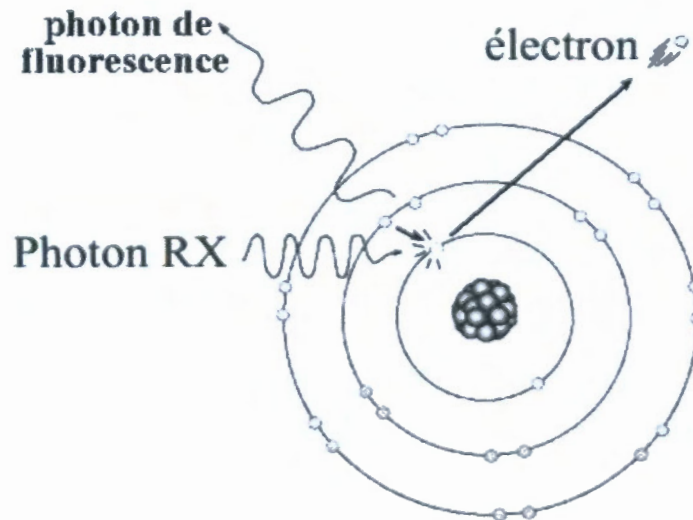


Figure I.5 : Effet photoélectrique

I.2.3.3 Diffusion Compton

Le photon incident d'énergie $h\nu$ entre en collision inélastique avec un électron libre ou faiblement lié (électron d'une couche périphérique), il transfère une partie de son énergie à l'électron, le reste de l'énergie $h\nu'$ est diffusée sous la forme d'un photon appelé photon Compton.

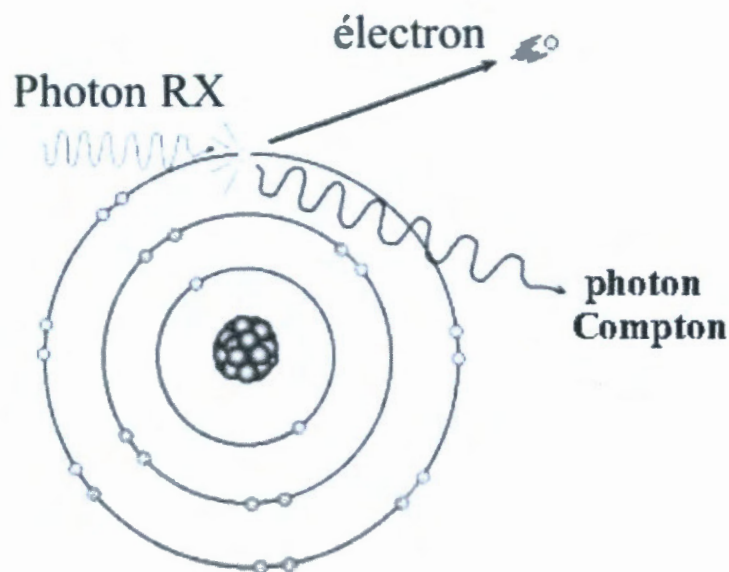


Figure I.6 : Diffusion Compton

L'énergie du photon diffusé et électron de Compton est donnée simplement, en appliquant les lois de la conservation de l'énergie et du moment cinétique au choc du photon avec un électron libre, ce qui donne la relation suivante :

$$h\nu = h\nu' + E_{cin} \quad (I.4)$$

$h\nu$ est l'énergie du photon incident, et E_{cin} l'énergie cinétique de l'électron Compton.

I.2.4 Production des rayons X

En imagerie médicale, on produit des rayons X en bombardant une cible métallique par des électrons accélérés, à l'aide d'un dispositif appelé « tube radiogène ».

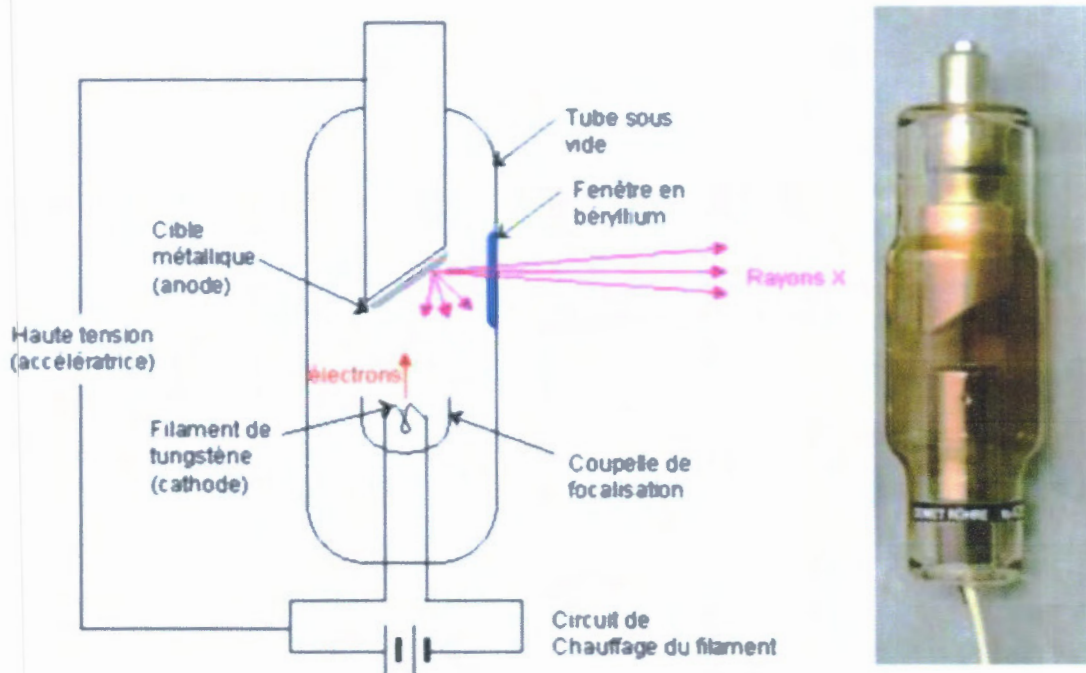


Figure I.7 : Tube à rayons X

Le tube à rayons X doit être relié à un générateur de haute tension, à un générateur secondaire de basse tension et à un système de refroidissement. Il est constitué d'une anode et d'une cathode placée sous vide dans une ampoule de verre. Un premier circuit dit « de chauffage » permet de mettre à température très élevée un filament qui chauffe une plaque de métal appelée cathode. A haute température, les électrons des atomes de cette cathode sont ionisés puis pris en charge par un champ électrique intense (plusieurs dizaines de kV) créé par une différence de potentiel V entre la cathode et une cible souvent en tungstène appelée anode. Les électrons sont ainsi accélérés et pénètrent l'anode avec une énergie cinétique E_c pouvant atteindre plusieurs

dizaines de keV. Au voisinage des noyaux des atomes de l'anode, ils sont déviés et freinés. Ce freinage s'accompagne d'une perte d'énergie cinétique par rayonnement de freinage (Bremsstrahlung). Cette perte d'énergie est essentiellement dispersée en chaleur, ce qui nécessite de refroidir l'anode en la faisant tourner sur elle-même. Une faible quantité de cette énergie est convertie en photons X qui sont focalisés à l'aide d'une fenêtre aménagée à cet effet dans le tube radiogène. [5]

I.2.5 Effets biologiques des rayons X

Les effets biologiques des rayonnements ionisants dépendent de nombreux facteurs tels que la dose, le type et l'énergie du rayonnement et le type de cellule ou de tissus irradiés. Il faut par ailleurs distinguer deux catégories d'effets d'une irradiation : les effets dits déterministes, qui n'existent que pour les fortes doses et les effets dits stochastiques, plus tardifs et surtout liés par d'irradiation à faibles doses.

I.2.5.1 Effets déterministes : un effet déterministe est lié à la dose reçue et apparaît de façon certaine à partir du moment où le seuil limite de rayonnements sur un tissu donné est dépassé. L'importance et la gravité des symptômes augmentent en fonction de la dose reçue. Le seuil est différent d'un tissu à l'autre et sera d'autant plus bas qu'il s'agit d'un tissu dont les cellules se renouvellent rapidement. En dessous de ce seuil, ces effets ne se manifestent donc pas. De manière générale, ces effets sont observés pour des doses supérieures à 1Gy (1 Sv).

I.2.5.2 Effets stochastiques : contrairement aux effets déterministes, les effets stochastiques ne sont pas liés à un effet seuil. Ainsi, il n'est pas possible de quantifier une dose pour laquelle ces effets seraient certains de se manifester, mais leur probabilité d'apparition augmente selon la dose reçue (effet cumulatif). Ces effets sont aléatoires et tardifs (ils peuvent apparaître alors que l'exposition a cessé depuis plusieurs années). Les effets néfastes liés aux doses délivrées en scanner appartiennent aux effets stochastiques et sont principalement les cancers radio-induits et les leucémies. La gravité du cancer n'est pas liée à la dose de rayons X reçue mais au type de cancer et à son stade d'évolution au moment du diagnostic. [6]

I.3 Différentes techniques d'imageries par les Rayons X

Les méthodes d'imagerie médicale basées sur les rayons X les plus fréquentes sont la radiologie conventionnelle, la tomographie ou Scanner (CT : Computed Tomography en Anglais), la mammographie, l'angiographie et la radiologie interventionnelle.

I.3.1 Radiographie conventionnelle

La radiographie conventionnelle est une modalité d'imagerie médicale par projection, elle se base sur l'absorption différentielle des rayons X par les différents tissus du corps humain (os, poumon,...). Le faisceau à rayons X est atténué dans l'organisme selon la densité et l'épaisseur du tissu traversé. L'absorption est expliquée suivant la loi d'atténuation (la loi de Beer-Lambert) donnée par :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (I.5)$$

Mais cette loi est appliquée dans un milieu homogène et comme le corps humain contient plusieurs tissus :

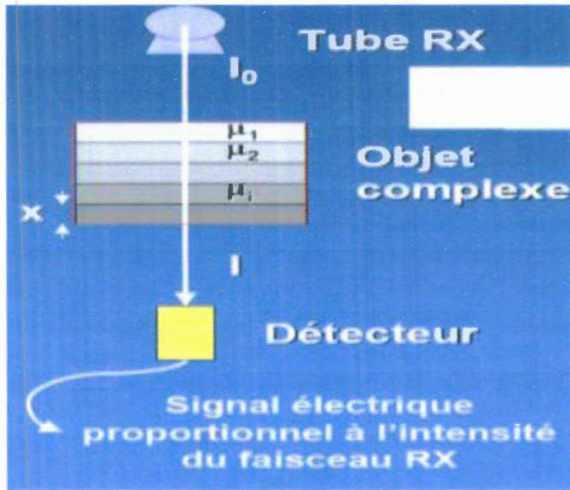


Figure I.8 : Traversée du faisceau RX par un milieu hétérogène

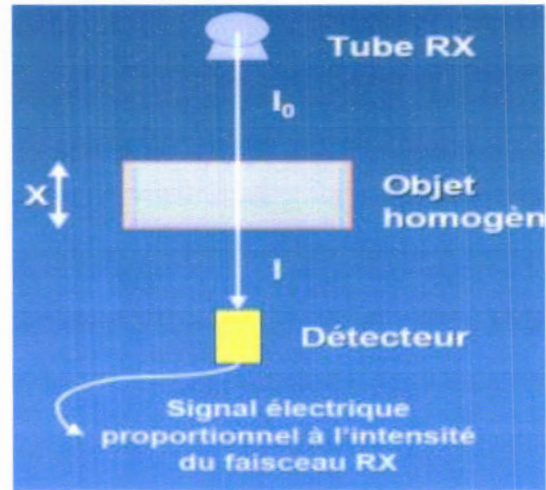


Figure I.9 : Traversée du faisceau RX par un milieu homogène

Donc la loi d'atténuation est donnée par la relation :

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^n \mu_i x_i} \quad (I.6)$$

$$\sum_{i=1}^n \mu_i x_i = \mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \dots + \mu_n x_n \quad (I.7)$$

Tel que :

I : flux de rayons X transmis.

I_0 : flux de rayons X incidents.

μ_n : coefficient d'atténuation pour chaque tissu.

x_n : épaisseur pour chaque tissu.

Il existe en fait deux types de radiographies :

I.3.1.1 Radiographie analogique

La radiographie analogique est caractérisée par un système de détection analogique constitué d'une cassette contenant un ou deux écrans renforçateurs et un film. La cassette protège le film des rayons lumineux et assure un bon contact film / écran pour éviter les artéfacts. Le principe de cette technique est une impression photographique par les rayons X sur un film argenté. A noter que la quantité de rayons X déposée sur les différentes zones du film dépend de l'absorption des rayons X par les différents tissus traversés. [7]

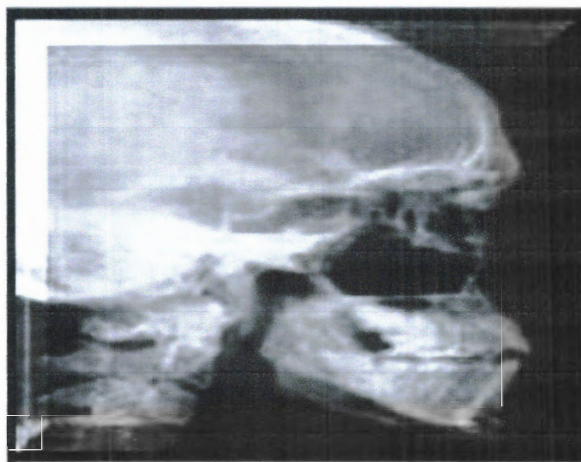


Figure I.10 : *Une radiographie classique d'un crâne*

I.3.1.2 Radiographie numérique

La radiographie numérique est caractérisée par les récepteurs numériques qui sont en train de remplacer graduellement les cassettes et une plaque d'imagerie à la place du film. Cette plaque emploie une couche de phosphore pour capturer les images, lorsqu'elle est exposée aux rayons X, les électrons du phosphore sont excités et piégés dans un état de haute énergie semi stable.

Ensuite, le lecteur de la radiographie numérique scanne la plaque au moyen d'un faisceau laser. L'énergie laser libère les électrons piégés causant ainsi l'émission d'une lumière visible. Par la suite la lumière capturée est convertie en flux de bits qui codent l'image. [8] Les films radiographies ainsi produits sont édités en noir et blanc et analysables sur les écrans lumineux spéciaux.

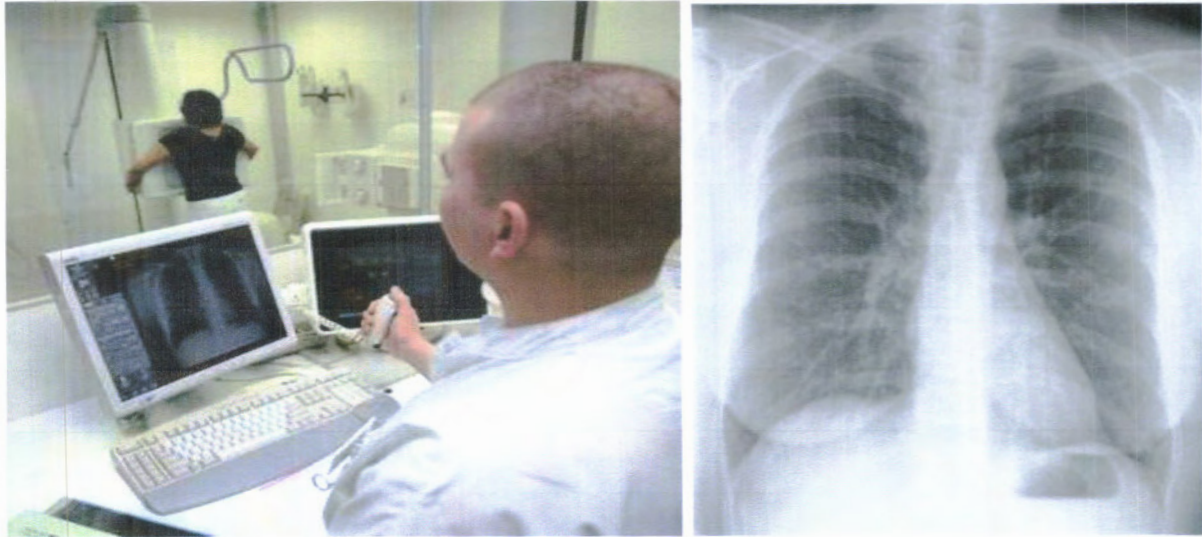


Figure I.11 : Examen de radiologie numérique du thorax et leur résultat

I.3.2 Radiologie interventionnelle

La radiologie interventionnelle (IR) comprend l'ensemble des actes médicaux invasifs ayant le but de diagnostic et /ou le traitement d'une pathologie. La radiologie interventionnelle nécessite l'emploi d'un matériel d'imagerie radiologique adapté (radiologie conventionnelle, fluoroscopie, tomodensitométrie...). Le principe de la radiologie interventionnelle est de réaliser des interventions grâce à des procédures qualifiées de mini-invasives, sous contrôle radiologique. L'imagerie interventionnelle permet de réaliser des interventions diverses et variées, de la plus simple à la plus complexe, parfois, une procédure chirurgicale est effectuée pour obtenir un échantillon de tissu pour la biopsie. Dans la plupart des cas, cette procédure est habituellement effectuée en utilisant les rayons X (radioscopie), la biopsie consiste à prélever au travers d'une aiguille un ou plusieurs échantillons de tissu ou de liquide au sein d'une lésion ou d'une collection, afin de préciser le diagnostic histologique, bactériologique ou biologique. Elle permet d'obtenir un diagnostic de certitude dans la quasi-totalité des cas. L'imagerie

permet de guider avec précision l'aiguille jusqu'à la lésion. Le geste est réalisé sous anesthésie locale. La durée de la procédure varie selon la nature, la taille et la position de la lésion. [9]



Figure I.12 : *Installation radiologique interventionnelle*

I.3.3 Mammographie

La mammographie est un type d'imagerie par RX, qui permet d'obtenir des images détaillées des seins. Elle est utilisée dans le cadre d'un test de dépistage dont l'objectif consiste à détecter un cancer du sein encore trop petit pour être décelé un examen clinique, chez des femmes qui sont asymptomatiques ou dans le cadre de diagnostic des tumeurs des seins dans le but est de déterminer avec précision la taille et l'emplacement de l'anomalie du sein et de reproduire sur image le tissu et les ganglions lymphatiques environnants. [10]

La visualisation du sein et la détection des anomalies par la mammographie s'effectuent à l'aide des rayons X, mais il existe des différences fondamentales entre les systèmes de mammographie et de radiographie diagnostique. En raison des caractéristiques du tissu mammaire et de la pathologie d'intérêt, la différence de potentiel des tubes à rayons X des systèmes mammographiques est plus faible qu'en radiographie diagnostique. De plus, deux plaques de compression sont utilisées pour diminuer l'épaisseur du sein et minimiser les mouvements, ce qui réduit la dispersion et donne des images d'une qualité globale accrue.

