



N^o d'ordre :

N^o de série :

UNIVERSITE KASDI MERBAH OUARGLA

Faculté Mathématiques Et Des Sciences De La Matière

Département De Physique

Mémoire

MASTER

Domaine : Sciences de la Matière

Filière : Physique

Spécialité: *Physique Médicale*

Présenté Par:

Labed Inas

et

Benamor Tounes

Thème

L'évolution Technologique De L'imagerie
Médicale Cas : La Naissance De La
Scannographie" Scanner " TDM

Soutenu publiquement le : 14/06/2023

Devant le jury composé de :

Dr. ABABSSA Hakima	MCA	Président	UKM OUARGLA
Pr. BENMEBROUK Lazhar	Prof	Examineur	UKM OUARGLA
Dr. NAAM Amel	MCA	Encadreur	UKM OUARGLA
Dr. BASSASSI Mohamed Chams Eddine	Radiologue	Co-encadreur	CEA de TOUGGOURT

Année Universitaire :2022/2023

REMERCIEMENT

Avant tout, nous remercions ALLAH, de nous avoir donné la volonté et nous aider à réaliser ce modeste travail.

Un remerciement très chaleureux à toutes nos familles chacun par son nom, et principalement nos pères et nos mères qui nous ont fait arriver à cette précieuse étape de notre vie.

Nous remercions aussi :

Notre encadrant, Dr. NAAM Amal : sa gentillesse, sa patience, sa volonté et sa pleine contribution à l'élaboration de ce travail.

Assistant encadrant, Dr BASACI Med chamseddine gentillesse, sa patience, sa volonté et sa pleine contribution à l'élaboration de ce travail.

Nous remercions les professeurs intervenants, Dr. ABABSSA

Hakima, Pr. BENMEBROUK Lazhar

Les membres du jury qui ont accepté d'examiner notre travail ainsi que tous ceux qui nous ont aidés par leurs conseils, leurs connaissances, leur soutien moral et leur expérience.

En particulier, Dr. BEN HAMIDA Soufiane, Chef du Département de Physique Médicale.

Tous les enseignants et le personnel administratif de l'Université de Kasdi Merbah Ouargla.

DÉDICACE

Je dédie ce travail à :

*Mes chers parents qui ont consacré leur existence à bâtir la mienne, pour leur soutien et soucis de tendresse et d'affection pour tout ce qu'ils ont fait pour que je puisse arriver à ce stade
Mes chers frères : Abd Moez, Omaira, Amanat Allah, Abrar et Asma qui m'ont vraiment aidé et que j'aime tant.*

Toute la famille LABED

Mon mari et soutien Med EL Kamel qui m'a aidé et a enduré toutes les circonstances avec moi, ma fille Miram et toute la famille de mon mari, Saouli (HOUD INAS IKRAM).

Mon ami Ahlam et toute la famille de ma mère.

Tous les amis qui m'ont rencontré au cours de ma formation en particulières de ma promotion.



Labeled Inas

DÉDICACE

Je dédie ce travail à:

Ma trescheur ma mère

*One vous fassiez ou disiez ne saurai comment vous remercier
justement mon affection Féline, votre
Gentillesse me guide, et être a mes côtés a toujours été ma force
pour faire face a divers obstacles*

Al'ame pure de mon père

Mon mari et soutien SID ALI, qui m'a aidé et a enduré

Le médecin qui m'à aidé : Dr. HASSIN Youcef,

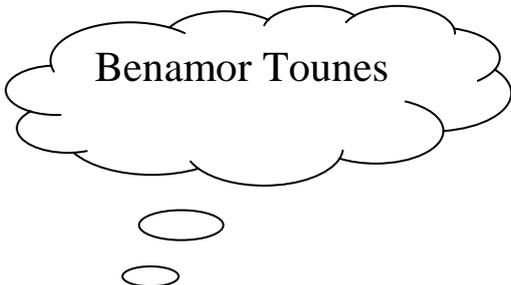
*Ma soir, son mariet ses enfants Mohamed , Nor Elislam, Maria,
Marmin, Ilef, Abdelwadoud, Norsin .*

Oncle Nacer,

Mon ami Ibtisam

Toute la famille BEN AMOR

*Tous les amis qui m'ont rencontré au cours de ma formation en
particulières de ma promotion.*



Benamor Tounes

Table de matière

L'introduction générale	I
1.1. Introduction :	4
1.2 L'imagerie médicale:	4
1.3 Différentes techniques d'imagerie médicale:	5
1.3.1 L'Ultrason:	6
1.3.2 Imagerie par Résonance Magnétique:	7
1.3.3 Imagerie par rayon X :	8
1.4 -Interaction d'un photon (gamma,RX)avec la matière :	9
1.4.1. Phénomènes élémentaires:	9
1.4.2. Phénomènes globales:	11
1.5. Rayon X (RX) :	12
1.5.1. Production des RX:	12
1.5.2. L'interaction des photons X avec la matière:	14
1.6. Dangers des examens radiologiques :	15
1.6.1 Danger pour les patients :	15
1.6.2 Danger pour le personnel :	15
1.7. Traitement d'images médicales:	15
1.7.1 Définition de l'image:	16
1.7.2 Image numérique (ou digitalisée) :	16
1.7.2 Imagerie médicale a rayon x et scanner:	17
1.8. Conclusion :	18
2.1. Introduction :	20
2.2. Les technologiques "appareillage " :	20
2.2.1. Le tube à rayons X :	20
2.2.2. Le générateur :	27
2.2.3. Conducteurs haute tension et pupitre de commande :	30
2.2.4. Les principaux types de statifs :	31
2.2.5. Négatoscope :	32
2.3. Formation De L'image Radiologique :	32
2.3.1. Projection de l'image radiologique :	33
2.3.2. Agrandissement :	35
2.3.3. Formation de Image radiante / image lumineuse :	35
2.3.4. Le récepteur de l'image radiographique (le détecteur) :	35

2.3.5. La qualité d'image:	36
2.4. La tomographie ou radiographie analytique :.....	37
2.4.1. Les différents types de tomographe :	37
2.5. Conclusion:	38
3.1. Introduction :	40
3.2. Principes physiques:.....	41
3.2.1. Origine du contraste en tomodensitométrie (TDM):.....	41
3.2.2. Principes de base:	41
3.2.3. Formation de l'image :	42
3.3. Composants de base d'un scanner :	48
3.3.1. Chaîne radiologique:	48
3.3.2. L'ensemble mécanique:.....	54
3.4. Les modes de fonctionnement:.....	56
3.4.1. Le mode tomographique coupe par coupe :	56
3.4.2. Le mode hélicoïdal :.....	56
3.5. Le déroulement d'un examen :	58
3.5.1. La préparation de l'examen :	58
5.2. Le déroulement de l'examen :.....	59
3.6. Conclusion :	59
4.1. Introduction :	61
4.2. L'échantillon d'étude :	61
4.3. Méthode et instrument de recherche :	61
4.4. Limites géographiques et temporelles de la recherche :.....	61
4.4.1. Le terrain :	61
4.4.2. La période:	61
4.5. Constats et commentaire, analyse et interprétation :.....	61
4.5.1. Cas clinique n°01 :	61
4.5.2. Cas clinique n°2 :	65
4.5.3. Cas clinique n°3:.....	67
4.6. Notes et commentaires généraux :.....	69
4.7. Analyse et interprétation globale :.....	70
4.8. Conclusion :	70
Conclusion générale.....	71
Références bibliographiques :	72

Liste des Figures

Figure I. 1: Représentation des différentes modalités d'imagerie en fonction des ondes électromagnétiques qu'elles utilisent [5].....	6
Figure I. 2: Ultrasons sons de fréquence >16 kHz.	6
Figure I. 3: Exemple d'une image échographie.	7
Figure I. 4: Exemple d'une image IRM du cérébral.....	7
Figure I. 5: Premier cliché radiographique (Röntgen, 1895).....	9
Figure I. 6: Effet Compton.	9
Figure I. 7: Effet photo-électrique.....	10
Figure I. 8: Représentation des différentes modalités d'imagerie en fonction des ondes	11
Figure I. 9: différences d'atténuation du faisceau de rayons X dans les milieux traversés.	12
Figure I. 10: Production de rayons X par	13
Figure I. 11: Le spectre discontinu rayons X sont produits par des transitions.	13
Figure I. 12: Ligne continu présente le spectre de rayons X. ligne pointillée	14
Figure I. 13: Représentation numérique d'une image.	16
Figure I. 14: Représentation des pixels dans une image.	17
Figure I. 15: le voxel.....	17
Figure I. 16: Image DICOM du scanner pour une colonne vertébrale.	18
Figure II 1: Schéma d'un tube a anode fixe.....	22
Figure II 2: Schéma de l'anode tournante.	22
Figure II 3: Appareil fixe.	23
Figure II 4: Schéma d'un transformateur	29
Figure II 5: Négatoscope.....	32
Figure II 6: Formation De L'image Radiologique.....	33
Figure II 7: influence de la longueur du cône sur l'image radiologique.....	33
Figure II 8: influence de la distance entre l'objet et le film sur l'image radiologique	34
Figure II 9: influence d'un faisceau qui n'est pas a angle droit avec le film et l'objet.....	34
Figure III 1: plan de coupe.....	42
Figure III 2: L'atténuation mesurée par un détecteur dépend de toutes les	43
Figure III 3: le détecteur transforme le faisceau de RX en signal électrique.....	44
Figure III 4: principe de mesure A chaque rotation de multiples profils d'atténuation	44
Figure III 5: Échelle d'absorption de Hounsfield.....	47
Figure III 6: Tube à rayon X avec une anode tournante.....	48
Figure III 7: collimation.	50

Figure III 8: Schématisation du nombre de rangés des capteurs à rayons X	51
Figure III 9: Détecteur à xénon	52
Figure III 10: Les détecteurs à scintillation	53
Figure III 11: Le détecteur Ultra-Fast Ceramic (UFC)	53
Figure III 12: Table de patient	55
Figure VI 1: Position et centrage de coude de face	63
Figure VI 2: Cliche de coude face	63
Figure VI 3: Cliche de coude de profil	64
Figure VI 4: Position et centrage de coude du profil	64
Figure VI 5: Cliche de Lominaire de face	65
Figure VI 6: Cliche de linaire de profil.	66
Figure VI 7: Etage L4_L5	66
Figure VI 8: coupes axiales transverses de rachis lombaire étage L4_L5	66
Figure VI 9: Etage L5_S1	67
Figure VI 10: coupes axiales transverses de rachis lombaire étage L5_S1	67
Figure VI 11: cliché de l'épaule de face en rotation	69

L'introduction générale

L'imagerie médicale est certainement l'un des domaines de la médecine qui a le plus progressé ces deux dernières décennies. La première application d'imagerie médicale date de 1895 avec l'utilisation des rayons X. C'est le début de la radiographie. Ensuite, les techniques se sont améliorées et diversifiées avec l'avènement de la scintigraphie, des scanners, de l'échographie puis de l'IRM. Ces récentes découvertes permettent non seulement un meilleur diagnostic mais offrent aussi de nouveaux espoirs de traitement pour de nombreuses maladies comme le cancer, épilepsie... l'identification précise de la lésion facilite déjà le recours à la chirurgie, seule solution thérapeutique pour certains malades. De telles techniques permettent également de mieux comprendre le fonctionnement de certains organes encore mystérieux, comme le cerveau.

L'amélioration de la qualité et l'augmentation des possibilités de diagnostic par l'extraction des caractéristiques les plus informatives sont les principaux objectifs des différentes techniques de traitement d'images médicales. Parmi ces techniques, nous pouvons citer : l'extraction et la sélection des caractéristiques de l'image, la segmentation d'image, le rehaussement d'image (amélioration de la qualité d'image) et le recalage d'image.

En radiologie conventionnelle, le faisceau de rayons X qui a traversé le sujet est reçu sur un film radiographique, ainsi toutes les densités hydriques se confondent en une image grise, l'air est noir, l'os est blanc.

Une tomographie conventionnelle permet d'éviter les superpositions gênantes et elle nous donne qu'une tranche de la région à examiner, avec les mêmes réserves en ce qui concerne les différentes densités dans la radiologie conventionnelle.

D'autre part le scanner utilise toujours les rayons X mais remplace le film photographique par un détecteur électronique qui transforme les RX en signal électrique, ces détecteurs sont cent (100) fois sensibles que le film radiographique et permettent de déceler les différences minimales d'absorption.

Dans les différents services de radiologie, les manipulateurs en radiologie pratiquent ces deux techniques : la radiographie conventionnelle et scannographie. La question qui se pose est :

- Quelles sont les limites de la radiographie conventionnelle et la scannographie ?

- Le développement technologique de l'imagerie médicale conduit-il à la meilleure image et à l'information la plus pertinente ?
- La technologie scannographie comble-elle aux besoins de la radiographie conventionnelle ?

Ce mémoire est composé de quatre chapitres :

Dans le premier chapitre, nous allons commencer par une étude des principales techniques d'imagerie médicale telle que nous allons baser sur l'image de rayon X.

Dans le deuxième chapitre, nous allons présenter une étude de formation de l'image radiographique et les technologiques " appareillage ".

Dans le troisième chapitre, nous allons intéresser à connaître historique et principes physiques et composants de base la scannographie.

Dans le dernier chapitre, nous allons utiliser quelques exemples pratiques comme exemples pour illustrer la distinction entre radiographique et la scannographie.

En fin nous allons terminer par une conclusion et recommandations.

CHAPITRE I :

L'imagerie médicale

et

le rayon X

1.1. Introduction

L'imagerie médicale est une méthode unique permettant de visualiser des processus biologiques au sein même des organismes vivants, de manière non invasive ; Elle est essentielle à la compréhension de leur physiologie et de leurs pathologies afin de mieux les diagnostiquer, les pronostiquer et les soigner. Actuellement, il existe diverses techniques médicales scindaient en deux domaines, l'image nucléaire et la radiologie. Ces techniques se divisent en (03) trois catégories, le rayonnement X, le champ magnétique et les ultrasons. Ce chapitre aborde des généralités sur les techniques médicales de radiologie avec plus de détails sur l'imagerie à rayons X [1].