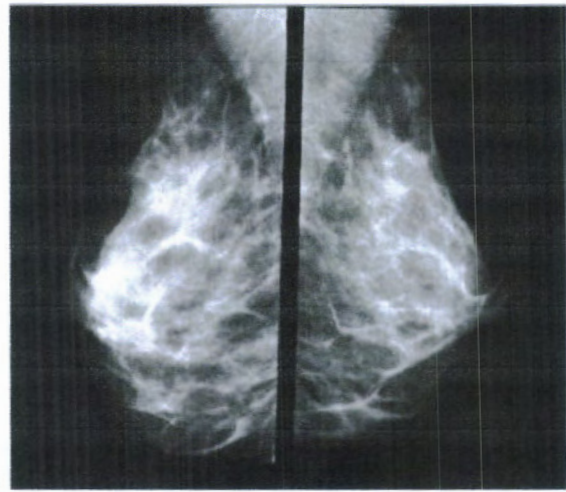
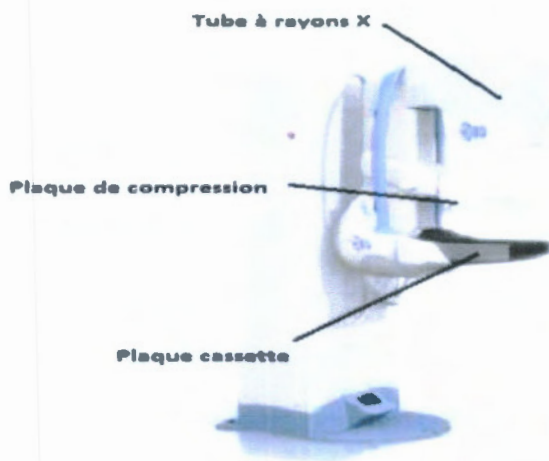


Figure I.13 : *Un mammographe et résultat d'une mammographie*

I.3.4 Angiographie

L'angiographie est une technique d'imagerie médicale permettant de produire des images détaillées des vaisseaux sanguins grâce aux principes de l'imagerie à rayons X et à l'introduction d'un produit de contraste dans le vaisseau d'intérêt à l'aide d'un cathéter. L'angiographie visant à examiner les artères est appelée artériographie et celle pour les veines se nomme phlébographie. L'angiographie est la méthode d'imagerie standard permettant d'évaluer les lésions vasculaires telles que les obstructions, les sténoses et les anévrismes. L'angiographie permet de fournir des images fixes à des fins de diagnostic. Elle est aussi utilisée en interventionnel pour guider de manière précise l'acte du médecin. [2]



Figure I.14 : *Système d'angiographie et vue d'une sténose par angiographie*

I.3.5 Radiographie dentaire

La radiographie dentaire est une technique d'imagerie médicale utilisant les RX. Cette technique d'imagerie était un complément essentiel au dépistage à l'examen, permet un diagnostic plus juste de l'état de votre bouche et aide à déterminer : la présence de caries, le niveau osseux et le degré de maladie des gencives, la présence d'abcès, des kystes ou de tumeurs et le développement et l'emplacement exact des dents.

En dentisterie, les types de radiographies les plus souvent utilisés sont :

I.3.5.1 Radiographie interproximale (cliché rétro-coronaire) : il s'agit d'un cliché localisé qui permet d'observer simultanément les couronnes des dents supérieures et inférieures. Il est utilisé pour repérer les caries se trouvant dans les recoins cachés de la bouche, et plus particulièrement sur les dents postérieures, les zones interdentaires et sous les obturations.

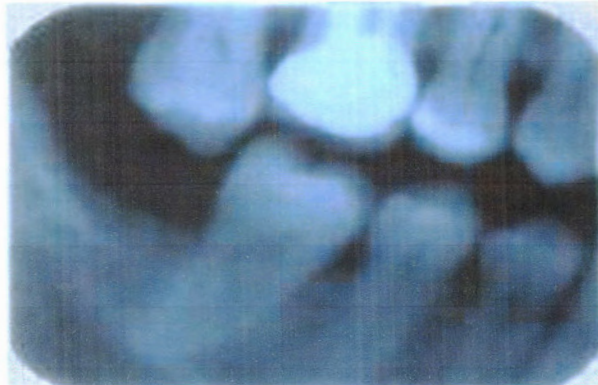


Figure I.15 : *Image de la radiographie interproximale*

I.3.5.2 Radiographie périapicale (cliché rétro-alvéolaire) : cette technique permet d'obtenir une image détaillée d'un groupe de dents supérieures ou inférieures de manière à pouvoir étudier leurs racines (et notamment déceler des fractures), le niveau osseux et les tissus de soutien de la dent mais aussi à détecter d'éventuels débuts de caries, kystes ou abcès.



Figure I.16 : *Image de la radiographie périapicale*

I.3.5.3 Radiographie panoramique : elle montre, en une seule image, l'ensemble des structures qui composent l'anatomie buccodentaire (mâchoires du haut et du bas, les dents, les articulations, certains nerfs, etc...). Elle permet de voir des dents incluses dans la gencive, des agénésies (absence des dents) ou des dents en surnombre, des kystes ou des anomalies, ou encore des fractures. Elle permet aussi d'évaluer la perte d'os de soutien des dents (en cas de parodontaire). [11]



Figure I.17 : *Appareil de radiographie panoramique dentaire et un cliché panoramique dentaire*

I.3.6 Tomodensitométrie

La tomodensitométrie (TDM) ou scanographie est une méthode de diagnostic radiologique tomographique qui utilise les rayons X en faisceau très étroit, permettant d'obtenir des coupes transversales, reconstruites à partir de la mesure du coefficient d'atténuation du faisceau de rayons X dans le volume étudié, afin de reconstruire des images 2D ou 3D des structures anatomiques. Il recherche des anomalies qui ne sont pas visibles sur les radiographies standards.[1]

La TDM est adaptée pour l'exploration des os et des tissus mous à noter que le rayon X absorbé par la matière vivante provoque des effets biologiques pouvant induire, suivant son intensité et son énergie, à des conséquences pathologiques chez l'individu irradié. Pour cette raison et grâce à son extrême importance la dosimétrie a été introduite.

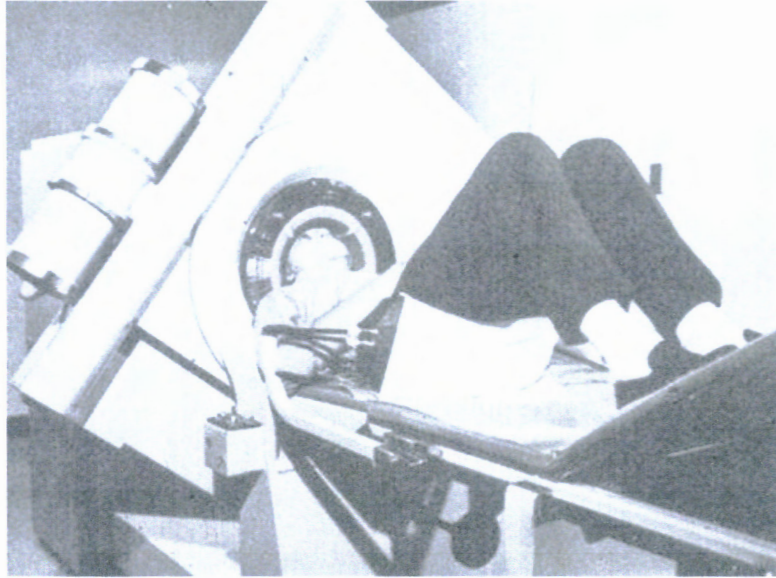


Figure I.18 : *Premier scanner dédié à l'examen du crâne*

I.4 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons d'abord présenté la physique des rayons X et ses utilisations majeures dans le domaine de l'imagerie médicale et le développement de la radiologie.

Tomodensitométrie

Chapitre II

II.1 Introduction

La tomodensitométrie (TDM) ou scanographie, appelée « Computerized Tomography CT » en anglais, est une méthode de diagnostic radiologique tomographique, qui permet de réaliser des images d'un objet en mesurant l'absorption d'un faisceau de rayons X qui le traverse dans différentes directions. Elle représente l'une des applications les plus réussies et les plus fécondes de l'application de l'informatique à la médecine et à l'imagerie médicale. Le scanner X a été développé en 1972 par un physicien sud-africain, Allan McLeod Cormack, et un ingénieur britannique, Goldfray Newbold Hounsfield, qui ont partagé le prix Nobel de médecine en 1979. Il permet d'observer l'ensemble du corps en trois dimensions.

II.2 Principe de la tomodensitométrie

La tomodensitométrie repose sur deux principes fondamentaux :

II.2.1 Acquisition des données

La reconstruction de l'image d'un volume étudié se fait par l'acquisition d'un grand nombre de projections. Cette acquisition s'effectue par la rotation d'un tube à rayons X couplé à un ensemble de détecteurs disposés en couronne autour de l'objet examiné. Les photons X sont atténués par les différentes structures anatomiques rencontrées (par absorption et diffusion). Cette atténuation dépend de la densité des structures, de leur composition anatomique et de l'énergie du faisceau de rayons X. Un faisceau de rayons X monochromatique traversant un objet homogène subit une variation de son intensité. Cette variation est donnée par la loi de Beer-Lambert (voir chapitre I). La rotation synchronisée de la source et des détecteurs (balayage) permet d'enregistrer et de numériser de telles projections tout autour de l'objet, de façon à disposer des données nécessaires à la détermination du coefficient d'atténuation linéique de chaque élément volumique de l'objet. [12]

II.2.2 Traitement des données

À l'aide de profils d'atténuation (projections) obtenus à des angles de rotation différents, et après l'échantillonnage et la numérisation, Les données sont rétro projetées sur une matrice de reconstruction. Les matrices actuelles sont le plus souvent en 512×512 pixels. Lors de la reconstruction des images scanographiques, les valeurs des coefficients d'atténuation linéiques μ sont calculées pour chaque voxel de la matrice (le voxel est le volume élémentaire de l'objet examiné). Lorsque la reconstruction est terminée, nous obtenons une image CT.

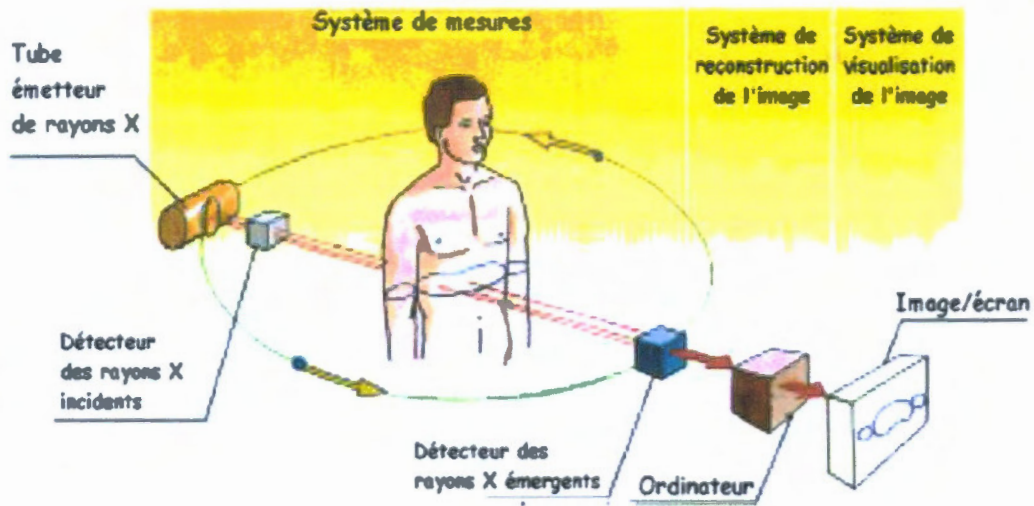


Figure II.1 : Schéma de principe d'un tomographe à rayons X

Cette image est une mesure de la distribution spatiale du coefficient d'atténuation linéique moyen intégré sur le spectre d'énergie du faisceau, d'où l'introduction de l'échelle de Hounsfield standardisée, qui repose sur deux valeurs particulières : -1000 pour l'air et 0 pour l'eau. [8] Selon cette échelle, la valeur CT de chaque pixel est exprimée en unité Hounsfield UH, elle est reliée aux valeurs des coefficients d'atténuation par la relation suivante :

$$CT[HU] = \frac{\mu_{tissu} - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \times 1000 \quad (II.1)$$

Où :

μ_{tissu} : coefficient d'atténuation linéique du milieu considéré.

μ_{eau} : coefficient d'atténuation de l'eau (l'eau est considérée comme un milieu de référence).

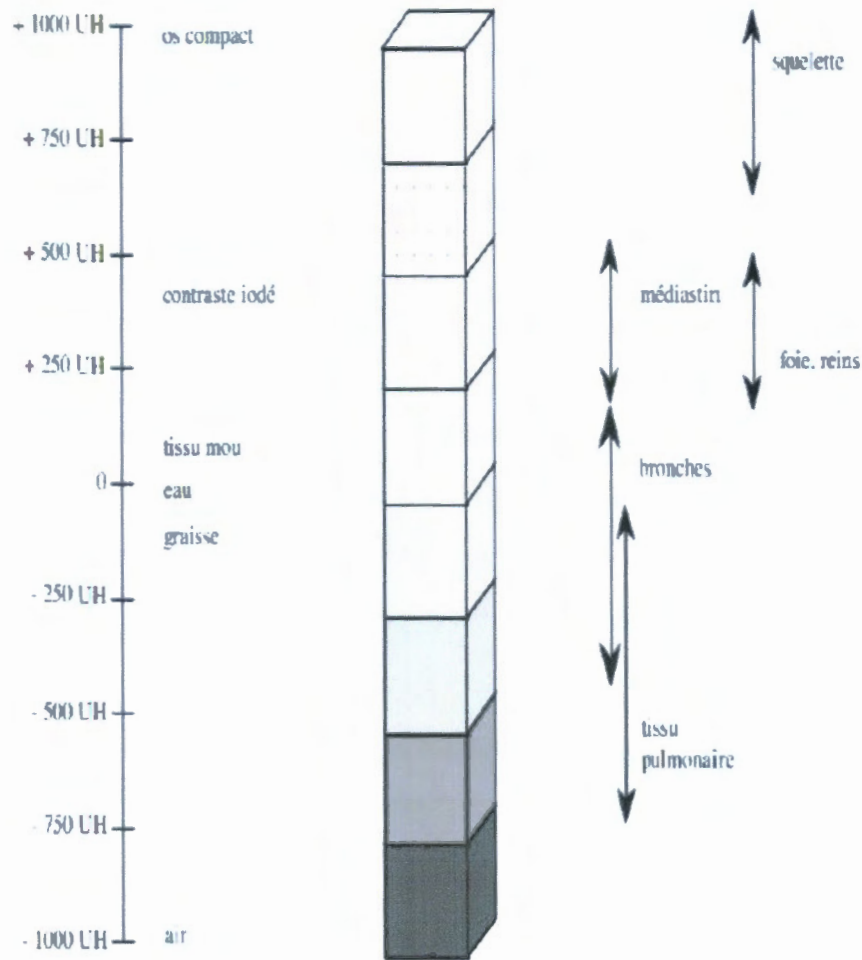


Figure II.2 : Echelle de Hounsfield

Pour la visualisation des images reconstruites, on a utilisé une fonction de fenêtrage (redistribution des niveaux de gris), puisque l'œil humain ne distinguant peu ou moins de 16 niveaux de gris, compte tenu de la dynamique d'une telle échelle (habituellement 12 bits soit 4096 niveaux de gris). La fenêtre correspond aux densités qui seront effectivement traduites en niveaux de gris à l'écran. Deux paramètres modulables définissent la fenêtre utile de densités :

- le niveau (level) : valeur centrale des densités visualisées.
- la largeur de la fenêtre (window) détermine le nombre de niveaux de densité.