1.2 L'imagerie médicale

L'imagerie médicale regroupe l'ensemble des moyens physiques ou des techniques utilisées par la médecine pour le diagnostic mais aussi pour le traitement d'un grand nombre de pathologies pour visualiser les cellules d'un organisme (corps humain).

Elles ont été développées à partir de grandes découvertes de la physique du XXe siècle comme :

- La radiographie par rayons X est la plus ancienne technique d'imagerie médicale en radiologie, le physicien allemand Wilhelm Conrad Röntgen découvrit les rayons x en 1895 et réalisa la première radiographie de la main de sa femme le 22 décembre 1895. Grâce à cette découverte, Röntgen reçut le premier Prix Nobel de Physique en 1901. L'exploration par les RX s'est répandue rapidement en France, Allemagne, Autriche, Hongrie, USA.
- Juillet 1896 : Utilisation des RX en thérapeutique du cancer à Lyon.
- 1883 : Le physiologiste anglais Francis Galton a découvert les ultrasons. Il a inventé « un sifflet à ultrason », lorsqu'il souffle dans ce sifflet, l'homme ne perçoit rien alors que certains animaux réagissent. A partir de 1970, les ultrasons sont utilisés en médecine, J.J. Wild et J. Reid les utilisent pour faire les premières images de coupes échographiques.
- 1913 : La notion de traceur isotopique fut créée par George de Hevesy, elle est la base du concept fondateur de la médecine nucléaire.
- L'IRM repose sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN) découvert en 1946 par Félix Bloch et Edward Mills Purcell, prix Nobel de Physique en 1952. Paul Lauterbur réalise la première image par IRM (Imagerie par Résonance Magnétique) en 1973.

- en 1961 : La scintigraphie fut utilisée pour la première fois.
- Depuis les années 1970 : s'est développé un autre outil utilisant les rayons X c'est le Scanner à rayons X par un physicien américain A.M CORMACK et un ingénieur anglais.

G.M HOUNSFIELD (prix Nobel en 1979). Premier octobre 1971 le premier scanner crânien réalisé dans un hôpital de Londres

- 2002 : Machines associant TEP et Scanner X [2].

1.3 Différentes techniques d'imagerie médicale

Il existe actuellement diverses techniques médicales permettant d'examiner dans le corps, d'analyser les organes internes et de distinguer les processus pathologiques qui s'y trouvent sans la nécessité d'une intervention chirurgicale. Les images médicales présentent des anomalies dans le corps humain que le médecin ne peut pas voir et ainsi faciliter le diagnostic, le médecin peut également contacter des spécialistes de centres distants en envoyant des images pour aider à diagnostiquer et soigner le patient. Ces images sont généralement des images unidimensionnelles (1D), bidimensionnelles (2D), trois dimensions (3D) ou quadridimensionnelles (4D= 3D + temps).

Nombre de méthode d'imagerie actuelle exploitent des ondes électromagnétiques de longueur d'onde et d'énergie différents pour obtenir les informations désirées, sans effectuer de prélèvements sur l'organisme. Ces techniques utilisent des rayonnements répartis sur l'ensemble du spectre électromagnétique : des rayons gamma dans le cas de l'imagerie nucléaire pour les rayonnements les plus énergétiques, aux ultrasons lors des échographies, les rayons X dans le cas de radiographie et le Scanner, et enfin les ondes radio dans le cas des IRM (voir figure I.1)[3].

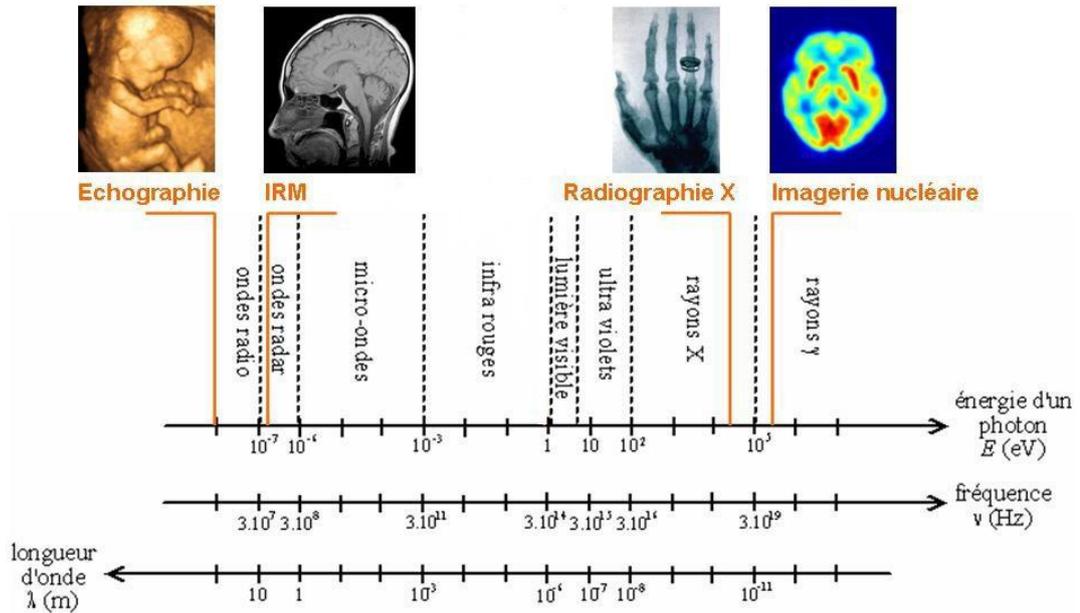


Figure I. 1: Représentation des différentes modalités d'imagerie en fonction des ondes électromagnétiques qu'elles utilisent [4].

1.3.1 L'Ultrason:

Les ultrasons sont des vibrations mécaniques de fréquences supérieures à 16000 HZ inaudible par l'oreille (fréquences audibles sont entre 20 HZ et 16000 HZ)[5].

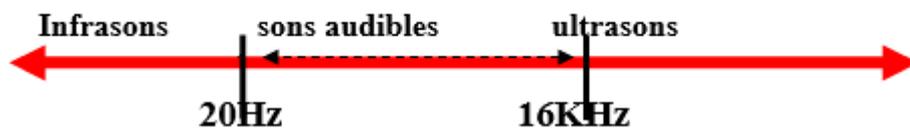


Figure I. 2: Ultrasons sons de fréquence >16 kHz.

Fréquences utilisées en médecine : de 1 à 15 MHz Ondes élastiques ne pouvant se propager que dans un milieu matériel des rayonnements électro-magnétiques.

L'échographe est un appareil qui se compose d'une sonde émettant des ondes vers les tissus et recevant celles qu'ils renvoient. Selon leur densité, les tissus traversés font écho différemment : plus le tissu est dense, plus l'écho est important. Les ondes reçues sont analysées pour fournir une image. Ainsi, sur une échographie de suivi de grossesse, il est possible de différencier le squelette et les organes du fœtus baignant dans le liquide amniotique[6].



Figure I. 3: Exemple d'une image échographique.

1.3.2 Imagerie par Résonance Magnétique:

L'imagerie par Résonance Magnétique est une technique d'imagerie médicale permettant d'obtenir des vues en deux ou en trois dimensions de l'intérieur du corps de façon non invasive avec une résolution en contraste¹ relativement élevée.

L'IRM repose sur le principe de la résonance magnétique nucléaire (RMN)² qui utilise les propriétés quantiques des noyaux atomiques pour la spectroscopie en analyse chimique.

L'IRM nécessite un champ magnétique puissant et stable produit par un aimant supraconducteur qui crée une magnétisation des tissus par alignement des moments magnétiques de spin. Des champs magnétiques oscillants plus faibles, dits (radiofréquence), sont alors appliqués de façon à légèrement modifier cet alignement et produire un phénomène de précession qui donne lieu à un signal électromagnétique mesurable.

En imagerie médicale, l'IRM est principalement dédiée à l'imagerie du système nerveux central (cerveau et moelle épinière), des muscles, du cœur et des tumeurs. Grâce aux différentes séquences, on peut observer les tissus mous avec des contrastes plus élevés qu'avec la tomodensitométrie ; en revanche, l'IRM ne permet pas l'étude des corticales osseuses (tissus " durs ") trop pauvres en hydrogène, ni donc la recherche fine de fractures où seul l'œdème péri-lésionnel pourra être observé[7].



Figure I. 4: Exemple d'une image IRM du cérébral.

1.3.3 Imagerie par rayon X :

En 1895, le physicien allemand Wilhelm Röntgen alors âgé de 50 a étudié le rayonnement cathodique avec des tubes de Crookes ; Il s'intéresse plus précisément à la pénétration des rayons dans le verre, constaté à l'époque que les rayons cathodiques peuvent franchir la paroi du tube et pénétrer quelques centimètres dans l'air ; et dans la soirée du 8 novembre, cours de ses travaux préliminaires il décide de recouvrir le tube d'un cache en carton noir. Il constate alors qu'un écran recouvert d'une couche de platinocyanure de baryum placé par hasard en face du tube devient fluorescent lors de la décharge.

Or il sait qu'à cette distance, la fluorescence ne peut pas être due aux rayons cathodiques, Il éloigne encore l'écran et intercale et constate que la fluorescence persiste malgré l'augmentation de la couche d'air à traverser ; puis il intercale des objets entre l'ampoule et l'écran : une feuille de papier, une feuille d'aluminium, du bois, du verre et me un livre de mille pages.

À chaque fois la fluorescence persiste : il en conclut qu'il vient de découvrir un rayonnement distinct de celui émis par la cathode, très pénétrant puisqu'il est capable de traverser la matière, ces rayons étant inconnus jusqu'alors, il les nomme X du nom de l'inconnue en mathématiques.

Il consacre les dernières semaines de 1895 à manipuler en solitaire et parvient à attribuer les caractéristiques suivantes aux rayons X:

- Ils sont faiblement absorbés par la matière ; mais cette absorption augmente avec la masse atomique des atomes absorbants : une fine couche de plomb suffit à stopper le rayonnement produit avec ses sources de rayons X.
- Ils sont diffusés par la matière ; c'est l'origine du rayonnement de fluorescence.
- Ils impressionnent une plaque photographique.
 - Ils déchargent les corps chargés électriquement.

Dans sa première communication faite à la Société Physico-Médicale de Würzburg (Sur un nouveau type de rayon) il remarque que (si l'on met la main entre l'appareil à décharges et l'écran, on voit l'ombre plus sombre des os de la main dans la silhouette un peu moins sombre de celle-ci) Röntgen décrit la première image radiographique, il réalise également le premier cliché radiographique le 22 décembre 1895 en intercalant la main de son épouse entre le tube de Crookes et une plaque photographique; les parties les plus denses sont les plus sombres sur la plaque: on distingue une bague sur le majeur.

Röntgen se verra attribuer le premier Prix Nobel de physique en 1901 en récompense "des services extraordinaires rendus possibles par sa découverte des rayons remarquables qui portent son nom".

L'image des rayons X pour réaliser des images médicales se répand dans le monde entier dès 1896 ; en 1897, la France se dote du premier laboratoire de radiologie grâce au docteur Bécclère qui met en place, à ses frais, une installation radioscopique dans son service de médecine générale à l'hôpital Tenon[10].



Figure I. 5: Premier cliché radiographique (Röntgen, 1895).

1.4 -Interaction d'un photon (gamma,RX)avec la matière

1.4.1. Phénomènes élémentaires:

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

A. Effet-Compton: le photon incident transmet une partie de son énergie en diffusant un électron appartenant à la couche externe d'un atome dans la matière. Le photon est diffusé avec un changement de direction et de longueur d'onde.

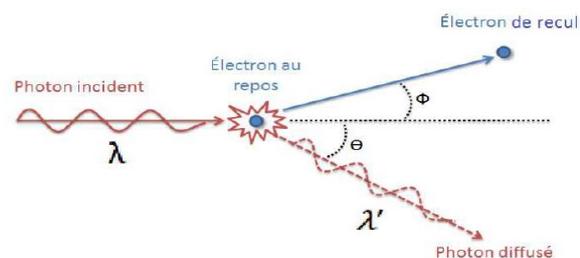


Figure I. 6: Effet Compton.

L'énergie des rayons x diffusés est inférieure à celle du faisceau primaire, mais ce rayonnement est encore suffisamment énergétique pour avoir des effets significatifs sur l'image radiographique et constituer un danger dont il faut se protéger [9].

B. Effet photo-électrique: Si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie d'ionisation de l'électron, toute l'énergie du photon incident est transférée à l'électron[10].

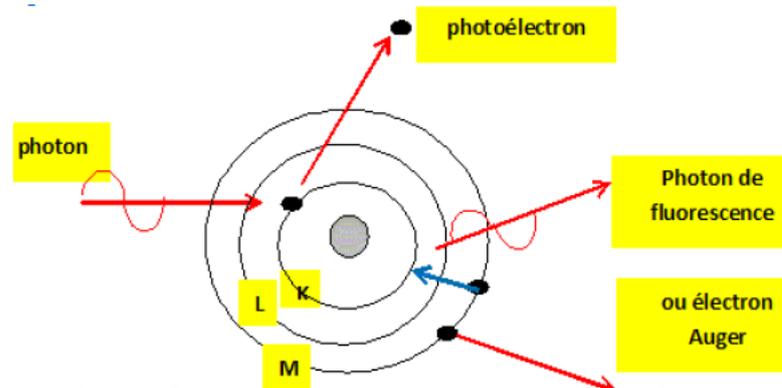


Figure I. 7: Effet photo-électrique.

C- Diffusion Thomson-Rayleigh: changement dans la direction de propagation de l'onde électromagnétique associée au photon pas de variation d'énergie.

D- Effet Auger: C'est l'interaction d'un photon de fluorescence issu d'un réarrangement électronique avec un électron du même atome, lorsque ce photon a une énergie supérieure à l'énergie de la liaison.

E- Production de paires: Lorsqu'un photon ayant une énergie suffisante passe au voisinage d'un noyau, il interagit avec le champ électrique créé par ce dernier. Le photon disparaît en donnant naissance à un électron et un positron. Ces deux particules se partagent l'énergie du photon.

F- réaction photo-nucléaire ou photodésintégration: la réaction photo-nucléaire peut se produire pour des énergies supérieures à celles donnant un effet photo-électrique et un effet-Compton.

La part d'énergie diffusée et absorbée lors des phénomènes d'interactions des photons avec la matière est importante pour 3 raisons :

- 1- Une diffusion du faisceau de rayons dans toutes les directions ; l'énergie des rayons diffusés est inférieure à celle du faisceau primaire, mais est encore suffisamment énergétique pour avoir des effets significatifs sur l'image radiographique : flous, voiles, noircissements de l'image.
- 2- En radioprotection, le port d'un tablier contenant du plomb est obligatoire pour éviter l'irradiation.
- 3- Elle constitue une énergie perdue (ou tout du moins incontrôlable) en radiothérapie[11].

1.4.2. Phénomènes globales:

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

$$N = N_0 \exp(-\mu D) \quad (I-1)$$

μ est le coefficient d'atténuation linéique, ou probabilité d'interaction par unité de longueur (cm^{-1}). μ dépend de la nature du matériau (le nombre atomique Z et la masse volumique du matériau ρ), et de l'énergie des photons incidents (plus E élevée, plus μ élevée).

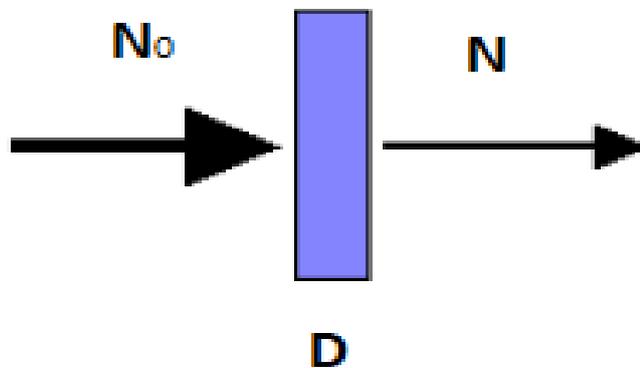


Figure I. 8: Représentation des différentes modalités d'imagerie en fonction des ondes électromagnétiques qu'elles utilisent

L'image radiographique est formée par les différences d'atténuation du faisceau de rayons X dans les milieux traversés[12].



Figure I. 9: différences d'atténuation du faisceau de rayons X dans les milieux traversés.

1.5. Rayon X (RX)

Il serait difficile de parler l'évolution technologique de l'imagerie sans donner avant tout une introduction à la physique du rayonnement X ; Cette manipulation traite de l'origine des rayons X, de leur production et de leur interaction avec la matière [13].

1.5.1. Production des RX:

Lorsque les électrons ainsi accélérés percutent une cible matérielle, il y a perte d'énergie et émission de rayonnements X. Les RX peuvent être produits par deux procédés principaux:

a. Les rayons X sont produits par des transitions (Spectre discontinu) :

Un atome est formé d'un noyau de charge $+Ze$ (Z est le numéro atomique de l'élément) et de Z électrons de charge $-e$, chaque électron, caractérisé par plusieurs nombres quantiques, a une énergie bien déterminée (négative car il est lié). Les électrons sont répartis par ordre d'énergie croissante en couches K, L, M,..correspondant au nombre quantique principal, chaque couche comprend différentes sous-couches d'énergies voisines correspondant aux autres nombres quantiques ; les niveaux énergétiques des couches et sous-couches sont caractéristiques de chaque élément.

Un électron incident d'énergie E_i peut expulser un électron d'un atome de la cible dont l'énergie de liaison est plus petite que E_c , 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 de photons émis est égale à la différence des énergies des couches concernées.

Le spectre des photons émis est ainsi un spectre discret de raies, ce spectre caractéristique de la cible, les différences d'énergie entre les couches sont autant plus grandes que l'atome est lourd et que l'on est proche de l'état le plus stable, les rayons émis seront donc situés dans la gamme du rayonnement X si la cible est constituée d'atomes suffisamment lourds et si l'électron éjecté appartient à une couche interne .

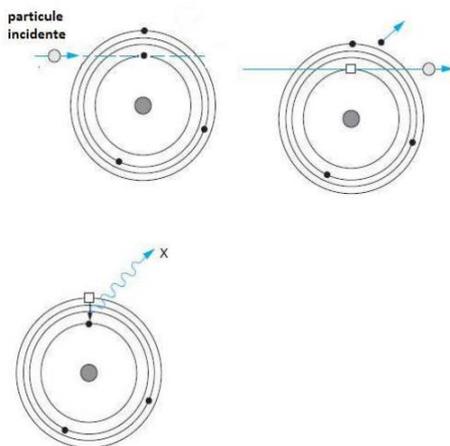


Figure I. 10: Production de rayons X par

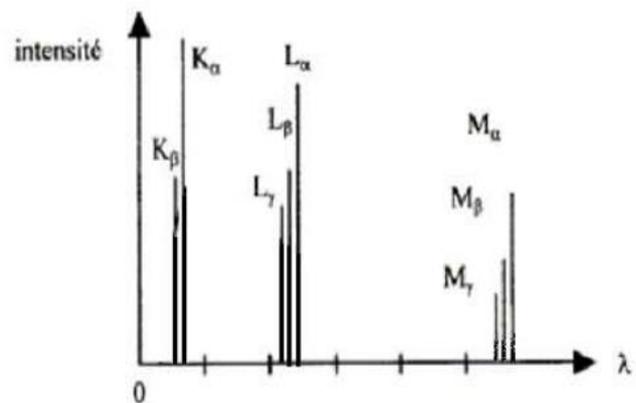


Figure I. 11: Le spectre discontinu rayons X sont produits par des transitions.

b. Le rayonnement continu de freinage ou Bremsstrahlung (Spectre continu):

Quand l'électron passe à proximité du noyau, il est attiré par la charge positive nucléaire, et sa trajectoire est modifiée; soumis alors à une accélération centripète intense, il rayonne de l'énergie sous forme d'un photon et se trouve finalement ralenti. Le rayonnement émis est appelé rayonnement de freinage ou "Bremsstrahlung"; cet échange d'énergie dépend de la distance à laquelle l'électron incident passe du noyau :

Les photons de freinage peuvent prendre toutes les valeurs énergétiques comprises entre 0 (passage à grande distance) et l'énergie des électrons incidents E_i (passage à proximité); Les

photons de faible énergie sont beaucoup plus nombreux que les très énergétiques car la probabilité pour un électron incident de passer à distance du noyau est très grande.

Ce rayonnement de freinage ne survient que dans la proportion de 1 pour 100 à 1 pour 1000 par rapport au rayonnement de fluorescence, si bien que les interactions électrons-matière produisent plus de chaleur que de rayon X. Le rayonnement X obtenu a la particularité d'être polyénergétique ou poly chromatique c'est à dire formé de photons d'énergies (donc de longueurs d'onde) différentes [14].

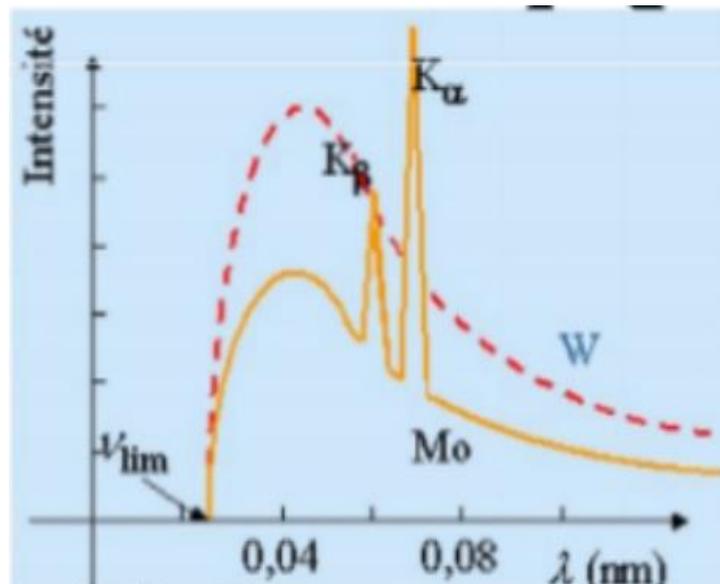


Figure I. 12: Ligne continue présente le spectre de rayons X. ligne pointillée présente le spectre de rayons X produit par des transitions.

1.5.2. L'interaction des photons X avec la matière:

Lorsqu'un 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 essentiellement à l'interaction des photons avec les électrons; dans un tel processus, l'énergie perdue se retrouve sous deux formes:

- ✓ Une partie E_A est absorbée par le milieu, et une partie E_D est diffusée et sort de la matière dans une direction différente de la direction du faisceau initial.
- ✓ Les phénomènes d'atténuation et d'absorption sont à l'origine des applications et des effets des rayons X en radiodiagnostic et en radiothérapie.

Le résultat de l'effet photoélectrique est l'arrêt du rayon x (le rayon x caractéristique est d'énergie trop faible pour avoir un effet significatif), la production d'un photoélectron qui pourra avoir des effets biologiques néfastes, et la production d'un ion positif.

Les atomes de numéro atomique élevé, comme l'iode ($Z=53$), le baryum ($Z = 56$), ou le plomb ($Z=82$) arrêtent plus facilement les rayons X par un effet photoélectrique que les atomes de numéro atomique faible (carbone, hydrogène, oxygène azote) composant la matière organique, ceci explique pourquoi la protection contre les rayons x est souvent réalisée par du plomb: quelques millimètres de plomb un suffisent à arrêter une grande proportion de rayons X [15].

1.6. Dangers des examens radiologiques

1.6.1 Danger pour les patients:

L'irradiation du patient, très variable selon le type d'examen, provient essentiellement du faisceau primaire (direct) mais aussi des photons diffusés; la radioprotection des patients repose sur des précautions simples:

- ✓ Pas d'examen radiologique inutile (sans incidence diagnostique ou thérapeutique).
- ✓ Pour les femmes période d'activité génitale, s'assurer de l'absence de grossesse.
- ✓ Limiter le champ d'irradiation à la zone utile.
- ✓ Contrôler régulièrement la qualité de l'appareillage.

1.6.2 Danger pour le personnel:

Les photons diffusés peuvent atteindre toute personne non protégée Située près du patient ou du faisceau primaire. ; La protection du personnel repose sur des précautions rigoureuses [16]:

- ✓ Commande à distance des appareils derrière un écran de verre plombé.
- ✓ Tablier et gants plombés si on reste auprès du patient lors de l'examen radiologique.
- ✓ Ne jamais s'exposer directement dans le faisceau d'un appareil de radioscopie (mains).
- ✓ Contrôler régulièrement la qualité des installations.

1.7. Traitement d'images médicales

Le traitement des images numériques est un domaine caractérisé par le besoin de nombreux travaux expérimentaux visant à établir la viabilité des solutions proposées. On désigne par le traitement d'images numériques l'ensemble des techniques permettant de transformer une image numérique en une nouvelle image ou même combiner plusieurs images entre elles.

1.7.1 Définition de l'image:

Le mot (image), découlant du latin imago, désigne une représentation planaire d'une scène ou d'un objet situé en général dans un espace tridimensionnel, elle est issue du contact des rayons lumineux provenant des objets formants la scène avec un capteur (caméra, scanner, rayons X...). Il ne s'agit en réalité que d'une représentation spatiale de la lumière. L'image est considérée comme un ensemble de points auquel est affectée une grandeur physique (luminance, couleur). Ces grandeurs peuvent être continues (image analogique) ou bien discrètes (images digitales ou numérique). Mathématiquement, l'image représente une fonction continue FI , appelée fonction image, de deux variables spatiales représentées par $FI(x, y)$ mesurant la nuance du niveau de gris de l'image aux coordonnées (x, y) [17].

1.7.2 Image numérique (ou digitalisée):

Une image numérique peut être représentée sous forme matricielle (Figure I.13) qui regroupe un ensemble de pixels. Chaque pixel ayant une couleur spécifique qui sera codée par un nombre binaire. On désigne donc sous le terme d'image numérique toute image acquise, créée, traitée ou stockée sous forme binaire (une suite de 0 et de 1). Le stockage de l'image numérique ainsi obtenue peut s'effectuer souvent sous différents formats (jpeg, bmp, tiff, png, gif...) [18].

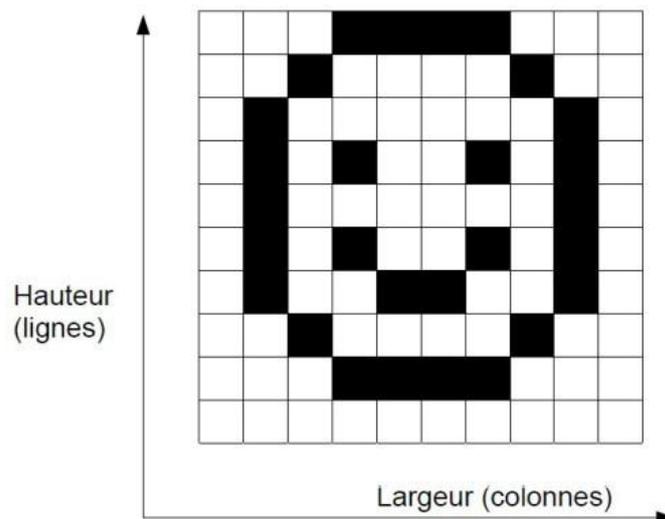


Figure I. 13: Représentation numérique d'une image.

L'image est un ensemble structuré d'informations caractérisé par les paramètres suivants :

a . Le pixel : Le pixel est l'élément de base d'une image ou d'un écran, c'est-à-dire un point.

L'ensemble de ces pixels est contenu dans un tableau à deux dimensions (largeur et hauteur) constituant l'image[19].