Lorsqu'on augmente la fenêtre, l'image s'enrichit de niveaux de gris mais le contraste diminue entre les structures de l'image. Si on diminue la fenêtre, le contraste augmente. [13]

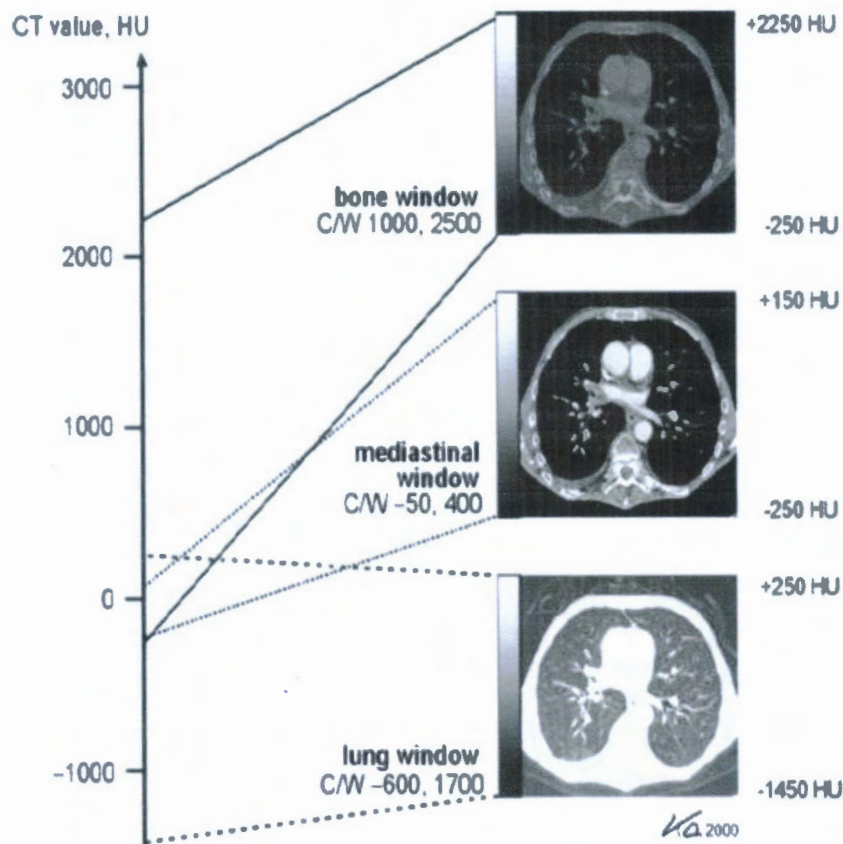


Figure II.3 : Fenêtre (window) d'étalement des niveaux de gris

II.3 Constituants d'un scanographe

II.3.1 Statif

Le statif du scanner se compose de deux parties principales :

- ❖ **Partie fixe** qui comporte les éléments suivants : le tunnel, généralement de 70cm de diamètre ; les éléments de contrôle mécanique pour les différents mouvements du statif ; les éléments de réception et de transmission de données numériques et d'alimentation électrique.
- ❖ **Partie mobile** qui comporte les éléments suivants : le générateur de haute tension pour la fabrication du rayons X ; le tube à rayons X et les circuits de refroidissement ; le système de détection et l'électronique associée ; quelques processeurs rapides et le système de transmission de données.

II.3.2 Générateur de rayons X

Le générateur alimente le tube à rayons X avec une haute tension continue (80 à 140 kV) ainsi qu'un courant constant (de 10 à 500 mA) pour accélérer les électrons dans le tube. Il a une puissance totale disponible de 50 à 60 kW. Le générateur est le plus souvent placé embarqué dans le statif.

II.3.3 Tube à rayons X

Le tube à rayons X est constitué d'une anode et d'une cathode placées sous vide dans une ampoule de verre. Il doit être relié à un générateur de haute tension, à un générateur secondaire de basse tension et à un système de refroidissement. Le rendement du tube à RX est particulièrement faible (1% RX, 99% chaleur).

II.3.4 Filtration et collimation

Ces deux opérations permettent la mise en forme du faisceau de rayons X :

- ❖ **Filtration** : pour rendre le faisceau de rayons X monochromatique, on utilise des filtres (des lames métalliques de faible épaisseur) qui éliminent autant que possible les rayonnements basses énergies, qui irradient le patient mais ne contribuent pas à la formation de l'image, car ils sont totalement absorbés par le corps humain.

- ❖ **Collimation** : pour limiter l'irradiation inutile et déterminer la largeur du faisceau de rayons X et donc l'épaisseur de coupe désirée, on fait une collimation entre le tube et le patient c'est « la collimation primaire ». une autre collimation s'effectue entre le patient et les détecteurs pour but de limiter le rayonnement diffusé par le patient. C'est « la collimation secondaire ».



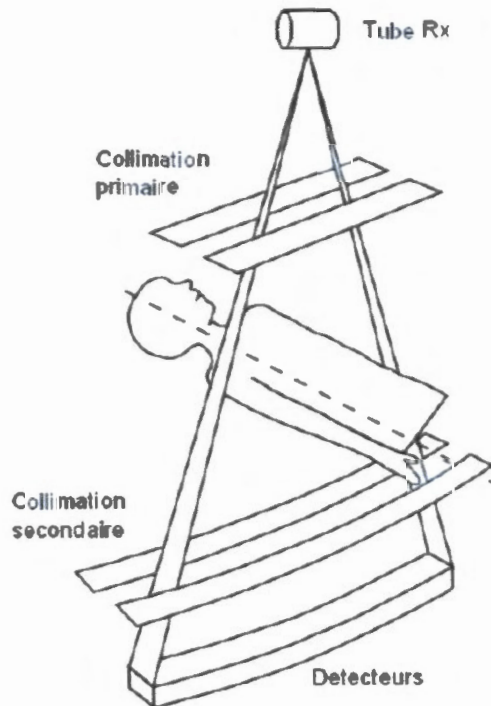


Figure II.4 : *Collimation primaire et secondaire*

II.3.5 Système de détection

Dans le système de détection, l'énergie des rayons X est transformée directement ou indirectement en un signal électrique, ce signal est ensuite amplifié et numérisé. On distingue deux types de détecteurs à rayons X plus utilisés en tomodensitométrie :

II.3.5.1 Chambres à ionisation

Ce type de détecteurs est utilisé pour les anciens TDM, les rayons X sont directement convertis en charges électriques dans un gaz lourd sous pression. Les chambres à ionisation sont des détecteurs à gaz, on utilise pour remplissage en général des gaz nobles (xénon). Elles mesurent la charge totale des électrons et des ions produits lors de l'ionisation du milieu par la particule incidente. Les charges créées dérivent sous l'action d'un champ électrique et sont collectées sur des électrodes de lecture. L'efficacité de détection quantique de ces détecteurs est de l'ordre de 50 à 60%. [14]

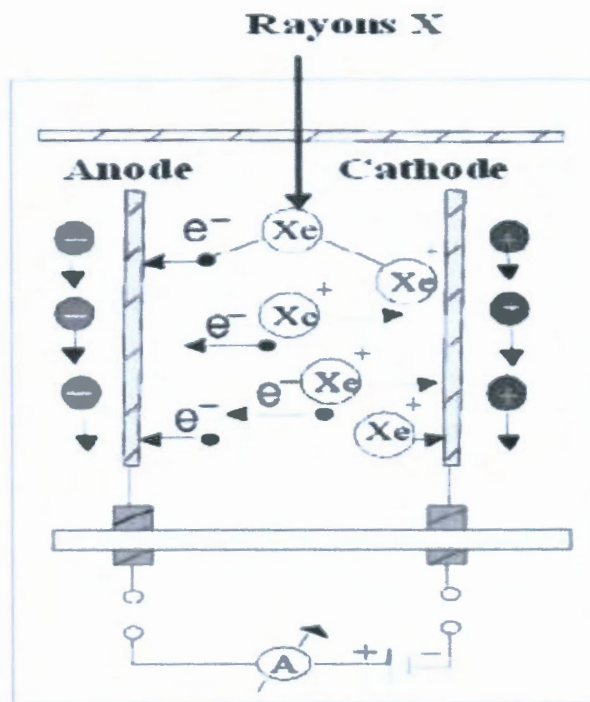


Figure II.5 : Détecteur à Xénon

II.3.5.2 Détecteurs à scintillation

Les rayons X sont convertis en photons lumineux dans le scintillateur (des cristaux d'iodure de césium (CsI)). Ces photons lumineux sont détectés par un Photodétecteur (photodiode, photomultiplicateur) qui les convertit en un signal électrique. Ce type de détecteur est très utilisé dans les tomodensitométries modernes. [8] Ce type de détecteurs possède une efficacité de détection élevée.

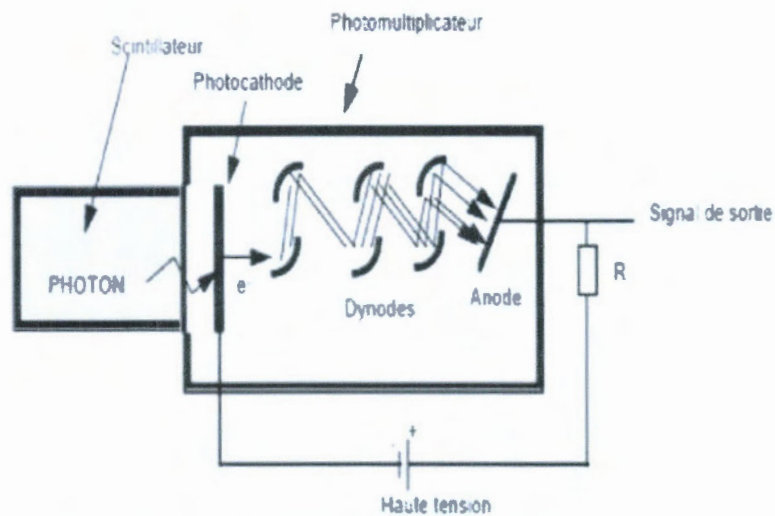


Figure II.6 : Schéma de principe d'un détecteur à scintillation

II.3.6 Console

La console permet la réalisation des images, la programmation des séquences et les protocoles d'acquisition, elle doit comprendre un écran noir et blanc et deux unités d'archivages. Sur cette console, on installe des logiciels de traitement de base qui permettent la mesure de la dose délivrée au patient et la synchronisation du lancement de l'injection et de l'acquisition.



Figure II.7 : Console de l'EPH de Jijel

II.3.7 Table de patient

C'est une table motorisée sur laquelle le patient est allongé. Elle se déplace longitudinalement à travers un anneau circulaire, permet de mettre le patient à l'intérieur du champ d'examen suivant le type d'acquisition. La table exécute essentiellement deux mouvements : un déplacement vertical et un mouvement horizontal. Ces mouvements sont contrôlés par le microprocesseur ou à partir des boutons situés sur le statif. [8]



Figure II.8 : *Table de patient*

II.4 Générations du scanner

Plusieurs générations de tomographes se sont substituées avec des géométries source/détecteurs différentes pour but d'améliorer les systèmes d'acquisition en TDM, pour cette raison il existe quatre générations de modèles de scanner :

II.4.1 Première génération

Dans cette génération, le tube est couplé à un seul détecteur. L'acquisition s'effectue par la translation de l'ensemble tube-détecteur le long de l'objet étudié puis d'une rotation d'un degré. Le temps d'acquisition variait de cinq à vingt minutes pour l'obtention de deux tranches. [15]

II.4.2 Deuxième génération

Cette génération possède le même principe de fonctionnement que la première génération, sauf, le tube est couplé à une barrette de sept à 60 détecteurs dans le plan de rotation du tube.

II.4.3 Troisième génération

Dans cette génération, la translation est annulée. Le tube et les détecteurs disposés en arc de cercle (de 500 à 1000 détecteurs) effectuent un mouvement de rotation autour du patient. En comparaison avec la seconde génération, la troisième génération réduit le temps d'acquisition par un facteur deux. [16]

II.4.4 Quatrième génération

La quatrième génération est basée sur le même principe que la troisième, mais dotée d'une couronne de détecteurs fixe. Ainsi seul le tube de rayons X tourne autour de l'objet examiné. [14]

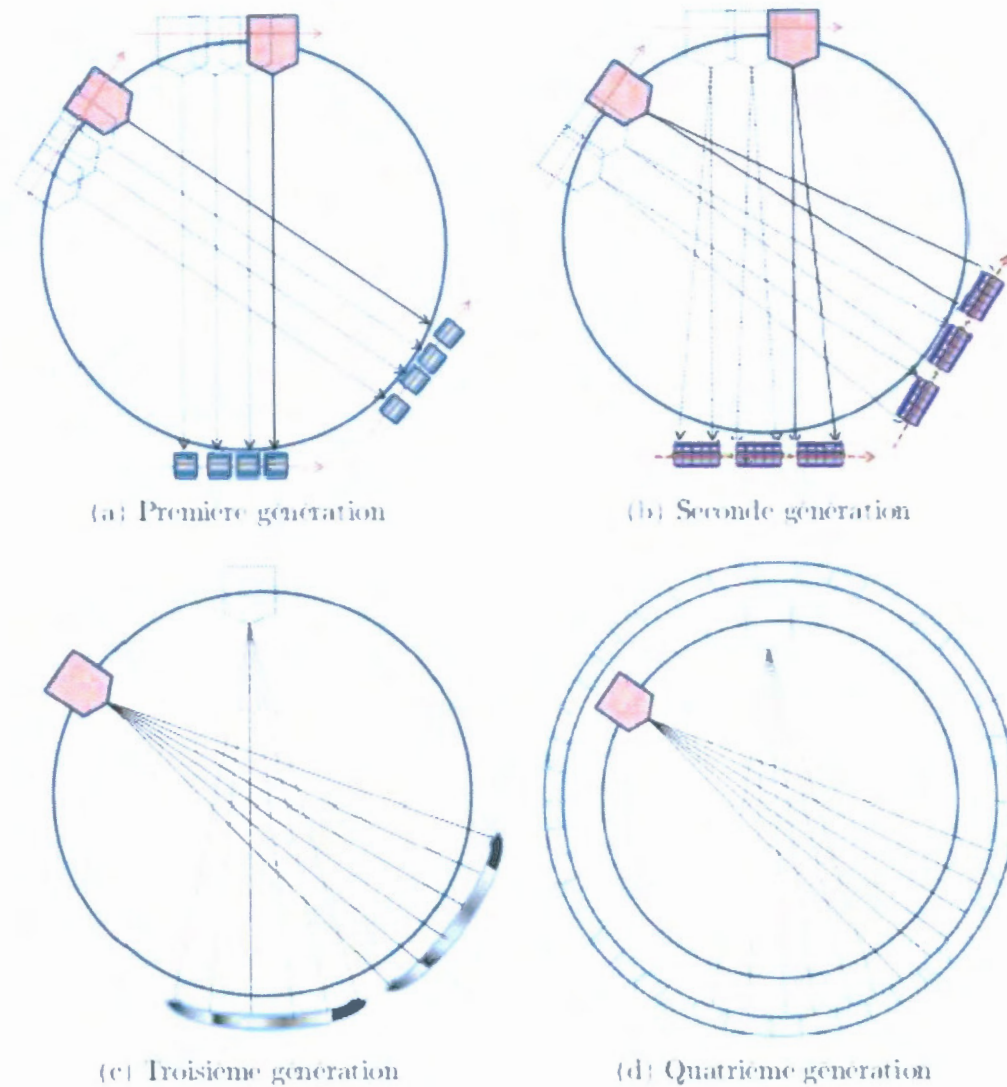


Figure II.9 : *Quatre générations de scanner TDM*

II.5 Scanner hélicoïdal

Avant l'année 1989, le seul mode d'acquisition qui existe est le mode séquentiel. Une coupe est acquise à chaque rotation de 360° , puis le lit fait une translation pour une nouvelle acquisition. Cette procédure est répétée coupe après coupe jusqu'à terminer la partie que l'en veut examiner.

En 1989, l'acquisition hélicoïdale appelée aussi spiralée est apparue. Cette technique d'acquisition a été utilisée sur les scanners de troisième et quatrième génération. Le scanner hélicoïdal est caractérisé par la rotation continue du tube autour d'un lit d'examen se déplaçant

à vitesse constante durant l'acquisition des données. Le tube décrit autour du patient une figure géométrique à type d'hélice.

Le développement de cette technologie a été rendu possible grâce à des progrès techniques, notamment le développement des alimentations par contacts glissants (slips rings) qui permettent sans câblage, le transfert de l'énergie électrique nécessaire à l'alimentation du tube pendant sa rotation. [13]

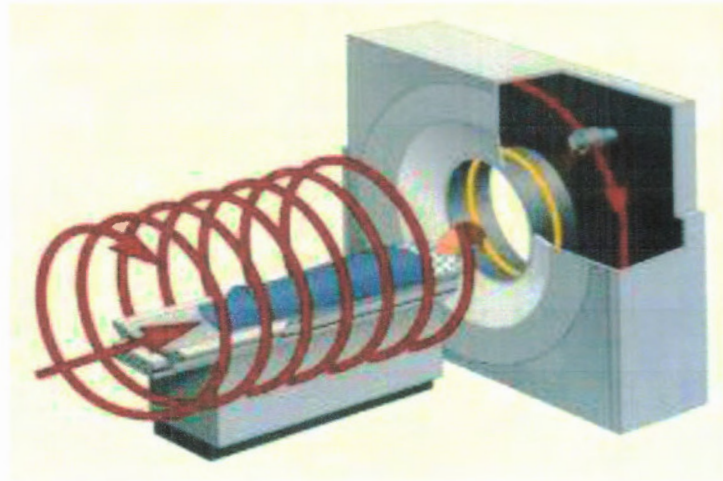


Figure II.10 : *Acquisition hélicoïdale*

II.5.1 Scanner hélicoïdal monobarrette et multibarrettes

Le scanner monobarrette (monocoupe) comporte dans l'axe Z une seule couronne de détecteurs. De 500 à 900 éléments sont disposés dans l'axe x sur environ 50° en éventail. Une seule coupe est acquise par rotation. D'autre part, Le scanner multibarrettes (multicoupes) comporte de multiples couronnes de détecteurs (de 8 à 34 actuellement). Le principe est la subdivision de la couronne de détecteurs dans l'axe Z. [13] Avec les scanners multibarrettes, plusieurs coupes sont reconstruites en une seule rotation.

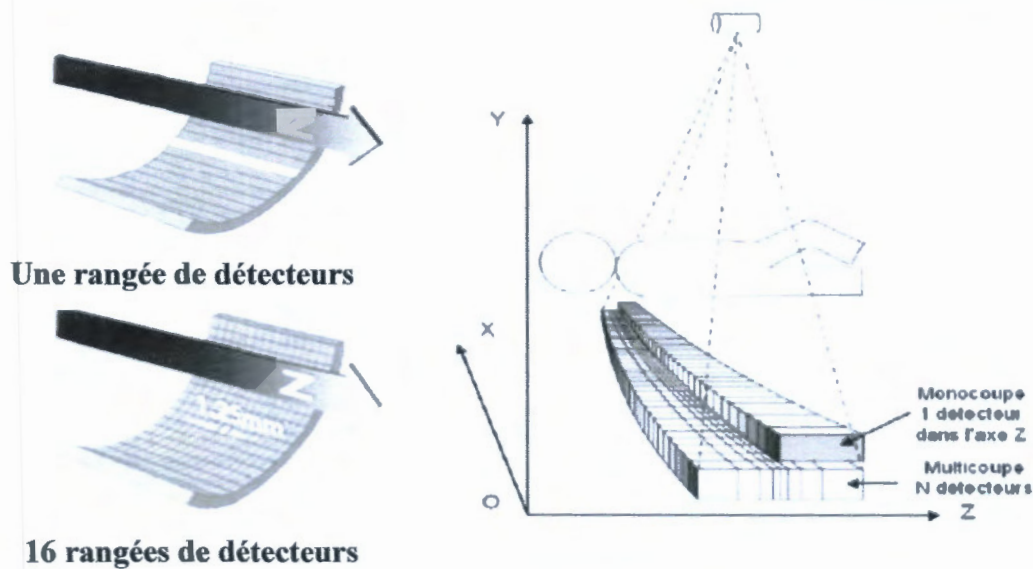


Figure II.11 : Comparaison du système de détection en scanner monobarrette et multibarrettes
(L'axe Oz est l'axe du patient)

II.6 Qualité d'image scanographique

En imagerie médicale, la qualité de l'image est un paramètre important. Une bonne qualité image est nécessaire au médecin pour poser son diagnostic. Afin de quantifier et de surveiller la qualité de l'image, des critères d'évaluation ont été définis. Ces critères sont liés au positionnement correcte du patient, à son immobilité, au choix d'un protocole d'acquisition économe en exposition et utilisant un filtre adapté. Elle est liée aussi à l'utilisation d'un champ d'acquisition conforme au diamètre de la structure examinée et au choix des fenêtres de travail assurant une bonne vision de la trame osseuse et une bonne discrimination des corticales. [8]

Les Critères importants en tomодensitométrie sont :

II.6.1 Résolution en densité

La résolution en densité ou en contraste représente la plus petite variation de contraste observable dans un milieu homogène. Elle se calcule avec la formule suivante :

$$\text{Contraste} = \left| \frac{UH_1 - UH_2}{UH_1 + UH_2} \right| \quad (\text{II.2})$$

Où UH_1 et UH_2 représentent la valeur UH de deux zones différentes.

En tomодensitométrie, le contraste descend jusqu'à 0,4 % et dépend très fortement des kV utilisés. Il augmente lorsque les kV diminuent. [15]

On peut améliorer le contraste d'une image, par l'utilisation d'une dose plus élevée, d'un filtre mou et la reconstruction d'images épaisses, on peut utiliser aussi des produits de contraste qui sont des médicaments utilisés en imagerie médicale pour faire apparaître les structures anatomiques spontanément peu visibles souvent en les opacifiant par rempli. Ils peuvent donc être administrés par plusieurs voies : intraveineuses, intra-artérielle, intra articulaire et orale. Les produits de contraste plus utilisés actuellement sont les produits de contraste iodés (PCI), puisque l'iode ($Z=53$) majore l'atténuation des rayons X essentiellement par effet photoélectrique.

II.6.2 Résolution spatiale

La résolution spatiale détermine la plus petite distance à partir de laquelle deux objets sont discriminés. D'une autre façon, on pourrait la définir comme la dimension du plus petit objet visible. Les principaux paramètres modifiables influençant la résolution spatiale sont : la valeur du FOV, les dimensions de la matrice, le filtre de convolution, les épaisseurs de collimation et de reconstruction. Pour améliorer la résolution spatiale par l'utilisation d'un filtre dur et des images fines. [15]

II.6.3 Résolution temporelle

La résolution temporelle représente la différence de temps séparant la première et la dernière projection acquise pour reconstruire l'image. Une définition spécifique existe pour l'acquisition cardiaque. Elle dépend de la vitesse de rotation. La résolution temporelle augmente avec la vitesse de rotation. [15]

II.6.4 Artefacts

En scanographie, le terme d'artefact est utilisé pour qualifier toute différence ou erreur entre les valeurs d'atténuation (dans l'image reconstruite) et le véritable coefficient d'atténuation de l'objet scanné. Elle correspond à des informations n'existent pas mais visibles sur l'image. Certains artefacts peuvent dégrader la qualité d'image. Les types d'artefacts pouvant apparaîtraient sur l'image sont les suivants :

II.6.4.1 Effet de volume partiel

Quand dans un voxel, coexistent deux structures de densités très différentes, la valeur Hounsfield calculée sera intermédiaire aux valeurs des deux structures et ne reflète pas exactement la nature de l'objet. Cet effet est donc plus marqué lorsque la coupe est épaisse et les milieux en contact très différents. [17]

La solution serait de diminuer l'épaisseur de coupe.

II.6.4.2 Durcissement du faisceau (beam hardening)

Le phénomène de durcissement du faisceau ou « beam hardening » provient du caractère polychromatique du spectre incident. Les rayons de basse énergie du faisceau sont absorbés plus rapidement que ceux de plus haute énergie lors de leur traversée de l'objet. De fait, l'énergie moyenne du rayonnement par photon directement transmis augmente lors de son parcours dans l'objet. On dit que le faisceau incident se durcit car la proportion de photons de basse énergie diminue. [18]

II.6.4.3 Artefacts métalliques

Les artefacts métalliques résultent d'objets métalliques au niveau de la zone irradiée.

Un objet métallique (plomb, balle, clip...) dans la coupe entraîne des altérations des mesures de densité. Ayant un coefficient d'absorption élevé, ces objets sont mal analysés par les détecteurs et l'ordinateur. L'artefact se traduit par une déformation de l'image, avec des zones noires ou très brillantes et des traits irradiants à partir de l'objet, il s'agit d'une « image en étoile » ou « beam-hardening ». [19] (figure II.12)

La solution serait de changer l'angle d'incidence pour exclure ce corps étranger.

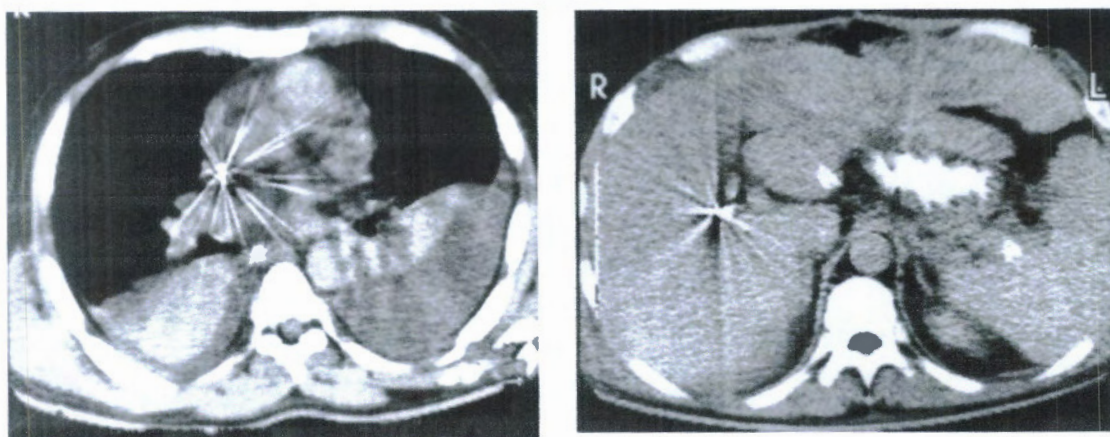


Figure II.12 : Image en étoile correspondant à un artefact métallique

II.6.4.4 Artefacts de mouvement du patient

Le mouvement (volontaire ou involontaire) du patient peut conduire à des artefacts de raies, à du flou ou à des zones d'ombre dans l'image reconstruite. Ces artefacts résultent de l'incapacité des algorithmes de reconstruction à résoudre le problème de l'inconstance de l'atténuation au cours de l'acquisition. En effet, s'il n'y a pas de mouvement du patient, chaque voxel obtenu correspond à une partie du volume exploré à un temps t . En revanche, si le volume exploré bouge durant l'acquisition, un voxel ne correspondra plus à une seule partie du volume à l'instant t , mais à une moyenne de plusieurs parties du volume. [20]

II.6.4.5 Artefact circulaire

Lors des mouvements circulaires du tube par rapport aux détecteurs, certains détecteurs défectueux peuvent donner des artefacts avec un aspect de stries concentriques sur l'image, ce qu'on nomme un artefact punctiforme dû au mouvement circulaire pouvant être pris pour une lésion.

II.7 Paramètres d'acquisition en scanographie

En scanographie, on peut citer plusieurs paramètres d'acquisition tel que la tension, l'intensité du courant appliquée, l'épaisseur de coupe, temps d'acquisition de chaque coupe ainsi que le pitch.

II.7.1 Tension

Il s'agit de la tension appliquée entre l'anode et la cathode du tube à rayons X, elle est exprimé en kV. Ce paramètre varie en fonction :

- du type d'examen à réaliser (un scanner d'os compact type sinus demande une énergie de faisceau, donc des kV, beaucoup plus élevés qu'un examen de tissus mous type abdomen).
- de la corpulence du patient, car pour obtenir une image, il faut que les RX soient efficaces et peu atténués par l'épaisseur traversée.

La dose délivrée étant proportionnelle au carré de la tension, la baisse des kV constitue en théorie le moyen le plus efficace de réduire l'irradiation, définie par la relation :

$$D = \frac{KV^2 \cdot I \cdot t}{d^2} \quad (\text{II.3})$$

Avec **D** la dose délivrée par le tube, **I** l'intensité en mA, **t** le temps d'irradiation en s et **d** la distance patient-tube en m.

II.7.2 Intensité (mA) et charge du tube (mAs)

L'intensité dans le tube à rayons X s'exprime en milliampères (mA). Mais en pratique, la grandeur utilisée est la charge du tube, exprimée en milliampères-seconde (mAs) qui régit la dose délivrée. Le temps de rotation correspond à la durée d'émission des rayons X par le tube, exprimée en s ou en ms.

$$mAs = mA \times \text{temps} \quad (\text{II.4})$$

II.7.3 Épaisseur de coupe

C'est l'épaisseur de la section « tranche » du patient ou du fantôme correspondant à une rangée de détecteurs à chaque rotation du tube, il est limité par la taille des détecteurs.

II.7.4 Temps de rotation du tube

L'ensemble tube-détecteur effectue une rotation de 360° autour du centre de la section examinée en un temps défini. Le temps de rotation permet d'obtenir un temps d'acquisition par coupe plus court d'environ 0.3 seconde pour les nouvelles machines.

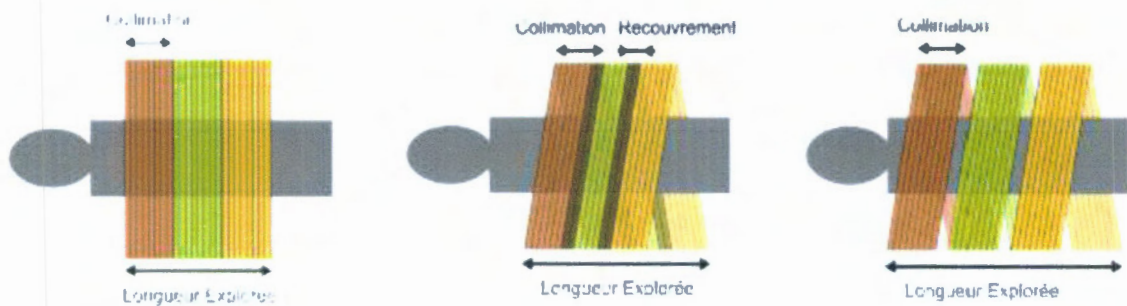
II.7.5 Pitch

Le pitch est défini comme étant le rapport entre le déplacement de la table durant une rotation (d) et la collimation du faisceau RX (c) (équation II.5). Le déplacement de la table durant une rotation (d) s'exprime comme le produit entre la vitesse de déplacement de la table (v) et le temps par rotation du tube RX (t) (équation II.6).

$$pitch = \frac{d}{c} \quad (II.5)$$

$$d = v \cdot t \quad (II.6)$$

Un pitch inférieur à 1 conduira à une superposition de deux rotations successives (figure 1.3b), alors qu'un pitch supérieur à 1 conduira à un espace entre deux rotations successives (figure 1.3c). Les constructeurs proposent certaines valeurs discrètes du pitch. Souvent il y en a une inférieure à 1 (pitch ≈ 0.5), une autour de 1 (pitch ≈ 0.95) et une supérieure à 1 (pitch ≈ 1.4).



(a) Mode axial

(b) Mode Hélicoïdal

(Pitch = 0.75)

(c) Mode Hélicoïdal

(Pitch = 1.25)

Figure II.13 : Parcours du tube RX autour du patient pour différents modes

II.7.6 Collimation

Ce sont des collimateurs placés à la sortie du tube, ils limitent le faisceau d'irradiation au champ choisi. Elle s'exprime en multiples de l'épaisseur de détection sélectionnée, selon le nombre de détecteurs couplés par exemple une collimation de 20 mm correspond à $16 \times 1,25$ ou $8 \times 2,5$. [21] La différence réside alors principalement dans l'épaisseur minimale de coupe qui peut être reconstruite. Elle détermine l'épaisseur nominale de coupe en acquisition monocoupe. Elle peut varier de 1 à 10 mm.

En scanner multicoupes, la collimation varie en fonction du nombre et des épaisseurs de coupe disponibles.

II.7.7 Champ de vue (FOV = Field Of View)

Le champ de vue c'est le champ d'acquisition (ouverture du collimateur primaire selon l'axe X). Il est exprimé par leur diamètre en cm ou mm.

II.7.8 Épaisseur de reconstruction (Reconstruction index)

Il influe sur le bruit de l'image. Le bruit caractérise les fluctuations du signal lors de l'acquisition d'une image d'un objet homogène. Le bruit est défini comme la racine carrée du nombre N de photons par pixel. Avec la technologie multibarrettes, la tendance naturelle des utilisateurs est de réduire l'épaisseur de coupes à l'acquisition mais également en reconstruction primaire. Le bruit est inversement proportionnel à l'épaisseur de coupe de reconstruction.