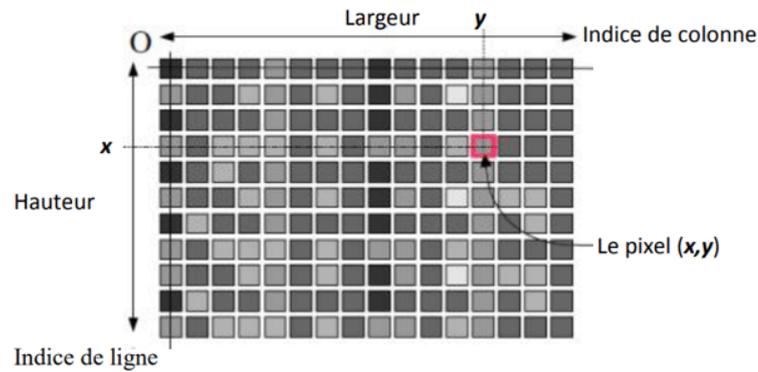


Figure I. 14: Représentation des pixels dans une image.

b. Le voxel : Le voxel est une unité d'informations graphiques qui définit un point dans un espace tridimensionnel. Puisqu'un pixel définit un point dans un espace à deux dimensions avec ses coordonnées x et y , un troisième coordonné z est nécessaire dans l'espace 3 D.

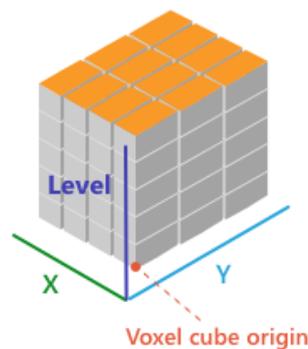


Figure I. 15: le voxel.

c. La résolution : La résolution est le nombre de pixels contenus dans l'image par unité de longueur. Elle s'exprime le plus souvent en ppp (point par pouces) ou en dpi (dots per inch), parfois en point par cm. Rappel : 1 pouce = 2,54 cm.

d. La taille d'une image : En imagerie médicale la taille des images dépend le plus souvent du capteur rentrant dans l'acquisition et de la région anatomique à imager[20].

1.7.2 Imagerie médicale a rayon x et scanner:

Le scanner produit sur un écran pixélisé un nombre important d'images de coupe fine du corps en envoient un faisceau très fin (1 – 4) mm de rayon x. Ces rayons permettent d'obtenir une image tridimensionnelle. Elle est idéale pour voir les os, le cerveau, le coeur....

Le principe de cette image est de rechercher les anomalies qui ne sont pas visibles sur des radiographie standard ou à l'échographie. Dans les images à rayon x, il y a un contraste important entre les os et les muscles, il y a peu de contraste entre les muscles et les tissus mous car les

rayons qui sortent d'un patient on des caractéristiques d'absorption et d'atténuation ou dépend des organes et leur épaisseur. La plage d'énergie des rayons x de diagnostic est comprise entre 10 et 200 Kev Il est a noté qu'un service de Radiologie produit plusieurs milliers d'images chaque jour, ainsi, un scanner, travaillant au rythme de 3 patients par heure produit environ 1500 images par heures, et il n'est pas possible de classer ces images dans un format courant de type JPEG ou GIF car il aurait un risque de pertes des données démographiques de l'image, (nom du patient, type d'examen, hôpital, date d'examen, type d'acquisition etc...).

Le format DICOM (voir figure I.16) permet de rendre unique chaque image produite et de leur associer des informations spécifiques [21].



Figure I. 16: Image DICOM du scanner pour une colonne vertébrale.

1.8. Conclusion

L'imagerie médicale est devenue importante en médecine, les médecins s'en servent pour appuyer leur diagnostic et établissent les traitements nécessaires. Dans ce chapitre nous avons présenté les différentes techniques d'imagerie médicale et on a basé sur l'imagerie de rayon x, objet de l'étude expérimentale. Dans le chapitre suivant nous présentons des généralités sur le traitement d'image radiographie standard ainsi que les différents blocs qui constituent un système de traitement d'image.

CHPITRE II :

La Radiographie standard



2.1. Introduction

La Radiologie conventionnelle elle repose sur la différence d'absorption des rayons X par les principaux constituants de l'organisme, eau, graisse, liquides (et tissus assimilés) et air, ces différences d'absorption donnent donc une indication sur la composition du milieu traversé; moins le milieu est absorbant (air et graisse), plus la quantité de rayons X transmise sera importante[22].

2.2. Les technologiques "appareillage "

L'appareillage est un ensemble complexe comportant, d'une part des éléments électriques constitués par le tube et son circuit d'alimentation, Connecté lui-même à des organes de réglage, de mesures et de commande de part des dispositifs permettent d'effectuer et de recueillir l'image radiographique.

2.2.1. Le tube à rayons X:

Un tube à rayons X fonctionne comme un convertisseur d'énergie spécifique, recevant de l'énergie électrique et la convertissant en deux autres formes d'énergie le rayonnement X (1%) et la chaleur (99%) La chaleur étant considérée comme le produit indésirable de ce processus de conversion, le rayonnement X est créé en prenant l'énergie des électrons et en la convertissant en photons. Cette conversion d'énergie très spécifique a lieu dans le tube à rayons X[23].

a. Constitution du tube à rayon X:

Le tube de radiodiagnostic est un tube Coolidge dont quelques éléments sont un peu particuliers :

- Une enceinte constituée
- D'une ampoule de verre où règne
- Un vide poussé
- Une cathode
- Une anode

Lampoule de verre : Est un bon isolant électrique; elle est parfaitement étanche aux gaz et sa transparence à la lumière visible et infrarouge permet l'évacuation rayonnante de la chaleur, elle se soude parfaitement aux alliages métalliques nécessaires à la construction du tube.

L'ampoule baigne dans une huile isolante, qui facilite le refroidissement de la paroi de verre et l'évacuation de la chaleur anodique.

L'anode :

- L'anode Elle peut être fixe ou rotative.
- Les tubes à anode fixe équipent les appareils de faible puissance (appareil de radiographie dentaire par exemple).
- L'anode est un bloc de cuivre rouge qui est un bon conducteur et permet d'éliminer la chaleur. Elle contient en son centre une cible ronde de tungstène et présente une certaine inclinaison par rapport à son axe horizontal.
- Les tubes à anode actuellement rotative sont les plus souvent utilisés actuellement.
- L'anode est constituée par un disque dont la face opposée à la cathode est taillée en biseau.
- Cette face présente donc une pente dont l'angle est mesuré sur une perpendiculaire à l'axe de l'anode. Ce disque tourne à très grande vitesse, 3000 ou 9000 tours/minute pour les tubes les plus récents.
- La rotation permet de répartir le choc des électrons projectiles, de changer constamment le point d'impact et de refroidir l'anode.
- La surface qui est frappée par le bombardement électronique et qui émet le faisceau est appelée foyer.
- La plupart des tubes actuels sont équipés de deux foyers.
- Deux surfaces concentriques différentes par leur pente et leurs dimensions constituent les pistes des deux foyers.

Schéma d'un tube a anode fixe:

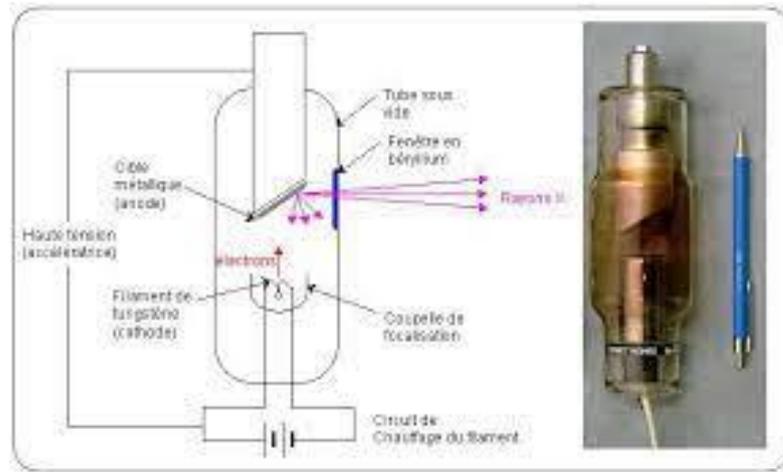


Figure II 1: Schéma d'un tube a anode fixe.

Schéma de l'anode tournante:

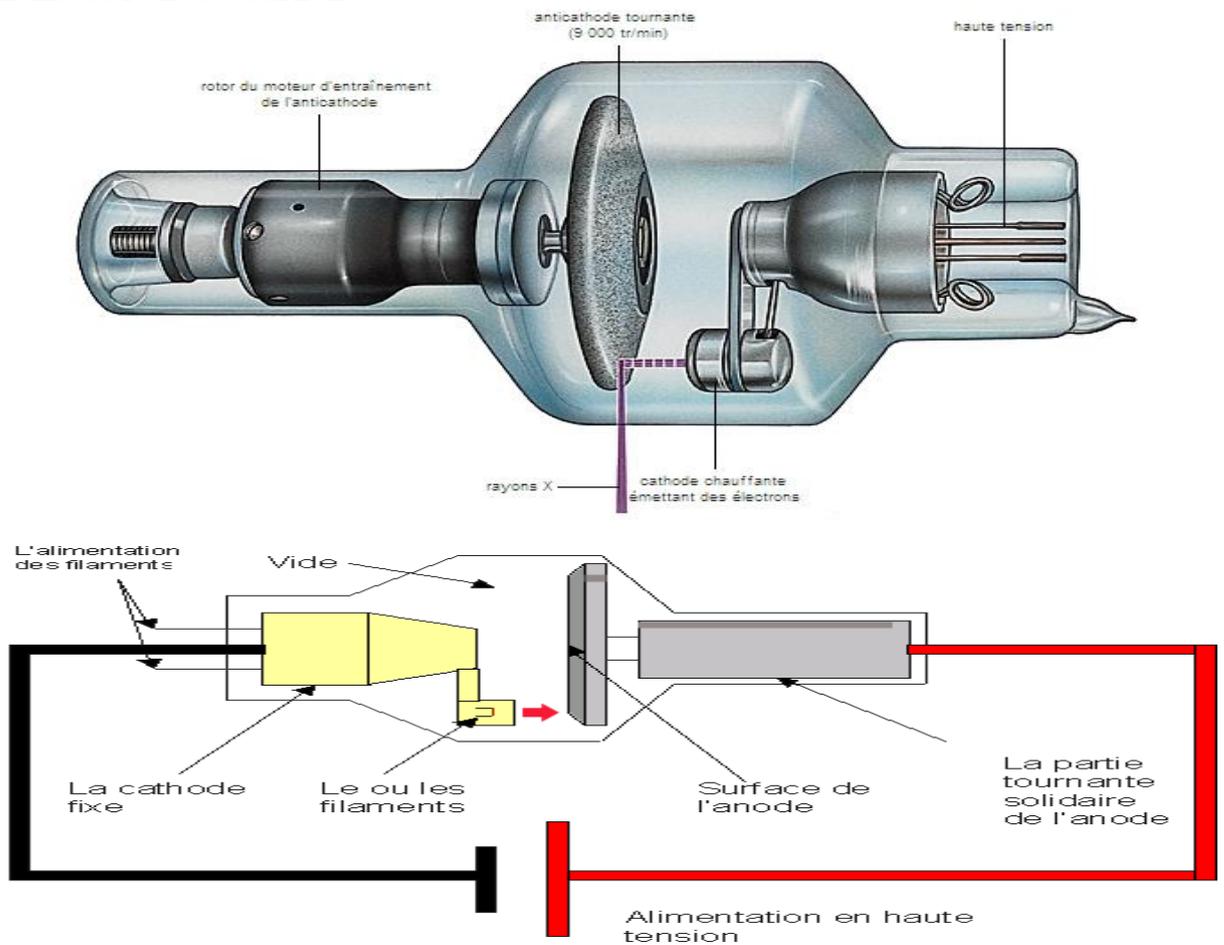


Figure II 2: Schéma de l'anode tournante.

La cathode:

- La source des électrons est constitué e par un filament hélicoïdal de tungstène, dont le diamètre est compris entre 0,2 et 0,3 millimètre.
- Il est parcouru par le courant dit de chauffage (quelques ampères, sous 5 à 20 volts) et porté à une température de plus de 2000 °C.
- Le support du filament est appelé la pièce de concentration. Sa forme est creuse et telle que les trajectoires des électrons, qui émanent du filament, sont concentrées pour atteindre l'anode.
- Sur la plupart des tubes modernes la cathode comporte deux filaments, de dimensions et caractéristiques électriques nettement différentes, pour former deux foyers également différents, donnant ainsi, à un même tube, un plus large éventail de possibilités d'applications[24].

Caractéristiques d'un tube à rayons x:

Seules sont étudiées les caractéristiques du tube à anode tournante, le plus utilisé. Il faut distinguer:

- ✓ Les caractéristiques mécaniques.
- ✓ Les caractéristiques physiques.

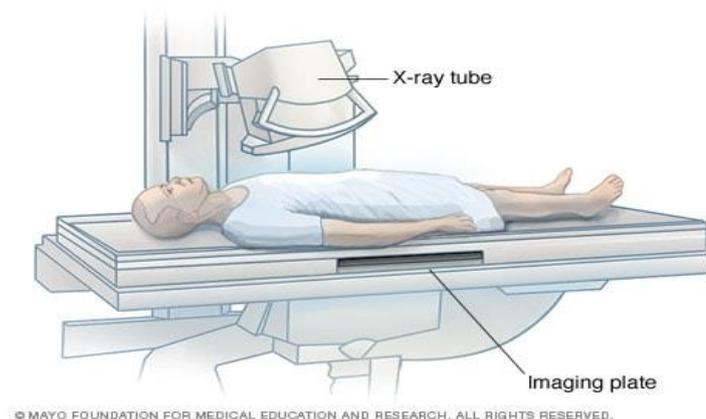


Figure II 3: Appareil fixe.

- Les caractéristiques mécaniques:**A) Le Foyer:**

- ✓ Le foyer est la source des rayons X: il est par la surface que viennent frapper les électrons émis par la cathode.
- ✓ Le foyer réel au niveau de l'anode a une forme rectangulaire.
- ✓ Il se projette dans la direction du rayon principal (rayon central du faisceau) sous la forme d'un carré désigné sous le nom de foyer optique.