II.8 Conclusion

Dans ce chapitre, nous avons parlé sur le scanner qui est utilisé pour obtenir des images qui permettent au corps médical d'explorer les différentes parties internes du corps humain à la recherche d'anomalies ou de maladies qui étaient invisibles jadis. Toutefois, il est à noter que malgré les avantages de l'utilisation de cet appareil qui sont impressionnants, celui-ci présente des risques de danger sur le corps humains si ce dernier est exposé plusieurs fois aux rayons X de cet appareil.



Dosimétrie

Chapitre III

III.1 Introduction

L'environnement et l'homme sont exposés en permanence à des rayonnements (ionisants ou non ionisants) provenant de source multiples, soit des sources naturelles (des sources d'exposition d'origine cosmique ou terrestre), ou bien des sources de rayonnement artificielles créés par l'homme à des fins médicales, industrielles ou au dévers domaines. Le risque lie à ces expositions est augmenté proportionnellement à la dose délivrée par les rayonnements. [22]

Le but de la dosimétrie est d'étudier la quantité de rayonnement absorbée par la matière dans le but d'évaluer son effet sur les tissus sains et les tissus malades en radiothérapie, l'effet des rayonnements X utilisés en radiodiagnostic, l'exposition des personnels médicaux et les normes de protection (radioprotection). [14]

L'inconvénient majeur de ce type d'imagerie est l'utilisation de rayonnements ionisants pour obtenir une image. En effet, les photons en interagissant avec la matière, lui cède de l'énergie. Ce dépôt d'énergie peut conduire à des dommages aux tissus.

La distribution de la dose dans le patient en scanographie est complètement différente de celle en radiologie conventionnelle. En radiologie conventionnelle, la dose diminue progressivement de l'entrée à la sortie des rayons X et caractérisée par un fort gradient de dose à travers le patient. Dans le cas de la scanographie, un gradient de dose radial symétrique est créé résultant de la rotation continue du patient (figure III.2). [23]

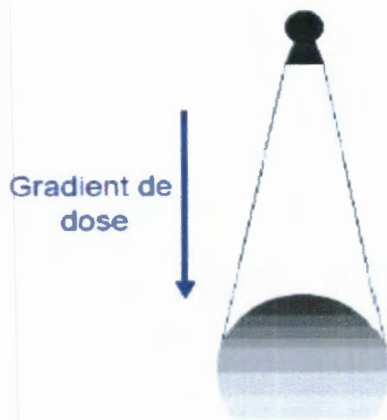


Figure III.1 : *Distribution de dose en radiographie*

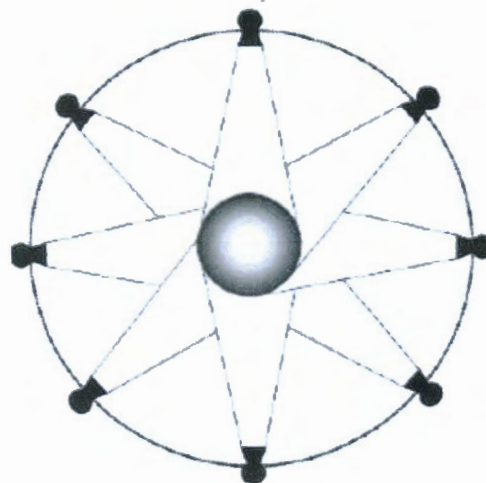


Figure III.2 : *Distribution de dose en scanographie*

Nous rappellerons dans cette partie les principales grandeurs dosimétriques et les principales grandeurs dosimétriques spécifiques à la scanographie.

III.2 Dosimétrie absolue

Pour quantifier le transfert d'énergie, il faut d'abord définir la fluence de particule Φ , la fluence énergétique (Ψ) ainsi que leur débit associé en chaque point du milieu considéré. La fluence Φ exprimée en m^{-2} , est définie comme étant le rapport du nombre de particule dN dans un volume sphérique sur la surface ds d'un grand cercle de la sphère (équation III.1), tandis que la fluence énergétique exprimée en $J.m^{-2}$, tient compte de l'énergie de chacune des particules incidentes (équation III.2). Ces deux grandeurs caractérisent le faisceau, elles ne permettent pas de prédire l'effet de rayonnements sur la matière vivante. [24]

$$\Phi = \frac{dN}{ds} \quad (III.1)$$

$$\Psi = \sum_i \frac{dN_i \cdot E_i}{ds} \quad (III.2)$$

III.2.1 Exposition

L'exposition représente le rapport du charge électrique créée dans l'air lors de l'irradiation par unité de masse.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (III.3)$$

dQ : représente la charge unitaire en C.

dm : représente la masse unitaire en Kg.

L'unité de l'exposition est le Röntgen (R), bien que l'unité de système international soit :

$2,5 \cdot 10^{-4} C. Kg^{-1}$, avec $1R = 2,58 \cdot 10^{-4} C. Kg^{-1}$. [25]

III.2.2 Kerma

Le terme kerma est l'acronyme anglais de « Kinetic Energy Released in MAterial » (énergie cinétique libérée par unité de masse). C'est le quotient de la somme des énergies cinétiques initiales dE_{tr} de toutes les particules chargées mise en mouvement par les particules non chargées dans les éléments de matière de masse dm :

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{III.4})$$

L'unité du kerma est le Gray (Gy) ou joule par kilogramme (J / kg).

III.2.3 Dose absorbée

La dose absorbée D correspond à la quantité d'énergie moyenne dE déposée dans la matière de masse dm . La dose absorbée est donc donnée comme suit :

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (\text{III.5})$$

L'unité de dose absorbée est le Gray (Gy).

Le kerma et la dose absorbée sont deux notions différentes. Ils ne tiennent pas compte des mêmes phénomènes. Le kerma quantifie la valeur moyenne de l'énergie transférée sans tenir compte du devenir de la particule secondaire après le transfert d'énergie. Tandis que la dose absorbée quantifie l'énergie moyenne absorbée localement. [24]

III.2.4 Dose équivalente H_T

La dose équivalente prend en compte la nature du rayonnement. Pour une même dose absorbée, l'effet biologique d'une irradiation se diffère selon la nature du rayonnement. [8] Elle est égale à la dose moyenne absorbée par un organe (D) multipliée par un facteur de pondération spécifique pour chaque type de rayonnement (W_R). Donc la dose équivalente est donnée par la relation suivante :

$$H_T = W_R \cdot D \quad (\text{III.6})$$

L'unité de la dose équivalente exprimée en sievert (Sv).

Le tableau suivant représente le facteur de pondération qui caractérise chaque type de rayonnement :

Tableau III.1 : Valeurs de facteur de pondération radiologique W_R [26]

Rayonnement et gamme d'énergie		Facteur de pondération radiologique W_R
Photons, toutes énergies		1
Electrons, toutes énergies		1
Neutrons	$E < 10 \text{ keV}$	5
	$10 \text{ keV} < E < 100 \text{ keV}$	10
	$100 \text{ keV} < E < 2 \text{ MeV}$	20
	$2 \text{ MeV} < E < 20 \text{ MeV}$	10
	$E > 20 \text{ MeV}$	5
Protons, autres que les protons de recul, d'énergie $> 2 \text{ MeV}$		5
Particules α , fragments de fission, ions lourds		20

III.2.5 Dose efficace E

La dose efficace est la dose équivalente mesuré pour détermine la sensibilité de différents tissus au rayonnement. [27] Elle permet d'estimer l'ordre de grandeur du risque de l'exposition aux radiations ou à l'examen réalisé. Donc la dose efficace est donnée comme suit :

$$E = \sum H_T * W_T \quad (\text{III.7})$$

W_T : le facteur de pondération dépend de type de l'organe.

L'unité utilisée pour exprimer la dose efficace est également le sievert (Sv).

La dose efficace varie considérablement d'une région anatomique à l'autre et permet de mieux hiérarchiser le risque radiobiologie en fonction du type de l'examen réalisé. Le tableau suivant représente la radiosensibilité de différentes tissus et organes. [8]

Tableau III.2 : Valeurs de facteur de pondération tissulaire W_T [28]

Tissu Ou Organe	W_R
Gonades	0.20
Moelle Osseuse	0.12
Colon	0.12
Poumons	0.12
Estomac	0.12
Vessie	0.05
Seins	0.05
Foie	0.05
Œsophage	0.05
Thyroïde	0.05
Peau	0.01
Surface Osseuse	0.01
Autre	0.05
Total	1

III.3 Grandeurs dosimétrique spécifique à la scanographie

En imagerie scanographique, des estimateurs spécifiques ont été mis en place pour caractériser l'exposition : l'indice de dose de scanographie (IDS), CTDI en anglais (Computed Tomography Dose Index), et le produit dose longueur (PDL), DLP en anglais (Dose Length Product).

III.3.1 Indice de dose de scanographie(IDS) / Computed Tomography Dose Index (CTDI)

Le CTDI est un indice d'exposition quantifiant la dose délivrée en fonction des paramètres pour une coupe. [29] L'indice de dose scanographie est l'intégrale du profile de dose $D(z)$, calculée le long de l'axe (z) représentant l'axe de rotation du scanner, pour une rotation unique du tube de 360° , divisée par le nombre de coupes N obtenu pour une rotation unique du tube de 360° et la largeur nominale des coupes T :

$$CTDI = \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{D(Z)}{N \times T} dz \quad (III.8)$$

L'indice de dose de scanographie est exprimé en mGy.

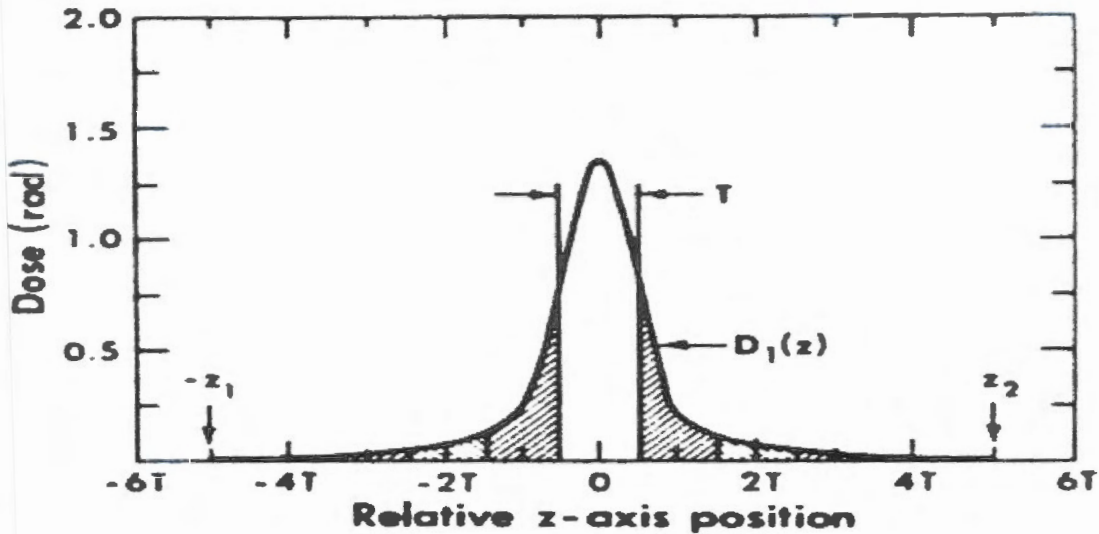


Figure III.3 : Schématisation de l'IDS (ou CTDI). La zone hachurée représente la fraction de dose ne contribuant pas à la formation de l'image, mais absorbée par le patient. Cette dose est prise en compte dans la valeur du CTDI, représentée par la surface du rectangle (égale à la surface sous la courbe de profil de dose)

III.3.2 Indice de Dose de Scanographie sur 100 mm (IDS_{100mm}) / Computed Tomography Dose Index ($CTDI_{100}$)

En pratique le CTDI est mesuré dans l'air ou dans un fantôme à l'aide d'une chambre d'ionisation type "crayon" ayant un volume sensible de 100 mm de long, d'où l'appellation $CTDI_{100}$ exprimé en terme de dose absorbée dans l'air :

$$CTDI_{100} = \int_{-50}^{+50} \frac{D(Z)}{N \times T} dz \quad (III.9)$$

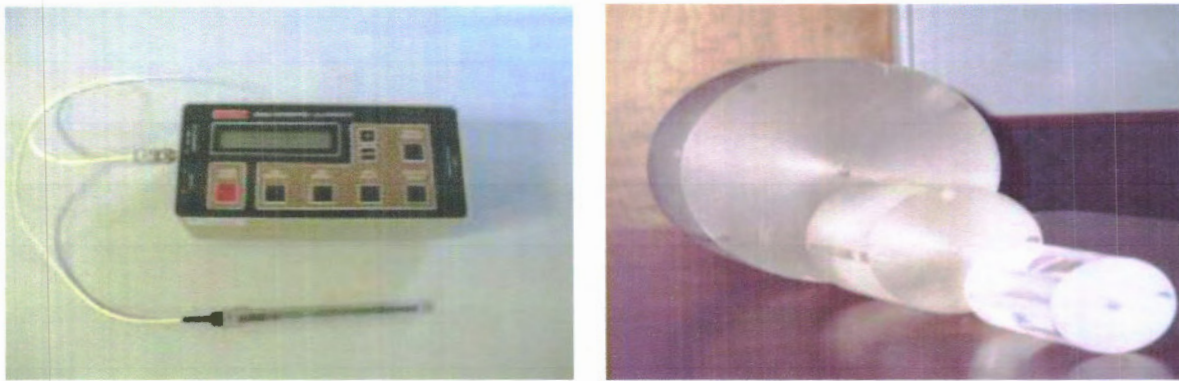


Figure III.4 : *Chambre d'ionisation« crayon » de 100 mm et son électronique et des fantômes (32 cm, 16 cm, 10 cm)*

Le CTDI mesuré dans l'air, $CTDI_{100, \text{air}}$ est un indicateur dosimétrique de l'installation et ne représente pas la dose délivrée au patient. Pour déterminer cette dernière, il faut mesurer le CTDI dans un fantôme. Ce fantôme consiste en un cylindre de PMMA (Polyméthacrylate de méthyle), soit de 16 cm de diamètre pour simuler la tête ou de 32 cm de diamètre pour simuler le corps entier. [30] $CTDI_C$ et $CTDI_P$ sont définis respectivement comme étant les valeurs CTDI mesurées avec un dosimètre de chambre à crayon placée au centre et à la périphérie de fantôme PMMA.

La figure (III.5) montre des espaces aménagés au centre et en périphérie du fantôme permettant de réaliser deux types de mesure.

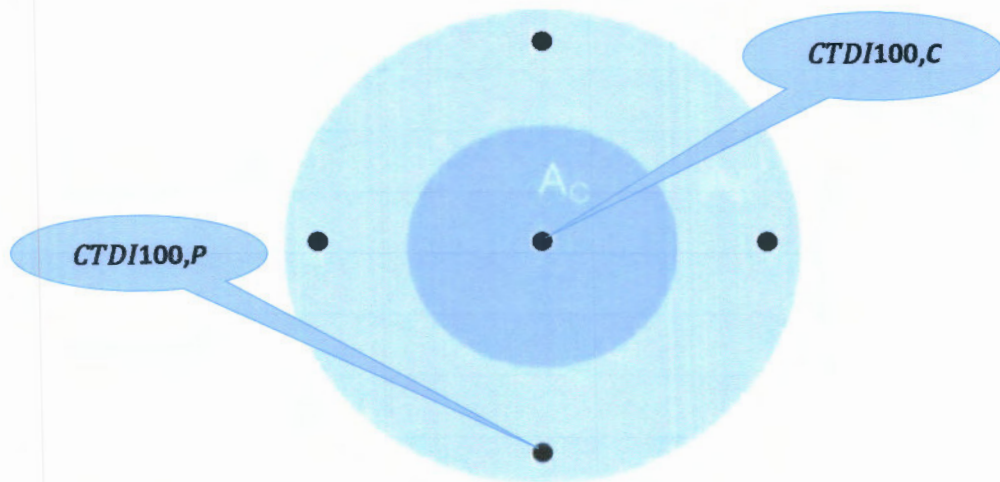


Figure III.5 : *Fantôme en PMMA montrant les différentes positions de mesure par la chambre crayon*

III.3.3 Indice de Dose de Scanographie Pondéré (IDSP) / Weighted Computed Tomography Dose Index (CTDI_w)

Le CTDI_w prend en compte la variation de dose dans la coupe. Son calcul intègre le fait que les doses absorbées en périphérie et au centre du volume irradié et est égal à :

$$CTDI_w = \frac{1}{3} CTDI_{100,C} + \frac{2}{3} CTDI_{100,P} \quad (III.10)$$

Avec :

CTDI_{100,C} = indice de dose scannographique pondéré centrale.

CTDI_{100,P} = indice de dose scannographique pondéré périphérique.

Unité pratique de l'indice de dose de scanographie pondéré est : mGy.

Remarque : les différents indicateurs CTDI peuvent être normalisés par 100 mAs. Dans ce cas un indice n précède CTDI (exemple : $nCTDI_{100,air}$).

$$nCTDI_w = \frac{CTDI_w}{mAs} \times 100 \quad (III.11)$$

III.3.4 Indice de Dose de Scanographie Volumique (IDSV) / Volume Computed Tomography Dose Index (CTDI_{vol})

Le CTDI volumiques est l'indicateur présent sur tous les scanners les plus récents. Il prend en compte le CTDI_w et le « pitch » (le rapport entre le déplacement de la table et la collimation du faisceau) de la séquence d'acquisition :

$$CTDI_{vol} = \frac{CTDI_w}{pitch} \quad (III.12)$$

Unité pratique de l'indice de dose de scanographie volumique est : mGy.



III.3.5 Produit dose longueur (PDL)

Le produit dose-longueur (PDL) représente la dose absorbée (en milligrays) par la longueur de l'organe exploré (en cm). Il s'exprime en milligray centimètre (mGy.cm). Il caractérise l'exposition associée à un examen scanographique complet. [31]

Le PDL se calcule grâce à la formule suivante :

$$PDL = CTDI_{vol} \times L \quad (III.13)$$

Cette grandeur prend en compte l'ensemble des séquences i d'un examen, la longueur du volume irradié à chaque séquence et la grandeur dosimétrique pondérée propre à chaque séquence, ${}_nCTDI_w$.

• **En mode séquentiel :**

$$PDL = \sum_i ({}_nCTDI_w)_i \cdot n_i \cdot T_i \cdot \left(\frac{mAs_i}{100}\right) \quad (III.14)$$

Où :

n_i : nombre de coupes dans la séquence i .

T_i : largeur des coupes de la séquence i .

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

${}_nCTDI_w$: l'indice de dose pondéré et normalisé par rapport à 100 mAs.

• **En mode hélicoïdal :**

$$PDL = \sum_i ({}_nCTDI_w)_i \cdot \frac{1}{pitch_i} \cdot L_i \cdot \left(\frac{mAs_i}{100}\right) \quad (III.15)$$

Où :

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

L_i : largeur de collimation de la séquence i .

mA_i : nombre de mA de la séquence i .

${}_nCTDI_w$: l'indice de dose pondéré et normalisé par rapport à 100 mAs.

Remarque : la dose efficace peut être calculée de façon simplifiée à partir du produit dose longueur en le multipliant par un facteur de conversion (Epdl) qui varie selon la zone anatomique.

$$E = E_{pdl} \times PDL \quad (\text{III.16})$$

Tableau III.3 : Valeurs de coefficient de conversion en scanographie [24]

Région anatomique	Facteurs de conversion EPDL (mSv mGy-1 cm-1)				
	<1 année	1 année	5 ans	10ans	Adulte
Tête et cou	0.013	0.085	0.0057	0.0042	0.0031
Tête	0.011	0.067	0.0040	0.0032	0.0021
Cou	0.017	0.012	0.011	0.0079	0.0059
Thorax	0.039	0.026	0.018	0.013	0.014
Abdomen et pelvis	0.049	0.030	0.020	0.015	0.015

III.4 Niveaux de référence diagnostique

Le concept de niveau de référence diagnostique (NRD) introduit dans la CIPR 73 « Protection et sûreté radiologique en médecine » est spécifique aux expositions médicales. Dans ce domaine, en effet, l'un des trois principes de la radioprotection, la limitation réglementaire des doses, ne peut s'appliquer comme pour les expositions professionnelles et publiques. Les niveaux de référence ne sont ni des « limites de dose », ni des « doses optimales », ce sont des outils pour l'optimisation.

Ils sont établis pour des examens standardisés et des patients types, et ne devraient pas être dépassés sans justification, pour des procédures courantes. Les NRD sont des indicateurs

dosimétriques de la qualité des pratiques destinés à identifier les situations nécessitant une action corrective. [32]

En scanographie, les NRD sont des valeurs de l'indice de dose scanographie (CTDI) et le produit dose longueur (PDL) fixées et mesurées pour différents types d'examen sur des groupes des patients ou des fantômes, à fin d'aider les praticiens à réaliser une pratique scanographie bien optimisée.

Dans l'arrêté du 24 octobre 2011, les NRD sont fixés chez l'adulte (tableau III.4) et chez l'enfant (tableau III.5) pour quelques examens d'imagerie scanographique courants.

Tableau III.4 : Niveau de référence en scanographie chez l'adulte pour une acquisition

Examen	CTDI _{vol} en mGy	PDL en mGy.cm
Encéphale	65	1050
Thorax	15	475
Thorax-abdomen-pelvis	20	1000
Abdomen-pelvis	17	800
Rachis lombaire	45	700

Tableau III.5 : Niveau de référence en scanographie pédiatrique pour une acquisition [33]

Examen	Poids 10 Kg (1 an)		Poids 20 Kg (5ans)		Poids 30 Kg (10 ans)	
	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP	CTDI _{vol}	DLP
	Encéphale	30	420	40	600	50
Massif facial	25	200	25	275	25	300
Rochers	45	160	70	280	85	340
Thorax	3	30	4	65	5	140
Abdomen-pelvis	4	80	5	120	7	245

III.5 Conclusion

La dosimétrie consiste à mesurer ou à estimer des doses de rayonnement et attribuer ces doses à des personnes. Dans ce chapitre, nous rappelons les principales grandeurs dosimétriques et celles spécifiques à la scanographie.

Résultats et discussion

Chapitre IV

IV.1 Introduction

En imagerie scanographique, et plus généralement pour tout type d'examen utilisant les rayonnements ionisants, chaque examen respectant le compromis bénéfice/risque, est réalisé en suivant le principe ALARA ("As Low As Reasonably Achievable"). Ce dernier stipule que la dose reçue par le patient doit être la plus basse possible, mais que la qualité de l'image doit rester acceptable pour le praticien.

Toute optimisation en imagerie scanographique repose sur ce principe. Les paramètres d'influence (tension, courant, pitch, ...) sur la dose et sur la qualité de l'image sont bien connus, mais le problème majeur réside dans le fait qu'en optimisant un paramètre dans le but de réduire la dose, la qualité de l'image se dégrade, il faut donc toujours faire un compromis entre réduire la dose et conserver une "bonne" qualité de l'image.

Le but de notre travail est de mener une étude comparative entre les doses délivrées aux patients en mode manuel et en mode automatique d'acquisition à l'aide d'un scanner Hitachi Eclos multi détecteurs (16).

Pour cette étude, on a fait un stage pratique au sein du service d'imagerie médicale (salle de scanner) à l'EPH Mohammed Saddik Ben Yahia de Jijel, alors il est primordial de préciser le lieu où se déroule notre stage.

IV.2 Présentation du milieu de stage

Le service d'imagerie médicale de l'hôpital de Jijel est situé au niveau du bloc technique qui comprend les urgences, la réanimation, le laboratoire central, et le service d'imagerie médicale, ce dernier est composé de deux parties : l'unité de radiologie et l'unité de tomodensitométrie.

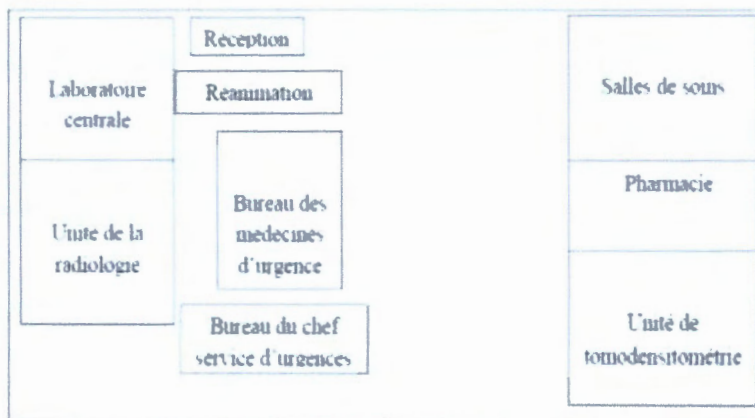


Figure IV.1 : Plan structurel des urgences de l'EPH de Jijel

IV.2.1 Unité de la radiologie

Le service de la radiologie vient d'être doté d'un matériel de haute technologie, pas mal de moyens d'explorations ont permis de modifier la qualité d'image et de faciliter le travail des manipulateurs. Ce dernier comprend : Vestiaire, Chambre de garde, Salle de numérisation, Salle de mammographie, Salle de l'échographie et deux Salles de radiologie.

IV.2.2 Unité de tomодensitométrie

L'unité de tomодensitométrie de l'EPH du Jijel (70.5 m²) fonctionne avec une équipe composée de : un médecin radiologue, dix-sept manipulateurs, neuf manipulateurs et huit manipulatrices, un informaticien, deux secrétaires. Ce dernier comprend :

- La salle d'examen (28 m²).
- La salle de commande ou console (19 m²).
- La salle de préparation du malade (13 m²).
- Les toilettes (5 m²).
- L'installation du générateur (5,5 m²).

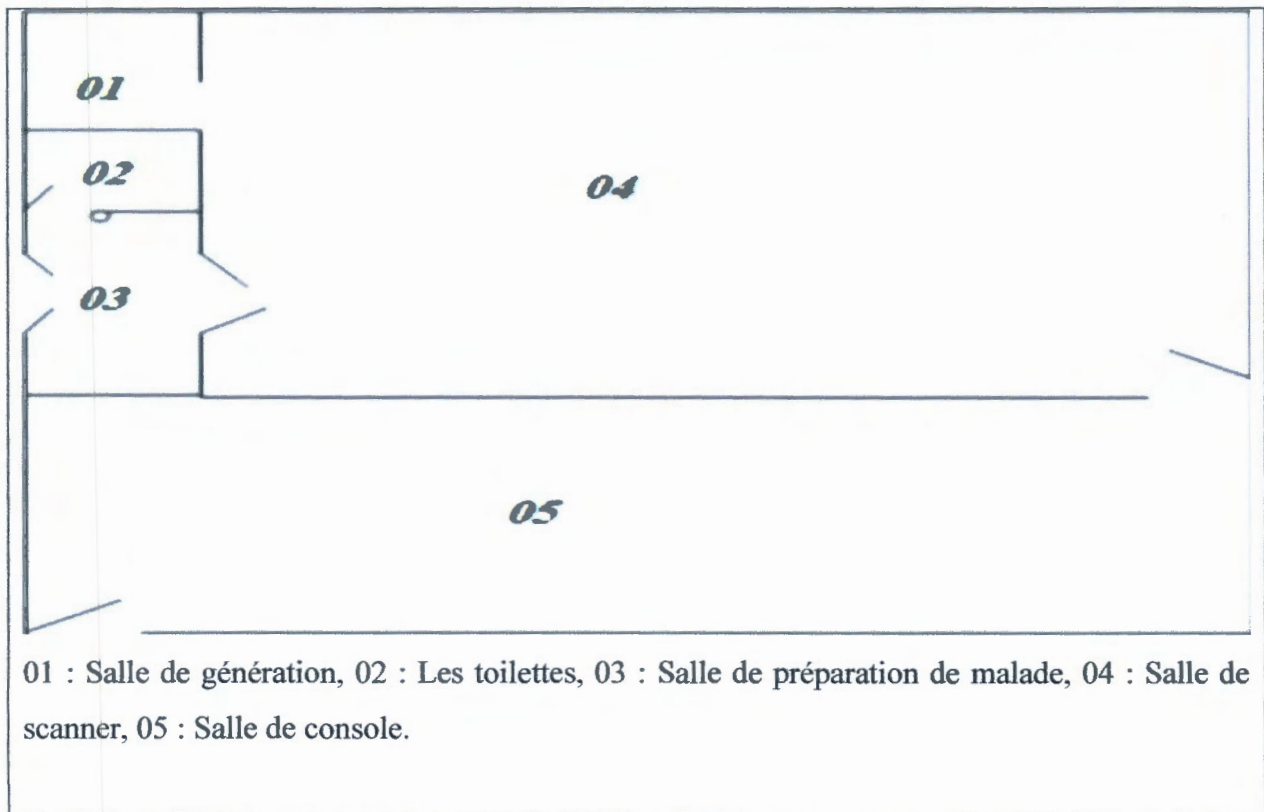


Figure IV.2 : Plan structurel de l'unité de la tomодensitométrie de l'EPH de Jijel [01]

IV.3 Scanner : Détails techniques

Le scanner est de marque HITACHI ECLOS avec une détection de 16 barrettes, Tube à rayons X : générateur 48 KW, temps minimal de balayage 0,8 sec, champ de vision maximal de 500 mm, reconstruction d'images en temps réel (inférieur à 1 s).

L'acquisition hélicoïdale permet l'exploration d'un volume, grâce à la rotation continue du tube autour du lit en déplacement, pendant l'acquisition des données brutes, sa console communique avec deux unités DICOM et une imprimante FUJIFILM (DRY pix 7000).



Figure IV.3 : *Scanner Hitachi Eclos*

Ce scanner a plusieurs accessoires :

- **Un injecteur automatique :** de marque MEDRAD qui porte deux seringues : une pour le PC (produit de contraste) et l'autre pour le sérum salé. Il est utilisé pour obtenir un Angio scanner, ce dernier requiert un volume ainsi qu'un débit d'injection important de produit de contraste. De plus, il est nécessaire de coupler le déclenchement de l'acquisition des images avec l'arrivée du produit de contraste (mode PREDICT).

Seule l'utilisation d'un injecteur automatique couplé au scanner permet :

- L'optimisation de la technique.

- D'injecter le produit à un fort débit.
- Une reproductibilité optimisée de l'injection.
- De limiter le risque de l'exposition des manipulateurs en électroradiologie aux rayonnements.



Figure IV.4 : *Injecteur automatique et sa console*

- Une armoire pour les produits pharmaco-chimiques comme :
 - Les produits de contraste de type ioniques : TELEBRIX ou HEXABRIX ; ou non ioniques : ULTRAVIST.



Figure IV.5 : *Produits de contraste iodés*

Le sérum salé, source d'oxygène et certains médicaments.

- Deux chariots :
 - L'un qui porte : Les compresses ; les gants ; les bavettes ; l'alcool ; sparadrap ... ;
 - L'autre qui porte le matériel nécessaire pour faire un examen APC (avec produit de contraste).
- Une blouse plombée d'une épaisseur de 0.5 mm ; une minerve plombée.
- Des moyens de contention : pour la réalisation de certains examens tomodensitométriques.
- Il existe d'autres matériels : les seringues pour l'injecteur automatique, les seringues de : 50cc ; 10cc ; 5cc ; un négatoscope et les produits d'hygiénique (savon,..).

IV.4 Modes automatiques dans les scanners

Au cours des dernières années, il y a eu un intérêt croissant d'ajouter le contrôle automatique de l'exposition (AEC) aux systèmes de la scanographie pour optimiser les examens tomodensitométriques. AEC est une technique qui effectue une modulation automatique du courant du tube dans le plan x-y appelée modulation angulaire, qui est basée sur une évaluation du bruit quantique à partir des projections acquises sur une rotation du statif de 180°. Suite à cette évaluation, le système va adapter le courant sur les 180° suivant. Le courant est donc ajusté en fonction des mesures effectuées au cours de l'acquisition. Le long de la direction de balayage (axe z) qui appelée modulation longitudinale, elle est fondée sur l'étude de l'atténuation sur un topogramme avec une modulation dans l'axe Z de déplacement de la table, ou les deux (modulation combinée) .Aujourd'hui, pratiquement tous les systèmes CT sont livrés avec des systèmes AEC fonctionnant avec une modulation de courant de tube en trois dimensions. Chacun de ces systèmes a des spécifications différentes et fonctionne un peu différemment. Cependant, leur principe primordial est de gérer la qualité d'image requise et la dose de rayonnement dans une manière en adaptant le courant du tube à la forme, la taille et l'atténuation du patient.[34]

- **Chez Phillips**, l'Automatic Current Setting ou ACS incluant la technique Z-Dose-Modulation est ajoutée dans le système de réduction de dose « Dose-Right ». Cette technique va proposer des mAs à l'opérateur afin d'avoir un bruit quasi identique à un niveau de référence prédéfini dans le département de radiologie. Avec ce mode la console affichera des valeurs de $CTDI_{vol}$ avec ou sans l'utilisation de la modulation. [35]
- **Toshiba** a développé Sure exposure 3D qui est un système de modulation dans l'axe Z. Il évalue automatiquement l'épaisseur de coupe, pitch, les effets du kV, et l'algorithme sur le

niveau de bruit. Il sélectionnera ensuite le courant du tube en fonction du niveau de bruit sélectionné parmi 4 possibilités.

- **Le système CARE Dose-4D (Siemens)** est un système de modulation angulaire qui combine deux actions : une première qui va procéder à un ajustement en se basant sur l'absorption mesurée sur un seul topogramme et sur la taille du patient. Le mA maximal de chaque coupe sera déterminé lors de cette étape. La seconde en fonction des différentes régions traversées va procéder à un ajustement en temps réel basé sur l'atténuation du faisceau de RX. On aura alors une variation des mA de 500 mA à 30 mA.