Principe du foyer linéaire:

En effet si **a** est la largeur et **b** la longueur du foyer réel sur la projection de **b** est égale à :

$b \times \sin(\alpha)$ où α est l'angle de pente de l'anode au niveau du foyer, $b \times \sin(\alpha)$ a une valeur très voisine de **a**. il est possible d'écrire : $a = b \times \sin(\alpha)$ L'utilisateur ne connaît en général que les dimensions du foyer optique ($a \times a$) vu dans la direction du rayon principal; en pratique on désigne toujours les par la seule dimension (**a**) égale au côté du carré.

Tubes à anode fixe ont un ou deux foyers de dimensions comprises entre 3 mm (gros foyer) et 1 mm (petit foyer).

Les tubes à anodes tournantes ont des foyers plus petits:

- ✓ De 1,2 à 1,8 mm pour les foyers de grande puissance.
- ✓ De 0,6 à 1 mm pour les petits foyers de moyenne puissance.
- ✓ De 0,3 et même 0, 1 mm pour les petits foyers (ils permettent les techniques d'agrandissement direct).
- ✓

B) La pente de l'anode:

- ✓ La pente de l'anode est un facteur essentiel :
- ✓ Il existe une relation très précise entre les dimensions du foyer réel et la pente de l'anode.
- ✓ Pour les tubes courants, la pente de l'anode est de 15° à 20° .
- ✓ Le sinus de 20° étant égal à 0,34, cela signifie que **b** (longueurs du foyer réel) est à peu près 3 fois plus grand que **a** (coté du foyer optique).
- ✓ En réduisant l'angle d'anode α on augmente la surface du foyer réel (donc la puissance du tube) sans changer les dimensions du foyer optique.

C) Le diamètre de l'anode:

La figure si dessous montre qu'il existe un rapport entre la surface de la piste et celle du foyer. Etant donné que le disque d'anode tourne à une vitesse constante pendant la durée d'une pose, ce rapport est aussi celui du temps dont dispose un élément de surface pour se refroidir par conduction métallique, comparé au temps d'échauffement.

Soit ρ ce rapport :

$$\rho = \frac{\text{surface de piste}}{\text{surface du foyer}} = \frac{\text{temps de refroidissement}}{\text{temps dechauffement}}$$

-Les caractéristiques physiques:**A) Tension maximale:**

La fenêtre du tube est souvent complexe : mica + béryllium. Le mica sous la forme d'une feuille mince (0,5 mm) est solide et étanche (imperméable) au vide; le béryllium très transparent ($Z = 4$) est placé à l'intérieur et protège le mica contre toute action des électrons. Pour tenir la très haute tension s jusqu'à 150 KV, il faut :

- ✓ Que la distance entre cathode et anode soit suffisante.
- ✓ Que le vide interne soit suffisamment poussé.
- ✓ Que l'épaisseur du verre et sa nature (rigidité) puissent résister aux tensions des charges déposées sur les parois.
- ✓ Que l'isolement externe (huile d'isolement) soit bon.

C'est donc une question d'option et de fabrication. La tension maximale est une grande toujours clairement indiquée.

Notons, outre, que le tube est placé dans un montage en électrique symétrique ou équilibré. C'est-à-dire que les tensions sur anode et cathode doivent être égales (ou presque) à tout instant donné et toujours inférieures à la moitié de la tension totale.

Un tube de 150 KV ne peut recevoir sur ses électrodes que des tensions au plus égales à :

✓ +75 KV sur l'anode.

✓ -7 5 KV sur la cathode.

B) Puissance instantanée et puissance conventionnelle:

En électricité, la puissance d'un appareil récepteur qui n'émet pas d'énergie est égale au produit de la tension qu'il peut supporter par l'intensité qui peut le traverser.

Pour le tube à rayons X, c'est le produit de la haute tension (KV) par l'intensité (mA) qui passe par le faisceau électronique de la cathode vers l'anode.

L'unité de puissance est le watt (W) et :

$$1 \text{ watt (W)} = 1 \text{ volt (V)} \times 1 \text{ ampère (A)}$$

Ou

$$1 \text{ watt (W)} = 1 \text{ kilovolt (KV)} \times 1 \text{ milliampère (mA)}$$

Le travail fourni (ou énergie, ou charge) est le produit de la puissance par le temps.

L'unité de travail est le joule (J) et :

$$1 \text{ joule (J)} = 1 \text{ watt} \times 1 \text{ seconde (s)}$$

Le joule est équivalent à une certaine quantité de chaleur :

$$1 \text{ joule (J)} = 0,24 \text{ calorie (cal)}$$

L'effet du travail d'un tube à rayons X pendant un certain temps (puissance instantanée) est d'élever la température du foyer et de la piste jusqu'à un maximum qu'il ne faut pas dépasser. Il en résulte que, plus la puissance instantanée est élevée, plus la quantité de chaleur limite n'est rapidement atteinte. On s'attend donc à voir diminuer le temps limite de travail quand la puissance s'élève. Inversement, la puissance que le foyer supporter diminue quand on augmente le temps de charge.

C) Capacité thermique de l'anode:

L'énergie utilisée pendant la radiographie et la radioscopie s'accumule dans le métal de l'anode, le métal s'échauffe, La température du corps du métal ne doit jamais atteindre ni approcher celle permise pour le foyer, car il faut toujours respecter un écart suffisant pour que la chaleur s'écoule assez vite.

Une température dangereuse est celle qui ne détermine pas un écart suffisant avec la température limite. En conséquence, si cette température est atteinte, on a plus le droit de ne faire aucun cliché sans avoir attendu qu'une quantité considérable de chaleur n'est quittée l'anode. cette température maximale correspond une certaine quantité de chaleur emmagasinée : c'est la capacité thermique maximale. Elle dépend de plusieurs facteurs :

- De température maximale permise.
- De la masse métallique de l'anode.
- De la chaleur spécifique du métal constituant.

Logiquement, cette capacité thermique devrait se mesurer en calorie. Mais, cette unité n'est pas pratique et on lui préfère l'unité d'énergie le joule (J) car[25] :

$$1J= 1 \text{ KV} \times 1 \text{ mA} \times 1 \text{ seconde}$$

2.2.2. Le générateur:

Le générateur est constitué d'une part du tube radio gène, et d'autre part de l'alimentation électrique de celui-ci. Le langage courant, associe au terme de générateur l'ensemble des éléments qui agissent sur l'alimentation électrique et dissocie le tube radiogène.

Générateur comprend trois organes essentiels :

- Le transformateur.
- Les redresseurs.
- La minuterie.

Il adapte le courant électrique aux besoins du tube radiogène et remplit les fonctions suivantes:

Appliquer sur le tube une haute tension. La valeur de la haute tension ainsi que sa forme déterminent la qualité du rayonnement.

Eléments constitutifs:

a-Le transformateur : Le transformateur est toujours constitué d'un noyau ou armature en fer doux feuilleté, en forme de cadre. Au tour du noyau une ou plusieurs bobines de fil de cuivre sont enroulées. Ces bobines sont séparées ou concentriques.

La caractéristique importante, fondamentale, est le nombre de spires de chaque bobine.

Admettons, par simplification, que l'une des bobines, alimentée par le courant électrique alternatif du secteur de tension 220 V comporte 220 spires; on en déduit que la tension se répartit régulièrement à raison de 1V par spire.

La bobine alimentée est dite primaire; les autres bobines sont des secondaires. Soit n_1 le nombre de spires du primaire et n_2 celui des spires d'un secondaire.

Le rapport:
$$k = n_2/n_1$$

Est appelé rapport de transformation et il peut, selon les valeurs réciproques de n_1 et n_2 , être plus grand ou plus petit que l'unité.

Dans le premier cas:

$$n_1 > n_2 \quad K > 1$$

Le transformateur est dit survolteur; dans le second cas :

$$n_2 < n_1 \quad K < 1$$

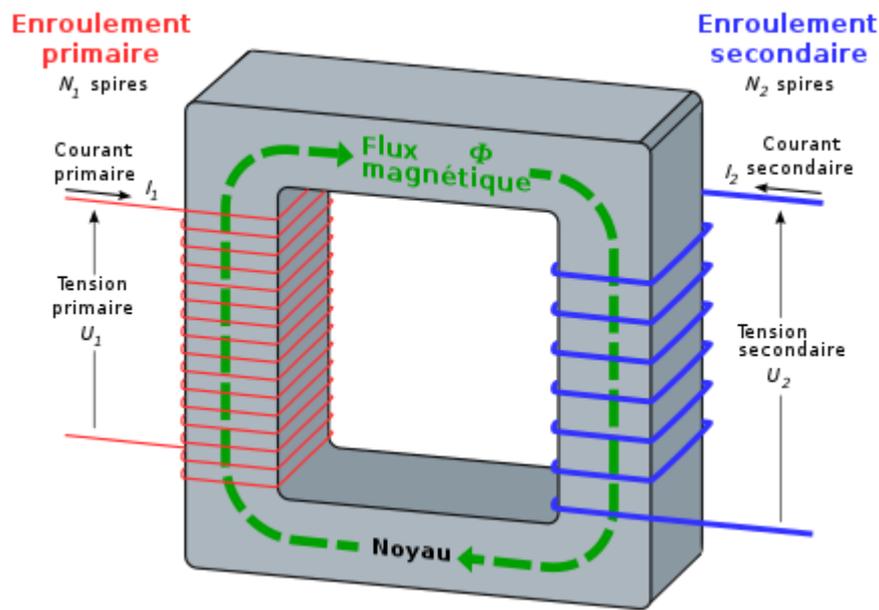


Figure II 4: Schéma d'un transformateur

b-Le redresseur: Le redresseur est un appareil électrique (électronique) qui a pour but de modifier le courant en un courant de même sens avec une tension la plus constante possible.

c-La minuterie: On désigne par ce terme le mécanisme ou le circuit électrique qui lance et interrompt le courant du tube à rayons X pendant la radiographie.

Cette commande, dans les appareils, se fait généralement en deux temps:

1) Le premier temps, ou temps de préparation:

Prépare tous les circuits et fonctions annexes dont certains doivent entrer en action quelques instants avant la radiographie).

2) Le second temps ou temps de radiographie:

Dans ce but, le bouton de déclenchement comporte deux positions ; une petite attente (de l'ordre d'une seconde) doit être respectée entre les deux temps Un système automatique maintient toujours un écart minimal si l'opérateur ne le respecte pas[26].

2.2.3. Conducteurs haute tension et pupitre de commande:

a - Conducteurs haute tension:

Ils amènent le courant haute tension du générateur au tube et l'on distingue:

- Les conducteurs rigides gaines de plomb et isolés par du papier huilé.
- Les conducteurs souples (ils ne doivent pas entraver la liberté de mouvements du tube) protégés par une couche de caoutchouc et enroulés d'une gaine tressée mise à la terre.

Ils sont formés de trois conducteurs : utilisés séparément doté de la cathode et en parallèle du côté de l'anode; Ils sont formés de trois conducteurs: utilisés séparément du côté de la cathode.

b- Pupitre de commande:

Il regroupe les organes de réglage et les cadrans de contrôle ; ce sont les suivants; Intensité du courant :

- Intensité du courant: (en mA) influence la quantité des photons X.
- Tension: (en kV) qui influence l'énergie des photons X.
- Durée d'exposition(en s): Le réglage du temps de pose et de l'intensité peut se faire séparément (ms et mA) ou de manière couplée (mAs).

Le temps de pose étant automatiquement le plus court possible compte tenu de la puissance d'appareil.

Le déclencheur de radiographie possède deux positions: la première lance l'anode, préchauffe le filament et la seconde entraîne le passage des rayons X[27].

2.2.4. Les principaux types de statifs:

a-La colonne porte-tube:

- Le tube est supporté par une colonne qui lui permet d'être mobile dans le sens vertical et horizontal.
- Les différentes positions de la colonne porte-tube rendent la table plus souple, elle permet de:
 - Choisir la distance foyer-film.
 - Déplacer le tube à rayons X verticalement et horizontalement.
 - Incliner le tube à rayons X pour la réalisation de certaines radiographies.

b-La table et le Potter: il y' a 4 types :

- 1) Les tables simples fixes munies ou non d'un Potter-bucky.
- 2) Les tables simples à plateau mobile à déplacement multidirectionnel.
- 3) Les tables basculantes munies d'un Potter-bucky.
- 4) Les tables spécialisées: comporte un plateau mobile latéralement et horizontalement.

c-Le porte-film (cassette):

- Est une enceinte close destinée à mettre le film à l'abri de « transparente » aux rayons. Elle s'ouvre comme un livre et contient un écran sur chaque face.

- Il existe plusieurs formats des cassettes :

- 18cm X 24cm
- 24cmX30 cm
- 30cm X 40cm
- 35cmX35 cm et 36X43 cm

d-Moyens de contention (ou d'immobilisation):

Se sont les accessoires utilisés pour faciliter l'exécution des examens, d'améliorer la qualité des images et de protéger le patient :

- ✓ Plaque pédiatrique, chaise abdominale et pulmonaire munies de bandes velcro.
- ✓ Serre-tête.
- ✓ Bande à compression.

- ✓ Bande d'immobilisation ou adhésive.
- ✓ Coussins radio-transparents.
- ✓ Sacs de sable.
- ✓ Courroie ou poids pour traction.
- ✓ Dispositifs de point d'appui.
- ✓ Support à cassette[27].

2.2.5. Négatoscope:

Négatoscopes sont des tables lumineuses rétro éclairées qui permettent de lire les radiographies par transparence. L'éclairage diffusé est similaire à la lumière naturelle. La précision de lecture du cliché radiographique et la justesse du diagnostic qui en découle dépendent directement de la qualité de cet éclairage[28].



Figure II 5: Négatoscope.

2.3. Formation De L'image Radiologique

Trois facteurs sont indispensables à la formation d'une image radiologique :

- 1) Le foyer radio gène (F), quasi ponctuel, source du faisceau de RX.