Wang et al ont montré que l'utilisation de cette technique autorisait une réduction de dose de l'ordre de 10 et 60 %, en fonction de la région examinée et du morphotype du patient.[36]

IV.5 Mode intelligent « intelli EC mode » et le mode manuel dans le scanner Hitachi Eclos

Le scanner Hitachi Eclos a deux modes différents pour délivrer la dose aux patients : le mode intelligent « intelli EC mode » et le mode manuel.

IV.5.1 Intelli EC - Modulation mA 3D

Intelli EC est la fonctionnalité de contrôle automatique de l'exposition dans le scanner utilisant l'écart type SD (Standard Deviation) pour moduler le courant de tube à RX en trois dimensions. L'utilisation d'Intelli EC permet de contrôler la qualité de l'image et la dose de rayonnement pour les patients individuels à un niveau optimal par l'opérateur.

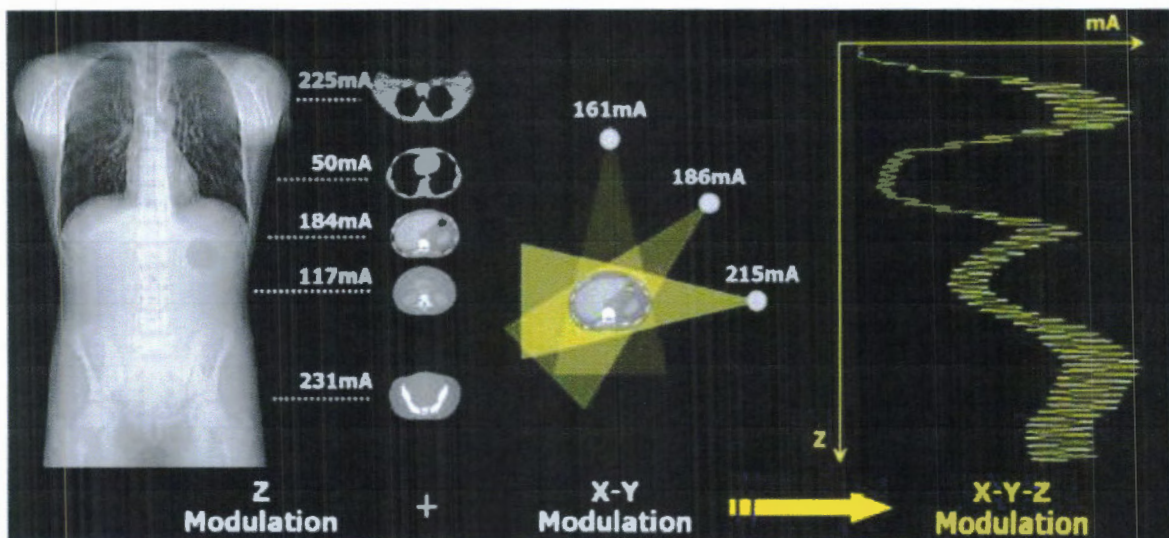


Figure IV.6 : *Intelli EC module le courant du tube dans les trois dimensions pour obtenir la qualité d'image souhaitée aux niveaux de dose les plus bas*

Le contrôle automatique d'exposition Intelli EC assure la cohérence de la qualité d'image nécessaire pour fournir la meilleure qualité d'image de diagnostic tout en minimisant la dose de rayonnement en 3D pour le patient. Lorsque les paramètres de numérisation changent, le système contrôle le tube courant pour atteindre le niveau d'image de diagnostic demandé sur une base image par image. Intelli EC est exécuté par les utilisateurs avec la sélection d'un écart type (SD) approprié au diagnostic pour les valeurs de pixels dans l'image. Le numéro SD choisi la qualité d'image requise et l'Intelli EC détermine le courant du tube nécessaire pour atteindre le niveau SD sélectionné par l'utilisateur. Intelli EC module dans le sens longitudinal et dans le plan de balayage pour atteindre l'exposition du rayonnement minimum nécessaire, afin de fournir la meilleure qualité d'image diagnostique tout en minimisant la dose de rayonnement pour le patient, soigneusement planifiée, les protocoles de numérisation doivent être adaptés à la taille et la forme du patient spécifique. Le numéro SD se note σ , il se calcule avec la relation suivante :

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=2}^n UH_i - \overline{UH}}{n - 1}} \quad (IV.1)$$

Où UH_i représente la valeur du pixel et \overline{UH} la valeur moyenne des pixels dans la région d'intérêt.

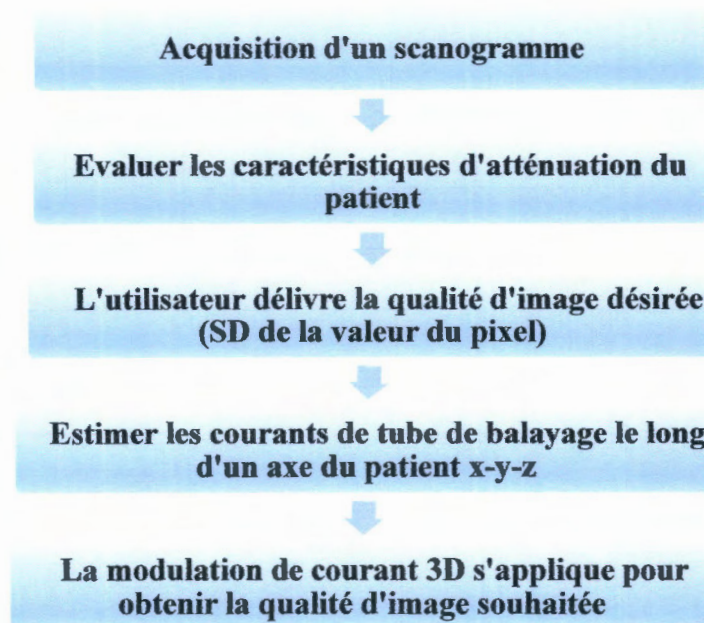


Figure IV.7 : Processus d'Intelli EC pour calculer le courant du tube radiogène

❖ Réduction de dose dans l'Intelli EC

La réduction de dose obtenue avec l'utilisation du mode intelligent a été déterminée par rapport à la dose administrée par le mode intelligent inactif. Les économies de dose ont varié d'environ 35% à 60%, en fonction de mode intelligent et les paramètres d'acquisitions. Les détails de la dose de rayonnement ont été obtenus pour chaque valeur CT à partir des informations d'image DICOM. La réduction de dose (RD) a été calculée à partir de produit dose longueur (PDL) [35], en utilisant l'équation suivant :

$$RD(\%) = \frac{PDL_{intelli\ EC\ off} - PDL_{intelli\ EC\ on}}{PDL_{intelli\ EC\ off}} \times 100 \quad (IV.2)$$

IV.5.2 Mode manuel (Intelli EC off)

Dans ce mode, les paramètres d'acquisitions sont adaptés manuellement selon des protocoles pré établis qu'on va choisir pour l'examen.

Ce mode ne prend pas en compte les variations morphologiques des patients et les paramètres d'acquisition peuvent être modifiés par les manipulateurs ou le médecin radiologue suivant le contexte et les objectifs cliniques.

IV.6 Paramètres d'acquisition disponibles sur le scanner étudié

Les paramètres d'acquisition disponibles dans l'installation scanographique sont regroupés dans le tableau IV.1.

Tableau IV.1 : Paramètres d'acquisition affichés sur la console

Paramètres d'acquisition	Hitachi Eclos 16
Tension (kV)	100,120, 130
Courant (mA)	10,25,50,75,100,120,150,175,200,225,250,275,300,350,400
Temps d'une rotation(s)	0.5, 1, 1.5

Collimation (mm)	0.625×8, 0.625×16, 1.25×16
Epaisseur de coupe (mm)	0.625, 1.25, 2.5, 3.75, 5
Pitch	0.5625, 0.9375, 1.0625, 1.3125, 1.5625, 1.6875
Reconstruction Index (mm)	2.5-5
FOV (mm)	220-500

IV.7 Grandeurs dosimétriques disponibles sur la console

Dans tous les scanners actuels, les valeurs de l'indice de dose pondéré ou volumique et le PDL sont affichées sur la console. Ces grandeurs nous permettent d'estimer la dose délivrée au patient. On a prélevé les grandeurs disponibles sur notre appareil Hitachi illustrées dans la figure ci-dessous :

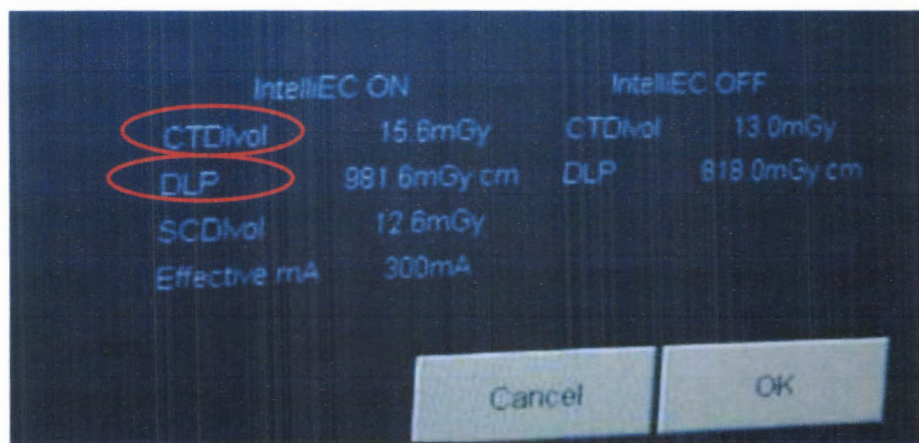


Figure IV.8 : $CTDI_{VOL}$ et le PDL affichés sur la console

- Exemples des paramètres d'acquisition et les grandeurs dosimétriques pour une tomодensitométrie Thoraco-abdomino-pelvienne (TAP) :

Scan Type	Tube Voltage	Tube Current	Scan Time	Thickness	Collimation	Table Pitch	Recon. Index	FOV
Volume	120 kV	250 mA	0.8 s	3.75 mm	1.25 X 16	-1.31	2.5 mm	405 mm

Figure IV.9 : Paramètres d'acquisition affichés sur la console pour un examen TAP

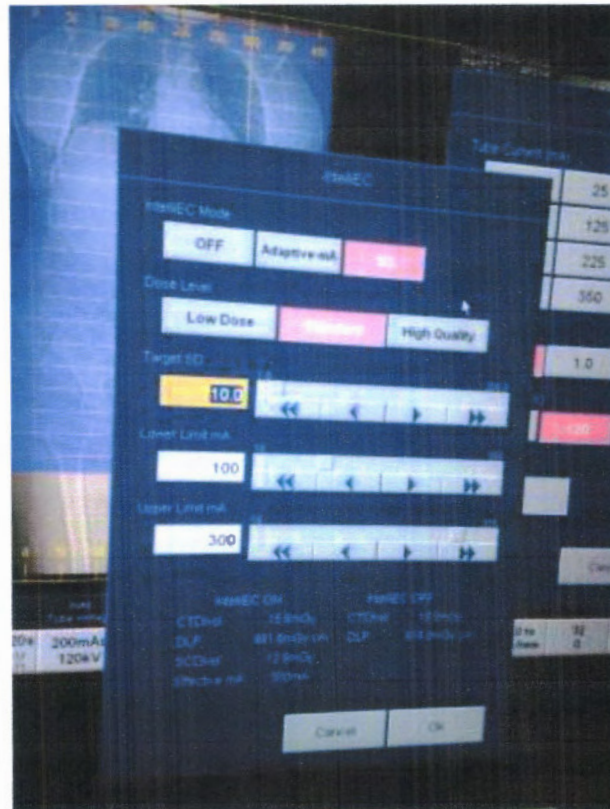


Figure IV.10 : $CTDI_{VOL}$ et le PDL pour un examen TAP

IV.8 Paramètres influençant le mode intelli EC : Indice de masse corporelle (IMC)

Le mode automatique de contrôle de dose a pour but de réduire au maximum la dose délivrée aux patients sans altérer la qualité d'image.

Ce mode est essentiellement influencé par la structure anatomique des patients c'est-à-dire la corpulence.

Cette structure anatomique varie d'un patient à un autre et pour le même patient d'un organe à autre.

Donc, on va essayer de quantifier les variantes anatomiques en utilisant l'indice de masse corporelle (IMC).

L'IMC (Indice de Masse Corporelle) est un marqueur habituellement utilisé dans la surveillance de l'obésité en raison de sa relation avérée sur la mortalité. Il est permet d'estimer la quantité de masse grasse de l'organisme à partir du poids et de la taille, et de déterminer la corpulence d'une personne. Il se calcule avec une formule mathématique simple :

$$IMC = \frac{\text{poids}}{\text{taille}^2} \quad (\text{IV.3})$$

L'unité de l'IMC est : Kg/m².

L'interprétation de cette formule est applicable chez l'adulte de 18 à 65 ans. Elle n'est pas valable chez l'enfant, la femme enceinte ou certaines personnes très musclées.

Le tableau ci-dessous donne les classifications des personnes selon l'IMC, créé par des experts de l'International Obesity Task Force (organisme lié à l'organisation mondiale de la santé) :

Tableau IV.2 : Classification des personnes selon l'IMC [37]

Classification	IMC (Kg/m²)
Maigreur	<18.5
Normal	18.5 à 24.9
Surpoids	25 à 29.9
Obésité	>30
Obésité massive	>40

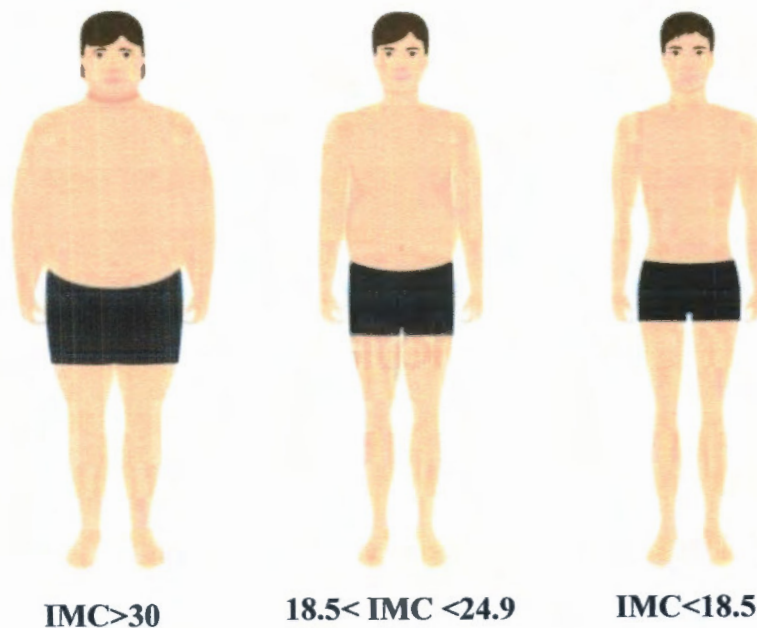


Figure IV.11 : *Personne maigre (à droite), personne normale (au milieu) et personne obèse (à gauche)*

IV.9 Étude comparative mode intelli EC versus mode manuel

Dans cette étude, on a réalisé des examens TAP (Thoraco-Abdomino-Pelvien), à des patients d'oncologie. On a étudié l'influence de l'IMC sur la dose délivrée par les deux modes : intelli EC et manuel.

Pour étudier l'influence de l'IMC sur la dose, on a fixé les paramètres d'acquisitions non modifiables par le mode automatique à savoir, le temps 0.8 s, le pitch à 1.31, la collimation à 1.25×16 et le FOV à 350.

La tension à 120 KV, l'intensité du courant à 250 mA pour le mode manuel.

On a réalisé une TDM TAP à 50 patients de 45 à 65 ans, les résultats d'un échantillon de 5 patients choisis sont regroupés dans le tableau suivant :

Tableau IV.3 : Variation de $CTDI_{VOL}$ en fonction de l'IMC

Personne	IMC (Kg/m ²)	$CTDI_{VOL}$ (mGy) (mode intelligent)	$CTDI_{VOL}$ (mGy) (mode manuel)
Patient 1	13.59	6.5	13
Patient 2	15.78	8.6	13
Patient 3	22.64	13.4	13
Patient 4	25.69	14.2	13
Patient 5	33.69	14.9	13
Patient 6	40.15	15.6	13

D'après les résultats mentionnés dans le tableau, on remarque que :

- La dose délivrée aux patients par les deux modes est toujours inférieure à la dose de référence ($CTDI_{VOL}$ de référence = 20 mGy).
 - La dose délivrée par le mode manuel (Intelli EC off) reste constante à la valeur 13 mGy bien que l'IMC de la personne prend des valeurs croissantes.
 - Dans le mode intelligent (Intelli EC on), l'augmentation de la dose délivrée est accompagnée par la croissance des valeurs d'IMC de la personne.
 - Le mode intelligent (Intelli EC on) est plus efficace pour les patients maigres et normaux (jusqu'à 50% de réduction de dose pour le patient 1).
 - Le mode manuel (Intelli EC off) dans le cas de patients en surpoids ou obèses, ne délivre pas la dose nécessaire pour une qualité d'image optimale.
- Nous expliquons la stabilité de la dose délivrée par mode manuel parce que la modulation des mAs dans ce mode est manuelle, c'est-à-dire, quelque soit la morphologie du patient l'intensité de tube est adaptée selon le protocole choisis pour l'examen (TAP) et donc la dose délivrée est invariable. Par contre, dans le mode intelligent la dose délivrée est augmentée proportionnellement avec l'IMC, parce que dans ce cas la modulation des mAs est automatique. Les mAs sont adaptés en fonction des conditions anatomiques évaluées à partir des profils d'absorption des régions explorées. Donc, l'augmentation de la corpulence nécessite une majoration des doses délivrées afin de garantir une qualité d'image interprétable et inversement la maigreur permet une réduction significative de la dose délivrée.