- 2) L'objet radiographié (O), dont on veut former une image, habituellement région anatomique.
- 3) Le récepteur (R), film le plus souvent, mais progressivement remplacé par des procédés électroniques, qui supporte l'image utile[29].

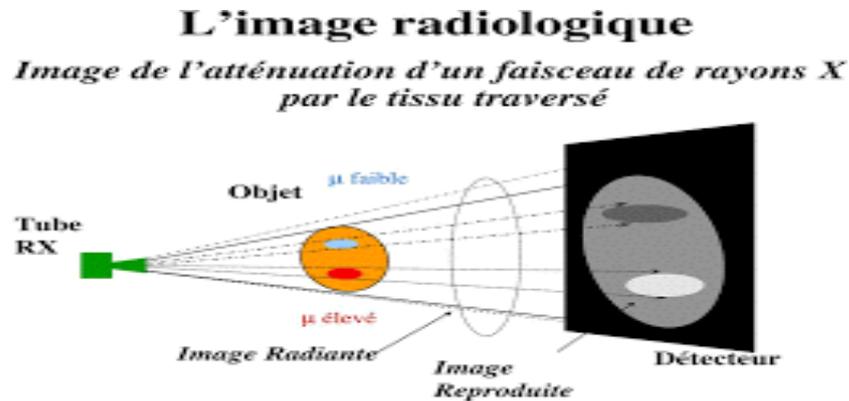


Figure II 6: Formation De L'image Radiologique.

2.3.1. Projection de l'image radiologique:

L'image radiographique est une image de projection obéit à cinq principes:

- Le foyer ou la source de radiation doit être aussi petit que possible. En effet plus que la source de radiation est petite plus que l'image est précise.
- La configuration du tube détermine ce facteur et l'opérateur n'a pas de contrôle sur cette partie de l'appareil mis à sa disposition, c'est donc un point important de se soucier de la grandeur du foyer réel lors de l'achat de l'appareil.

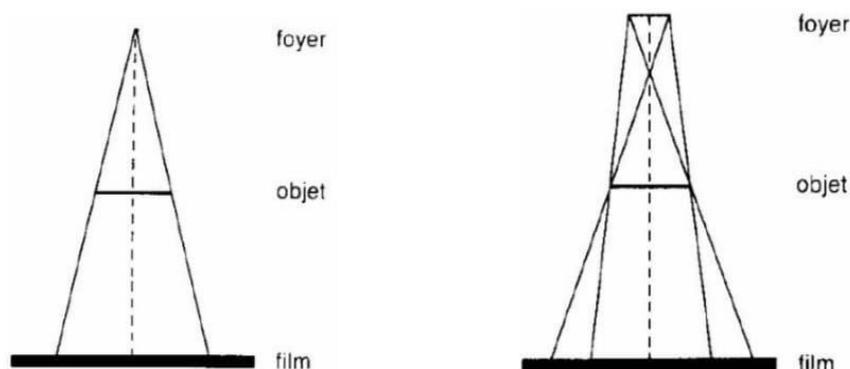


Figure II 7: influence de la longueur du cône sur l'image radiologique.

- La distance entre la source de radiation et le film (DFE) doit être aussi longue que possible.
- La distance entre l'objet à radiographier et la film doit être aussi courte que possible; On doit placer le film le plus près des structures à radiographier.

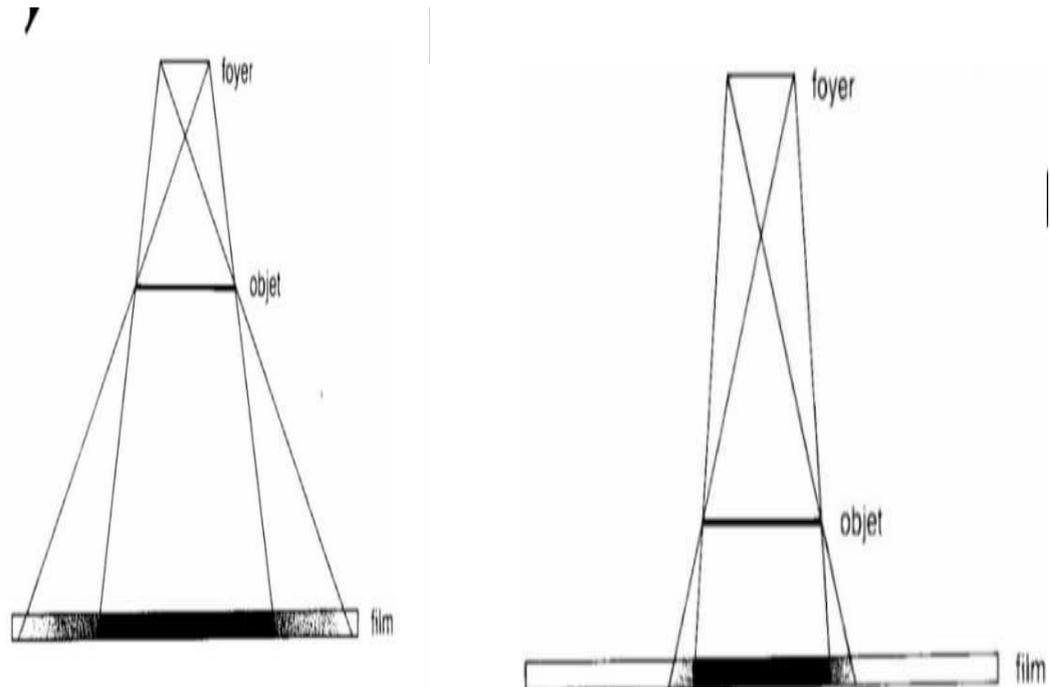


Figure II 8: influence de la distance entre l'objet et le film sur l'image radiologique .

- Il est souhaitable qu'il y ait parallélisme entre l'objet à radiographier et le film Radiologique.
- Le rayon central du faisceau des rayons X doit atteindre l'objet et le film à angle droit.

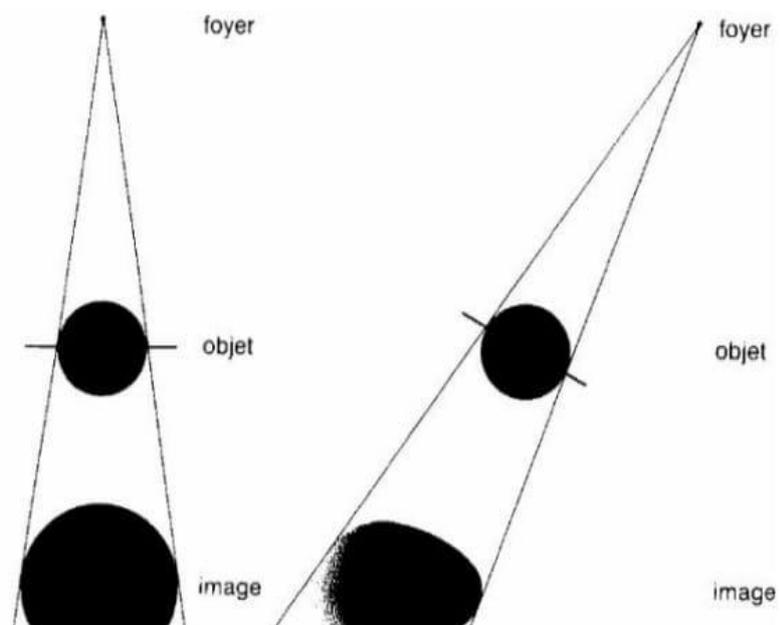


Figure II 9: influence d'un faisceau qui n'est pas a angle droit avec le film et l'objet.

2.3.2. Agrandissement:

L'image obtenue après la radiographie est toujours plus grande que l'objet radiographié.

L'agrandissement varie en fonction de la distance foyer-film. Plus la distance est grande, moins il y'a d'agrandissement :

-Si le rayon central ou rayon directeur ou principal perpendiculaire au centre du récepteur :

- ✓ Les structures planes et parallèles au récepteur agrandissement simple.
- ✓ Les structures obliques présentent une déformation de leurs images

- Si le rayon directeur oblique rapport au plan du récepteur Déformation complexe

2.3.3. Formation de Image radiante / image lumineuse:

Lorsqu'un faisceau de rayons X d'intensité incidente uniforme traverse un objet inhomogène du point de vue de l'atténuation des rayons X, le faisceau transmis n'est plus uniforme :

- Son intensité varie d'un point à l'autre de la section droite du faisceau on appelle image radiante la distribution de l'intensité dans la section droite du faisceau.

- Transmis cette image radiante invisible à l'œil est révélée par le récepteur dont le rôle est de la transformer en une image lumineuse visible par l'observateur[30].

2.3.4. Le récepteur de l'image radiographique (le détecteur):

a-Les cassettes: Se sont des boîtiers métalliques s'ouvrant comme un livre et assurant un contact intime entre écrans et films. Les cassettes protègent le film de la lumière du jour, leur conception générale reste peu modifiée actuellement :

- La paroi exposée aux rayons x est constituée par une plaque d'aluminium qui permet le passage des rayons x jusqu'au film, la paroi opposée, également en aluminium, est recouverte d'une feuille de plomb qui stoppe les rayons x et absorbe le rayonnement diffusé en retour.

- Il importe de maintenir les cassettes en bon état, faute de quoi les films exposés qu'elles renferment peuvent être endommagés. La lumière du jour peu pénétrer dans la cassette si cette dernière est en mauvais état ; si elle est tombée ou si elle a été rangée sous un objet lourd, elle se

déforme et peut laisser pénétrer la lumière sur le film, même si les côtés apparaissent correctement fermés.

- N'employez jamais de tournevis, de clé, de ciseaux, de couteau ni un objet similaire quelconque au voisinage d'une cassette ouverte, et encore mois à l'intérieur.

b -film photographique : C'est le plus simple et le plus ancien détecteur formé du centre vers la superficie:

- Support en polyester transparent (170 μ).
- Couche intermédiaire assurant l'adhérence entre support et émulsion.
- L'émulsion proprement dite, en gélatine contenant les cristaux de bromure d'argent.
- L'émulsion est habituellement distribuée sur les deux faces du film (film bicouche).
- Ou sur une seule face (films monocouche); elle est plus sensible aux photons lumineux qu'au rayon X.

2.3.5. La qualité d'image:

a-Netteté de l'image flou:

- Les contours de l'image doivent être nets (parfaitement délimités).
- Une ligne précise sépare les zones opaques sombres et claires.
- L'absence de netteté est le flou.
- Inévitable et les phénomènes qui le produisent sont nombreux.
- Les 4 causes principales sont :
 - ✓ Flou géométrique.
 - ✓ Flou cinétique.
 - ✓ Flou d'écran.
 - ✓ Flou de forme.

b-Contraste: Les différences d'intensité dans le noircissement du film permettent de reconnaître les structures que l'on souhaitait étudier.

d-Incidence: L'analyse anatomique impose une comparaison à des clichés pris dans une position définie de référence.

e-Centrage: L'image utile doit se trouver au centre d'un film de dimension minimale.

f-Conformité aux règles de présentation: L'identification du malade, du côté ou des conditions de réalisation obéit à des règles administratives (identité, côté) ou de tradition locale (position de l'étiquette, enveloppe).

2.4. La tomographie ou radiographie analytique

La tomographie ou radiographie analytique est une technique d'imagerie, très utilisée dans l'imagerie médicale, ainsi qu'en géophysique, en astrophysique et en mécanique des matériaux. Cette technique permet de reconstruire le volume d'un objet à partir d'une série de mesures effectuées depuis l'extérieur de cet objet[31].

2.4.1. Les différents types de tomographe:

a- La tomographe à balayage linéaire:

La tomographe à balayage linéaire est le plus simple, le tube à rayon X et le Potter contenant la cassette sont solidarisés par un bras comportant un axe de rotation, autour de cet axe va s'effectuer un déplacement simultané et en sens contraire de tube et de Potter, seules les structures situées dans le plan de l'axe de rotation auront une image nette en effet, leur projection sur le film ne varie pas au cours de mouvement.

b-La tomographie à balayage complexe:

On a (circulaire, spiralé, hypocycloïde...etc.), l'effacement en supprimant les tramées de balayage[32].

2.5. Conclusion

Les radiographies standards permettent principalement d'obtenir des images bidimensionnelles des structures osseuses et articulaires : elles sont notamment utilisées en orthopédie, rhumatologie et orthodontie car elles permettent l'étude des lésions osseuses (fractures, etc.), des déformations osseuses. Implants squelettiques ou dentaires. La pneumologie (rayons X des poumons) est également utilisée.

Chez la femme, la mammographie est devenue un check-up Système de prévention du cancer du sein. Il est également possible de visualiser certains organes ou parties creuses, habituellement invisibles aux rayons X, en les remplissant d'un produit de contraste, opaque aux rayons X : c'est la radiographie de contraste.

Chapitre III :

La Scannographie



3.1. Introduction

A l'aide de l'informatique et du traitement numérisé des images, le scanner fut mis au point en 1972, par les radiologues britanniques Allan Mc Cormack (1924-1998) et Godfrey N.Hounsfield (1918) La tomodensitométrie a bénéficié, depuis sa mise au point en 1972, de nombreuses améliorations parmi lesquelles deux évolutions technologiques majeures: l'acquisition hélicoïdale en 1989 puis l'acquisition multi coupe en 1998, en citera.

- 1971: premier examen tomodensitométrique cérébral, il est réalisé au Atkinson Morley's hôpital à Londres par l'ingénieur Hounsfield et le radiologue de neuro Ambrose sur une machine construite par la société EMI, cette firme dans laquelle travaille Hounsfield ne faisait pas partie des grands constructeurs classiques de tables radiologiques mais a investi massivement dans la recherche médicale grâce aux bénéfices colossaux générés par la production des disques des Beatles.
- 1974 : le physicien américain Ledley, de la Georgetown university à Washington met au point le premier appareil corps entier : le temps d'obtention d'une image est alors de 5 minutes.
- 1979: le prix Nobel de médecine est décerné à MacLeod et Hounsfield pour la mise au point de la tomodensitométrie.
- 1989: mise au point de la rotation continue puis de l'acquisition hélicoïdale qui va redonner un essor considérable au scanner qui semblait alors en voie d'être concurrence, voire éclipsé par l'imagerie par résonance magnétique.
- 1992: acquisition de deux coupes simultanées par rotation.
- 1995: acquisition (sub seconde)0,75 seconde par tour.
- 1998: acquisition de 4 coupes simultanées.
- 2000: acquisition de 8 puis 16 coupes simultanées.