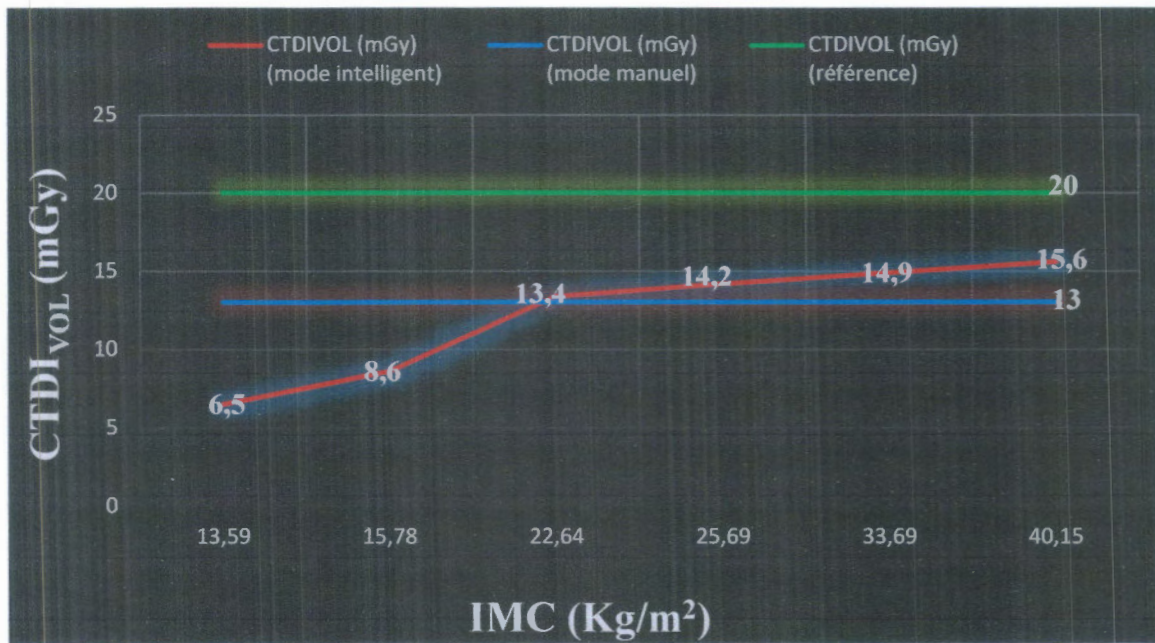


Figure IV.12 : Variation de $CTDI_{VOL}$ en fonction de l'IMC

IV.9.1 Exemple : étude comparative des doses délivrées en mode intelli EC de deux patients



Figure IV.13 : Topogramme d'une femme obèse



Figure IV.14 : Topogramme d'une femme maigre

Les images au-dessus représentent les topogrammes des deux femmes l'une obèse (à gauche) et l'autre maigre (à droite), ces topogrammes indiquent le changement du courant du tube dans la direction axiale du corps.

Interprétation des topogrammes :

- Au niveau des épaules : la charge de tube (dose) prend une valeur maximale de 300 mAs pour la femme obèse et 200 mAs pour la maigre ; nous expliquons cette dose importante par la largeur de cette région anatomique qui contient l'os (ceinture scapulaire) , en plus on explique la différence de dose entre nos deux patientes par la différence de corpulence, donc les mAs augmentent avec l'augmentation de facteur de corpulence IMC et varient selon la région anatomique étudiée.
- Au niveau du thorax on observe une importante diminution des mAs jusqu'à 110 mAs pour la femme obèse, et 100 pour la maigre. Cela peut être expliqué par la faible atténuation des charges dans les poumons qui sont constitués principalement de l'air ainsi que par la différence de corpulence.
- Au niveau de l'abdomen, les mAs augmentent graduellement jusqu'à 300 mAs (la limite supérieure du tube) pour la femme obèse parce que l'abdomen s'élargit et contient plusieurs organes et par conséquent l'atténuation augmente. Pour cette raison, la charge du tube est augmentée pour obtenir une image interprétable. Mais pour la maigre femme les mAs sont invariables puisque cette patiente est atteinte d'un cancer à un stade avancé, donc les tissus des organes sont ratatinés ce qui entraîne une réduction significative de largeur de cette région anatomique et par conséquent l'atténuation reste faible dans l'abdomen.
- Au niveau pelvien, les mAs prennent des valeurs maximales de nouveau, 300 pour la femme obèse et 200 pour la maigre, grâce à la forte atténuation des charges dans le pelvis qui constitue essentiellement de l'os et la graisse ainsi qu'à la largeur de cette région anatomique par rapport à l'abdomen, donc nécessitent de fortes doses pour avoir qualité d'image optimale.

IV.9.2 Calcul la réduction de dose pour quelques patients

On va calculer la réduction de dose pour certains patients, on utilisant l'équation (IV.2).

Tableau IV.4 : Réduction de dose pour chaque patient

Personne	PDL intelli EC _{on} (mGy.cm)	PDL intelli EC _{off} (mGy.cm)	Réduction de dose (%)
Patient 1	530.4	818	35.2
Patient 2	428.4	852.1	49.7
Patient 3	818	981.6	16.7
Patient 4	886.2	1100	19.4

On remarque que la dose délivrée aux patients se réduit lors de l'utilisation du mode intelli EC. Cette réduction peut aller jusqu'à 50% de la dose délivrée.

IV.10 Conclusion

La technologie Modulation mA permet de réduire au maximum la dose de rayonnement pour le patient. Elle calcule automatiquement le courant optimal du tube pour chaque zone anatomique et le contrôle en temps réel, afin que les patients reçoivent la dose de rayonnement nécessaire minimum. Le mode intelli Ec présent un certain nombre d'avantages : un meilleur contrôle de la dose absorbée par le patient, amélioration la qualité d'image chez les patients, réduction de certains artefacts d'image et une réduction de charge de tube à rayons X, ce qui augmente sa durée de vie. D'après notre étude et les résultats obtenus, on constate que le mode intelligent est meilleur que le mode manuel parce qu'il prend en compte la morphologie du patient et permet de réduire la dose délivrée jusqu'à 50%.



Conclusion générale

De nos jours, l'imagerie par les rayons X est la modalité la plus utilisée. Son principe basé sur l'interaction des rayons X de faible énergie avec la matière vivante, l'inconvénient majeur pour ce type d'imagerie est les risques liés à ces rayonnements ionisants utilisés. En effet, les rayonnements ionisants en interagissant avec la matière lui cèdent de l'énergie. Ce dépôt d'énergie peut conduire à des dommages aux tissus.

La scanographie étant une technique irradiante basée sur l'utilisation des Rayons X. Elle est capable de donner des informations diagnostiques très précises telles que la détection d'adénomes poly-phasiques ou le dépistage d'anomalies cardiaques, vasculaires ou cérébrales... .

Au cours de la dernière décennie, la technique des examens scanographiques a fait des progrès remarquables en comparaison avec d'autres méthodes d'imagerie diagnostique. Malgré ces progrès, le scanner délivre tout de même la plus forte dose de radiation effective parmi toutes les techniques radiologiques utilisées.

L'objectif de ce travail est la comparaison de la dose délivrée au patient en scanner Hitachi Eclis par deux modes différents (mode intelligent et manuel). Nous avons étudié aussi l'influence de l'indice de masse corporelle (IMC) sur la dose délivrée au patient.

Nous avons abordé ce mémoire par un premier chapitre qui traite d'abord de la physique des rayons X. Le processus de génération ainsi que les principales caractéristiques des rayons X ont été ainsi présentés. Les principaux systèmes d'imageries médicales utilisant les rayons X, en l'occurrence la radiologie conventionnelle, la tomographie, l'angiographie et la mammographie, ont aussi été passés en revue.

Le deuxième chapitre a été consacré aux rappels sur les principes physiques de la tomographie par rayon X, les constituants du scanner et ses générations. Nous avons également parlé dans ce chapitre sur la formation de l'image scanographique et sa qualité qui affectée par plusieurs critères tel que le contraste, la résolution spatiale et temporelle et quelques artefacts. Ensuite, nous avons présenté les paramètres d'acquisition du scanner qui influent sur la dose.

Le troisième chapitre présente les grandeurs dosimétriques générale et celle qui sont spécifique à la scanographie telle que CTDI et le PDL. Le calcul de la dose reçue par les patients est très important pour déterminer la dose efficace qui nous aidez à estimer le risque radiologique. Ces valeurs de doses doivent être compatibles avec les valeurs de niveaux de référence diagnostique introduites par la CIRP.

Dans le quatrième chapitre, nous avons fait une étude comparative entre la dose délivrée par le scanner Hitachi Eclos avec deux modes différents, l'un est le mode intelligent « **intelli EC** » et l'autre c'est le mode manuelle. On a étudié aussi l'influence de l'IMC sur la dose lorsque le mode intelligent est actif.

À la fin de notre étude, nous sommes parvenus à une conclusion que l'utilisation de mode intelligent est la meilleure pour délivrer la dose minimum nécessaire aux patients, puisque ce mode fait une modulation de charge qui varie proportionnellement avec la taille et le poids du patient et donc leur IMC et permet de réduire la dose délivrée jusqu'à 50%. L'adaptation de la charge dépend de la région explorée : ils peuvent être réduits pour les régions à fort contraste naturel (poumons) et maintenus élevés dans les régions à faible contraste naturel (foie).

Toutefois, il est à noter que malgré les avantages de l'utilisation du scanner qui sont impressionnants, celui-ci présente des risques de danger sur le corps humains si ce dernier est exposé plusieurs fois aux rayons X de cet appareil. Donc les patients, les manipulateurs et tous les travailleurs dans ce domaine doivent respecter les règles de radioprotection et prendre ses précautions afin de maintenir leur sécurité.

Références bibliographiques

[1] Benbekhma Oum Essaad, Boudriat Khawla, mémoire de paramédicale MIMSP : Risque et prévention des effets des produits de contraste iodés lors des examens tomodensitométriques Enquête (EPH de JIJEL), Institut de paramédicale, 2016.

[2] Amadou Tidiane. Sow, thèse de doctorat : Évaluation de la fiabilité d'un générateur à rayons X pour application médicale, université de Bordeaux, France, 2014.

[3] Baakek touria, thèse de Magister en Electronique Biomédical : segmentation trois dimensions (3D) des images médicales, université de Tlemcen, Algérie.

[4] Abdoulaye Taye, cours : Bases technologiques de la radiologie aux rayons X, université de Bambey, 2014.

[5] D.Mariano-Goulart, Bases physiques de la radiologie, Service de Médecine Nucléaire. Chu Lapeyronie, Montpellier, 2009.

[6] Arthur Robert, Étude dosimétrique d'une cohorte de 6021 patients suivis en scanner thoraco-abdomino-pelvien, université Lille de droit et sante, 2016.

[7] R Wachter, « International Teleradiology », dans New Eng J of Med, 2006, 354:662-663.

[8] Saida Mechi, mémoire de master en génie biomédical : Dosimétrie en Tomodensitométrie et contrôle qualité de son fonctionnement, Institut Supérieur des Technologies Médicales, Centre National des Sciences et technologies nucléaires, institut supérieur des technologies médicales, 2011.

[9] http://www.chrustrasbourg.fr/sites/default/files/documents/livret_imagerie_fr.pdf .

[10] Mina El Kaou, mémoire de master : Évaluation du programme national de détection précoce du cancer du sein cas de la région du grand Casablanca, Ecole nationale de santé publique du Maroc, 2014.

[11] http://docnum.univlorraine.fr/public/SCDPHA_TD_2005_PERRIN_YANNICK.pdf le 14/03/2018.

[12] W. Kalender. Computed tomography. Publicis Corporate Publishing, 2000.

[13] Solacroup, Boyer, Le Marec, Schouman Claeys, Bases physiques des rayons X, CERF, 2001.

[14] Hamid Ouamara, thèse de doctorat : Comparaison de la micro-tomodensitométrie par comptage de photons et par intégration de charges avec le dispositif d'irradiation PIXSCAN, université de Marseille, 2013.

[15] F. Masson, X. Dangin, P. Baudin, Scanner et rayons X, Elsevier Masson SAS, 2013.

[16] Abdoulaye Taye, cours : le scanner médical, université Alioune Diopde Bambey, 2014.

[17] Moulis Chloé, Thèse de doctorat : Atlas tomodensitométrique de l'abdomen du chat sain- apport et interet pour une approche pedagogique, université de Toulouse, 2014.

[18] Patricia Wils, thèse de doctorat, Tomographie par rayons X : correction des artefacts liés à la chaîne d'acquisition, Institut national des sciences appliquées de Lyon, 2011.

[19] Hue.E, Chi Elbeuf, Technologie du scanner, 2008.

[20] Greuter MJ, Dorgelo J, Tukker WG, Oudkerk M, Study on motion artifacts in coronary arteries with an anthropomorphic moving heart phantom on an ECG-gated multidetector computed tomography unit, Eur Radiol, 2005.

[21] Y-S Cordoliani, Vademecum du Scanner multicoupe (publication en ligne), Rapport « ExPRI » relatif à l'exposition de la population française aux rayonnements ionisants liée aux actes de diagnostic, IRSN, 2008.

[22] Yves Lemoigne and Alessandra Caner, radiation protection in médical physics.

[23] Asma Benaidja, mémoire de magister en physique médicale : Influence des paramètres d'acquisition sur la dose délivrée aux patients lors d'un examen scanographique en acquisition hélicoïdale, Université des Sciences et de la technologie Houari Boumediene.

[24] Camille Adrien, thèse de doctorat en physique : Développement d'un outil d'optimisation de la dose aux organes en fonction de la qualité image pour l'imagerie scanographique, université Paris-sud, 2015.

[25] Meherchi Lamia et Dahi el hadj, Mémoire de master en physique médicale : Système de double calcul dosimétrique, université Abou Bekr Belkaid Tlemcen, 2011.

[26] Wassim Ksouri, RAPPORT CEA-R-6209 : Étude et réalisation des références dosimétriques nationales en termes de kerma dans l'air pour les faisceaux de rayons X de basses et moyennes énergies, 2009.

[27] Rabiha Zaiter, Mémoire de master en physique rayonnement : Évaluation de la contamination radioactive interne par la méthode anthropo gammamétrie, université de Jijel, 2015.

[28] Boukhouna Hala et Bouhanika Soumia, mémoire de paramédicale MIMSP : Le port du dosimétriz au niveau de service de la radiologie conventionnelle entre nécessité et réalité, institut de paramédicale, Bejaïa, 2016.

[29] Savoir Faire et Radioprotection, Y.S cordoliani pour le groupe de travail de radioprotection de la SFR.

[30] Albert Lisbona, Rapport de la société Française de physique médicale N°21 : Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie, 2004.

[31] Morine Delchambre, Thèse de doctorat, calcule de la dose efficace cumulée reçue par nos patients en tomodensitométrie diagnostique : création d'un outil informatique pour le médecin généraliste, université Joseph Fourier, 2012.

[32] Article in Radioprotection, Niveaux de référence diagnostiques : spécificités de la démarche française en radiologie, Vol. 38, no 2, pages 187 à 200, April 2003

[33] James E. Turner, Atoms, Radiation, and radiation protection, Third Edition.

[34] M. Söderberg, M. Gunnarsson, Article: Automatic exposure control in computed tomography – an evaluation of systems from different manufacturers, Acta Radiologica, 2010.

[35] Mannudeep K. Kalra, MD, DNB Michael M. Maher, MD, FFR (RCSI), FRCR Thomas L. Toth, DSc Bernhard Schmidt, PhD Bryan L. Westerman, PhD Hugh T. Morgan, PhD Sanjay Saini, MD, Article: Techniques and Applications of Automatic Tube Current Modulation for CT, Journal of Radiology, 2004.

[36] Kaddour Rani, these de doctorat: Stratégies d'optimisation des protocoles en scanographie pédiatrique, université de Lorraine, 2015.

[37] <http://www.automesure.com/Pages/IMCreponses.html>.27/5/2018, 15:10.