Dans ce chapitre, nous allons présenter les caractéristiques les plus importants: principes physiques et composants de base du scanner, les modes de fonctionnement, et déroulement d'un examen[33].

3.2. Principes physiques

3.2.1. Origine du contraste en tomodensitométrie (TDM):

- Lors de la traversée des tissus biologiques, les faisceaux de rayons (X) sont atténués en fonction de la densité des tissus mesurés par le coefficient d'atténuation.
- le tissu le plus dense est l'os qui apparaît en blanc par contre le plus faible coefficient d'atténuation c'est l'air qui laisse passer les rayons X et apparaît en noir.

3.2.2. Principes de base:

a. Le principe de la TDM : Le principe de la TDM consiste à reproduire sur écran la distribution spatiale de l'atténuation de rayons (X) dans une coupe de l'organisme.

b. La mesure de coefficient d'atténuation: La mesure de coefficient d'atténuation du faisceau de rayons (X) par le corps et le calcul de la densité radiologique des tissus liée elle-même à leur composition chimique. Ce qui permet de différencier les organes. et éviter les superpositions des tissus :

- ✓ Les détecteurs reçoivent les rayons (X) qu'ils transforment en signal électrique.
- ✓ On obtient une image bidimensionnelle et le volume étudié est décomposé en petits volumes élémentaires voxel disposés de façon ordonnée selon une matrice (pour résoudre le problème de la reconstitution de l'image numérique c'est un tableau composé de **m** colonnes : et **n** lignes définissant un nombre (**m × n**) de carrés appelés éléments matriciels ou pixels. Le pixel représente la densité moyenne du voxel qui est l'épaisseur de la coupe.

C. Résolution spatiale: pour obtenir une image plus fidèle à la réalité il faut [34]:

- ✓ augmenter la taille de la matrice.
- ✓ prendre coupes fine → $R_s \uparrow$
- ✓ prendre coupe épaisse.

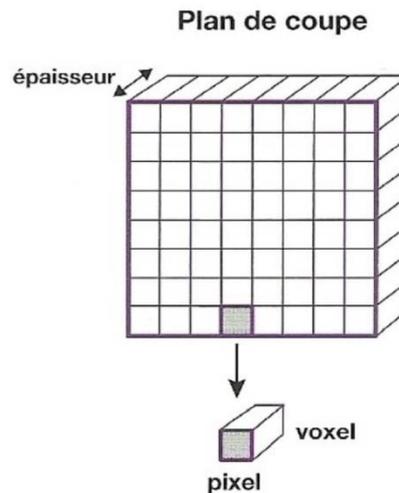


Figure III 1: plan de coupe.

3.2.3. Formation de l'image:

Le principe mathématique des images scannographiques a été introduit par Radon en 1917. Il a prouvé que l'image d'un objet inconnu peut être reconstruite à partir d'un nombre infini de projections de l'objet.

a. L'atténuation et l'origine du contraste en TDM:

Lors de la traversée des tissus biologiques, les faisceaux de rayons X sont atténués en fonction de la densité des tissus mesurés par le coefficient d'atténuation.

En radiologie conventionnelle, le tissu le plus dense est l'os qui en arrêtant la plus grande partie du rayonnement apparaît en blanc sur le film. Par contre, le plus faible coefficient d'atténuation est celui de l'air qui laisse passer les rayons et apparaît en noir.

Ces mêmes principes sont applicables en TDM, où la reconstruction informatique des images permet de retrouver ces contrastes.

Un faisceau de rayon X traversant un objet homogène d'épaisseur D subit une atténuation, fonction de la densité électronique de l'objet. La valeur de l'atténuation est obtenue par soustraction entre l'intensité du faisceau de rayons X avant et après traversée de l'objet.

Elle est définie par la relation:

$$\log(I_0 / I) = Du \quad (\text{III-1})$$

avec :

I_0 l'intensité incidente du faisceau

I_1 l'intensité émergente

u : le coefficient d'atténuation de l'objet traversé

D : l'épaisseur de l'objet

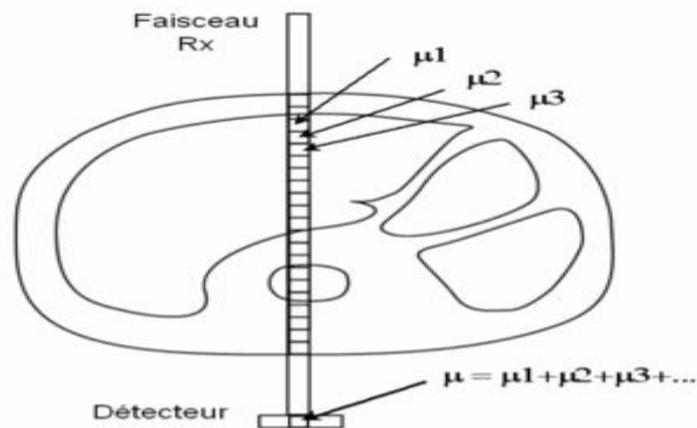


Figure III 2: L'atténuation mesurée par un détecteur dépend de toutes les structures traversées et la valeur de u est une valeur.

b. Projections:

Le détecteur transforme les photons X en signal électrique. Ce signal est directement proportionnel à l'intensité du faisceau de rayons X émergent dans la traversée d'un tissu d'épaisseur D .

Le profil d'atténuation ou projection correspond à l'ensemble des signaux électriques fournis par la totalité des détecteurs pour un angle de rotation donné.

Un mouvement de rotation autour du grand axe de l'objet à examiner permet d'enregistrer une série de profils d'atténuation résultants de la traversée de la même coupe selon différents angles de rotation (de l'ordre de 1000 mesures par rotation).

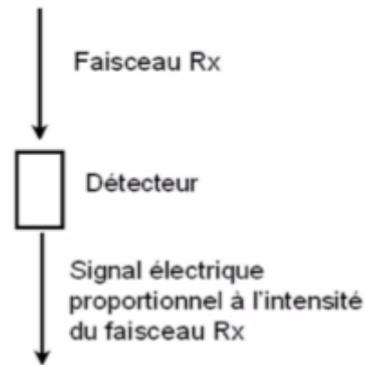


Figure III 3: le détecteur transforme le faisceau de RX en signal électrique.

c. Rétroprojections:

Les projections sont échantillonnées et numérisées. Ces données converties ou données brutes sont des valeurs numériques avec une adresse spatiale. Avec n projections obtenues selon des angles différents, il est possible de reconstruire une image du plan de coupe étudié. Ces projections sont rétro-projetées sur une matrice de reconstruction.

Chaque profil d'atténuation est projeté selon le même angle qu'à l'acquisition. A partir des valeurs d'atténuation mesurées par chaque détecteur, l'ordinateur calcule la densité de chaque pixel de la matrice.

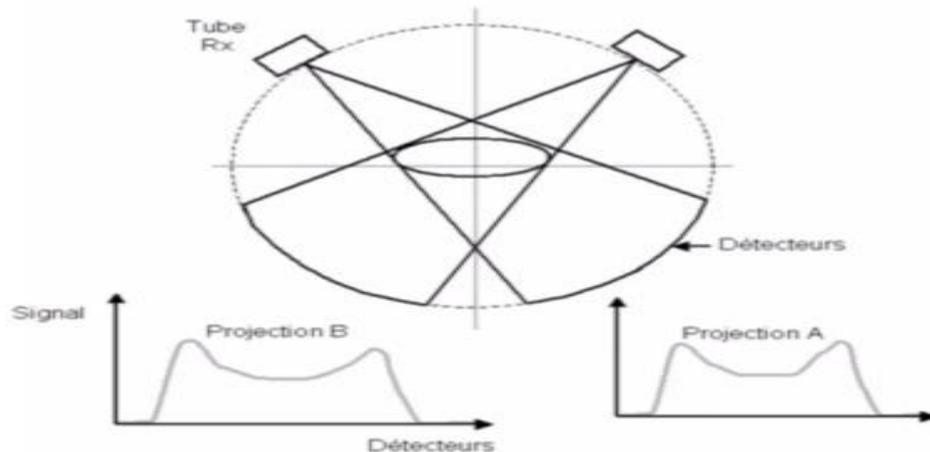


Figure III 4: principe de mesure A chaque rotation de multiples profils d'atténuation son obtenus selon différent angles de rotation

d. La matrice à l'image:

La matrice est un tableau composé de n lignes et m colonnes définissant un nombre ($n \times m$) de carrés élémentaires ou pixels. Les matrices actuelles vont jusqu'à (1024 x 1024). A chaque pixel de la matrice de reconstruction correspond une valeur d'atténuation ou de densité.

En fonction de sa densité, chaque pixel est représenté sur l'image par une certaine valeur dans l'échelle des gris.

Pour bien comprendre la formation de l'image scannographique, il faut savoir que:

- ✓ A l'intérieur d'une matrice on peut effectuer les opérations d'additions et de multiplications sur les rangées, les colonnes et les diagonales.
- ✓ La précision du dessin matriciel augmente en réduisant les dimensions des pixels qui la composent et en augmentant leur nombre.

d. Visualisation de l'image:

La visualisation de l'image dépend des caractéristiques des écrans et de leurs résolutions correspondant au nombre de pixels affichés par unité de longueur.

Chaque donnée numérique va être convertie, sur un écran d'ordinateur (un moniteur) en un point lumineux dont l'intensité (blanc, gris, noir) est proportionnelle à l'absorption des rayons(X).

Le concept mathématique de la matrice à une réalité physique, celle-ci est concrétisée par la mémoire image qui constitue le dernier étage du processus de reconstruction. Dans cette mémoire sont stockés tous les points images composant la matrice.

En scanographie, 10 millions d'images sont effectuées pour produire une seule image.

Seul l'ordinateur ultra puissant peut les réaliser, seul l'opérateur peut intervenir sur le type de calculs programmés et ainsi choisir une fenêtre de visualisation. L'image imprimée doit être conforme dans son contraste et son noircissement à celle apparue sur le moniteur de la console.

e. Echelle D'Hounsfield:

Création des images : Les faisceaux de rayons X traversant un objet subissent une atténuation par absorption et diffusion qui dépend de la composition atomique du tissu et de l'énergie des rayons X incidents. La mesure des densités des tissus biologiques se fait à partir de l'absorption du faisceau de rayons X. L'image est reconstituée par calcul et représente la (tranche) du corps humain explorée.

- **Le spectre énergétique du rayonnement X:** Il est caractérisé par son énergie moyenne et la largeur de son spectre. Trois niveaux d'énergie moyenne sont disponibles en clinique :

- 80 kV, utilisé surtout en pédiatrie ou pour des comparaisons de densités avec les hautes énergies.
- 120 kV, énergie moyenne, utilisée pour les patients minces.
- 140 kV, qui améliorent le rapport signal/bruit et la qualité de l'image chez les patients « épais », mais qui est plus irradiant.

- **Densité au scanner & unités Hounsfield :** Deux étapes sont nécessaires à la reconstruction d'une image TDM. D'abord, la mesure de l'atténuation des rayons X traversant le patient dans différentes directions puis, le calcul des coefficients d'atténuation linéiques pour chaque élément volumique de l'objet.

Pour chaque angle de rotation, le signal perçu est stocké sur l'ordinateur et il mesure l'atténuation dans la direction considérée. La densité (opacité) dépend de μ où μ est le coefficient d'absorption linéaire du matériau traversé (en cm^{-1}) pour un élément chimique donné, il dépend de sa densité et varie en fonction de l'énergie des photons incidents :

$$I = I_0 \exp(-\mu D) \quad (\text{III-2})$$

où : I est l'intensité du faisceau de RX après traversée d'une épaisseur D de matière, I_0 est l'intensité initiale du faisceau de RX, D est l'épaisseur de matériau traversé.

La formule mathématique qui relie le coefficient d'atténuation linéaire μ_i d'un corps donné (i) et son opacité en unités Hounsfield (UH) se définit par la valeur de l'atténuation des rayons X par l'eau à la température ambiante.

$$\text{Densité (UH)} = 1000 \cdot \frac{\mu_i - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \quad (\text{UH} = \text{unités Hounsfield}) \quad (\text{III-3})$$

Hounsfield a défini une échelle de densités où : **Eau = 0 UH ; Air = - 1000 UH ; Os = + 1000 UH**

Les densités des principales structures anatomiques sont situées sur cette échelle :

Graisse : - 150 à - 50 UH

Foie, Vaisseaux : + 40 UH à + 80 UH

Rein : + 30 à + 50 UH

Lithiases : + 100 à + 700 UH

Parenchymes après injection : + 200 UH

Puisque les densités tissulaires, hydriques et graisseuses avec des extrêmes représentées par l'air et le tissu osseux. Au lieu de distribuer 2000 niveaux de densité dans une échelle de gris, on ne met que les données de la fenêtre utile avec cette échelle de gris[35].

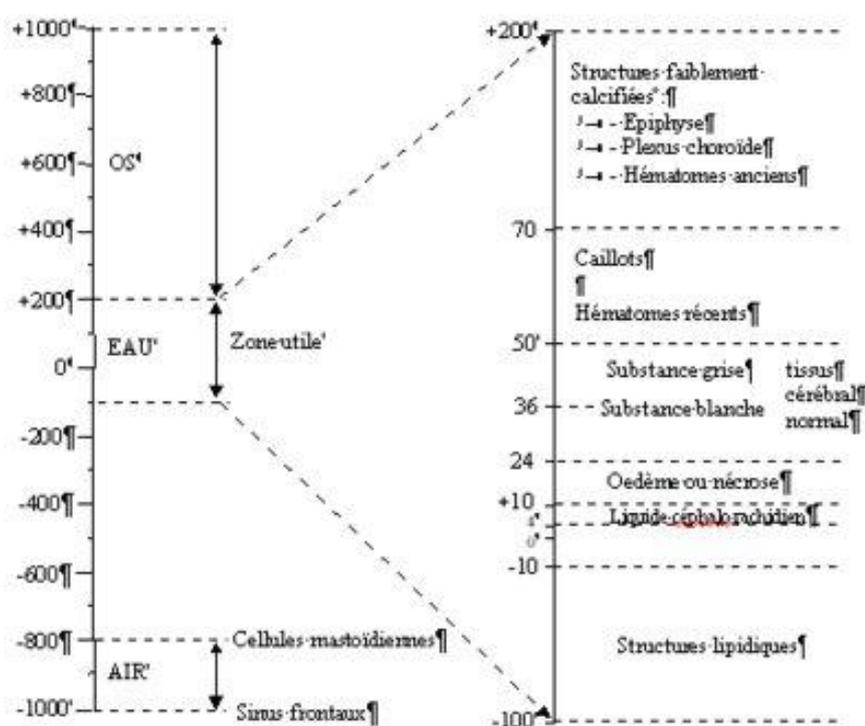


Figure III 5: Échelle d'absorption de Hounsfield.

f. qualité de l'image:

Les critères de qualité de l'image sont liés à l'orientation 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[36].

3.3. Composants de base d'un scanner

3.3.1. Chaîne radiologique:

a. Générateur à haute tension:

Il alimente un tube à rayons X sous contrôle d'un ordinateur, il est plus puissant qu'un générateur d'une conventionnelle, il est d'une intensité de 2000 MA. Son régime doit être continu et donc parfaitement stabilisé par régulateur électronique automatique. La qualité du faisceau dépend de la qualité du générateur. Il fournit la haute tension au tube, il est actuellement toujours (embarqué), dans le statif, tournant avec le tube.

L'alimentation se fait par le biais de bagues collectrices sur un anneau tournant frottant sur des charbons, au lieu d'une alimentation par un câble haute tension fixe. Cette évolution technologique importante a permis le développement de la rotation continue.

b. Source de rayon X:

La source de rayons X est un ensemble composé d'un émetteur de rayons X appelé tube radiogène et de son alimentation. Le tube à rayon X doit être relié à un générateur de haute tension, à un générateur secondaire de basse tension et à un système de refroidissement. Sa puissance est de l'ordre de 30 kW. Il est constitué d'une anode et d'une cathode placée sous vide dans une ampoule de verre.

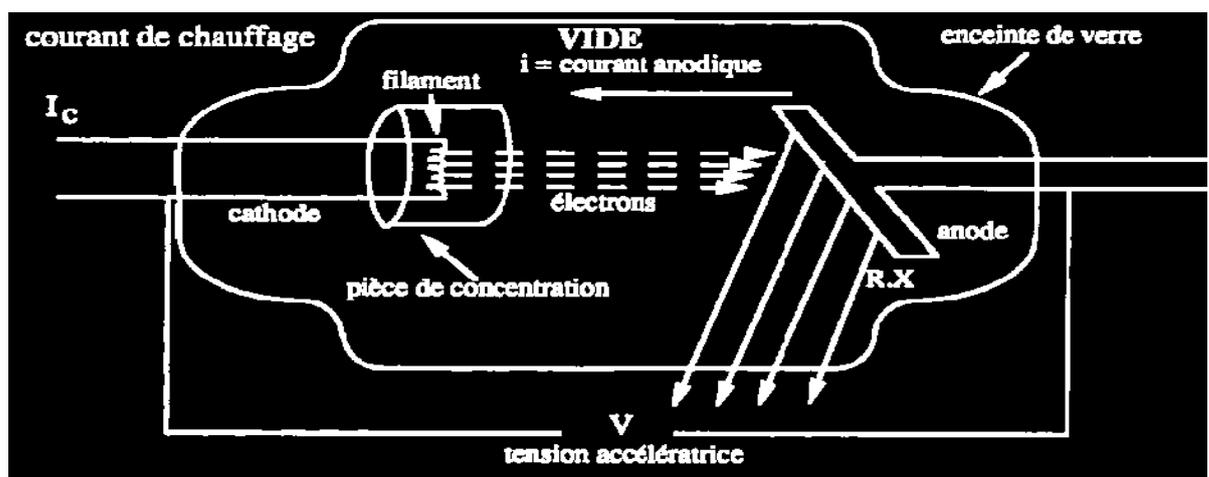


Figure III 6: Tube à rayon X avec une anode tournante.

L'émission de rayons X résulte du flux d'électrons libérés par la cathode et venant frappé l'anode. Le rendement du tube à rayons X est particulièrement faible (1% rayons X, 99 % chaleur). C'est le domaine qui a le moins progressé depuis les premiers appareils.

-Les composantes d'un tube à rayon x:

1. La cathode : Dans la plupart des appareils, la cathode est composée de deux filaments de tailles différentes. Le grand filament permet d'augmenter le flux d'électron d'où la production de rayons X quant au petit filament, il permet de concentrer un faisceau d'électron plus faible sur une plus petite surface de l'anode, améliorant la qualité de l'image.

2. L'anode tournante: Les appareils équipés d'anode tournante sont de puissance de l'ordre de 15 à 20 kW. Dans les tubes à anode tournante, le corps de l'anode en cuivre se termine par un disque de carbone recouvert d'une couche avec un alliage de tungstène et de rhénium. Le tungstène est le principal producteur de rayons X, alors que le rhénium est un bon conducteur de chaleur permettant de refroidir l'anode.

Anode tournante a foyer fin permettant l'émission d'un faisceau de rayon x stable, continu et homogène pendant la durée de l'acquisition, la capacité thermique de l'anode est élevée ainsi que celle de la dissipation thermique du tube.

3. Les enveloppes de protection: Le tube à RX est entouré de plusieurs enveloppes de protection permettant d'assurer une protection électrique, thermique et mécanique du tube tout en assurant la protection des utilisateurs contre les rayonnements de fuite. Le tube est entouré d'une ampoule de verre qui a pour fonction d'assurer une isolation électrique, d'évacuer la chaleur produite et d'assurer un vide aussi parfait que possible. En l'absence du vide, des phénomènes électriques parasites inacceptables se produisent.

4. Le circuit de refroidissement: L'huile minérale qui se trouve entre la gaine et l'ampoule a pour rôle l'équilibre des températures entre ces divers éléments. L'évacuation de chaleur de la gaine peut se faire par convection de l'air entourant la gaine. La gaine en métal servira à dégager la chaleur produite.

- **Filtration:** Les rayons X émis ont des niveaux énergétiques variés (rayonnement non monochromatique) ; les rayons de basse énergie, qui ne traversent pas le corps humain, doivent

être supprimés par les filtres placés à la sortie du tube, aboutissant à un «durcissement du faisceau».

- Collimation:

- la collimation primaire (entre le tube et le patient) détermine la largeur du faisceau de rayons X et donc l'épaisseur de coupes (1 à 10 mm).
- la collimation secondaire (entre le patient et les détecteurs) a pour but de diminuer le rayonnement diffusé.

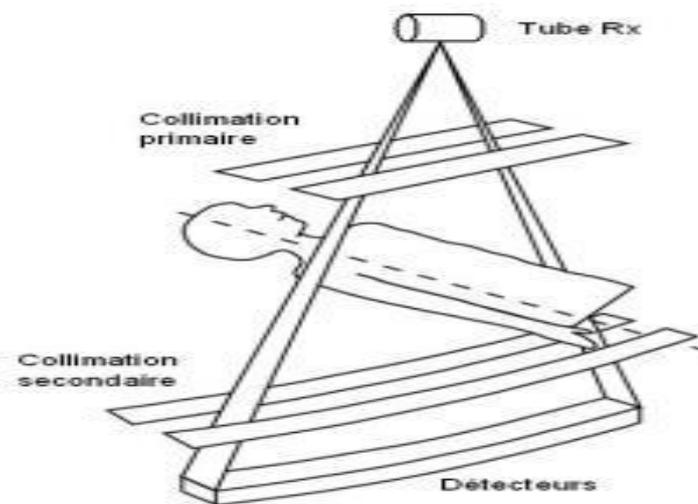


Figure III 7: collimation.

- Le système de détection : Le système de détection est composé des éléments de détection des rayons X et le système électronique (amplificateur, convertisseur analogique...). Les détecteurs sont un des points clés de la qualité de l'image et des performances d'un scanner. Ils évoluent très rapidement sur le plan technique, un système devenant obsolète en 2– 3 ans.

Une barrette de détection est constituée de multiples cellules de détection (près de 900 détecteurs sur le statif) placés côte à côte en face du tube à rayons X sur un arc de cercle d'environ 40°.

Actuellement il s'agit de détecteurs solides : cristaux de scintillation, de rendement élevé. Le détecteur scannographique doit avoir une surface suffisante pour détecter le faisceau de rayon X. Ces éléments sont disposés en une seule rangée de capteurs, on les appelle les SDCT (Single Detector Computed Tomography).

Quand on a plusieurs rangées de capteurs, on parle des MDCT (Multi Detector Computed Tomography).

Chaque rangée comporte entre 600 et 900 capteurs à rayons X et permet d'acquérir une coupe transversale de la région scannée, ainsi un CT 4 barrettes peut réaliser 4 coupes en une seule révolution des émetteurs/récepteurs.

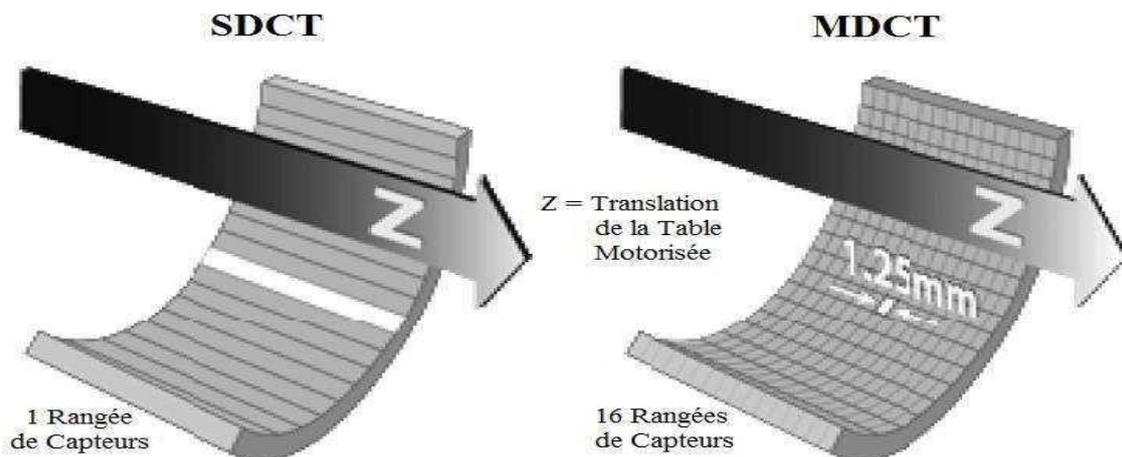


Figure III 8: Schématisation du nombre de rangées des capteurs à rayons X présents sur les CT mono-barrette (SDCT) et multi-barrettes (MDCT).

Le système de détection a pour rôle de transformer le faisceau projeté des rayons X en signal électrique, de l'amplifier et de le numériser. On peut classer les détecteurs à rayon X selon différentes approches :

- ✓ La première approche consiste à les classer selon leurs méthodes de conversion des rayons X : la méthode de conversion directe et la méthode de conversion indirecte. Pour la méthode directe, les rayons X sont convertis en signal électrique (détecteur à xénon), quant à la méthode indirecte, les rayons X sont convertis en lumière visible qui est enregistrée par une photo détecteur, puis convertie en signal électrique (détecteur solide).
- ✓ Une deuxième approche vise à les classer selon leurs modes de détection : le mode de comptage et le mode d'intégration de charges.

Le mode de comptage consiste à détecter et compter individuellement les photons qui interagissent avec le détecteur.

Alors que Le mode d'intégration de charges permet d'intégrer la charge totale déposée lors du passage des photons pendant la durée d'intégration.

Dans cette partie, nous nous intéresserons à décrire sommairement les principaux types de détecteurs de rayons X et ses caractéristiques.

A. Différents types de détecteurs utilisés pour un scanner:

➤ **Les chambres à ionisation** : Les chambres à ionisation sont des détecteurs à gaz utilisés pour les anciens TDM. Dans cette technologie, les rayons X sont directement convertis en charges électriques dans un gaz sous pression. Ces chambres détectent le passage d'une particule chargée en mesurant 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.

- Chambre à 1000 détecteurs.
- Détecteurs: 1mm d'épaisseur.
- 30 mm de largeur.
- 50 mm de profondeur.
- 2 à 1,2 mm d'espacement.
- Efficacité 50 à 60 %.

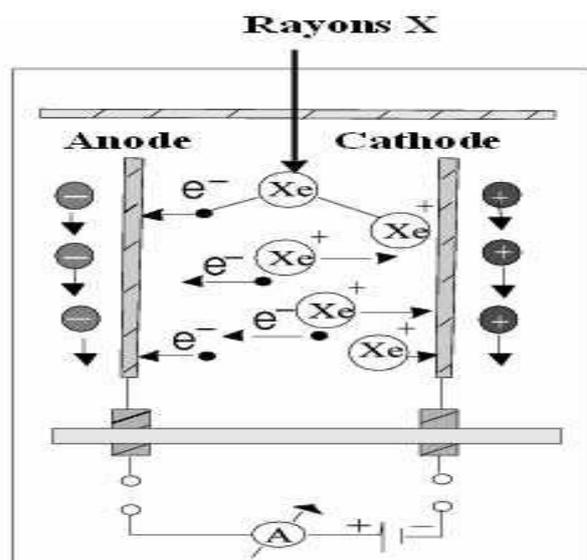


Figure III 9: Détecteur à xénon.

➤ **Les 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 Photo détecteur (photodiode, photomultiplicateur) qui les convertit en un signal électrique. Ce type de détecteur est très utilisé dans les tomodensitométries modernes.

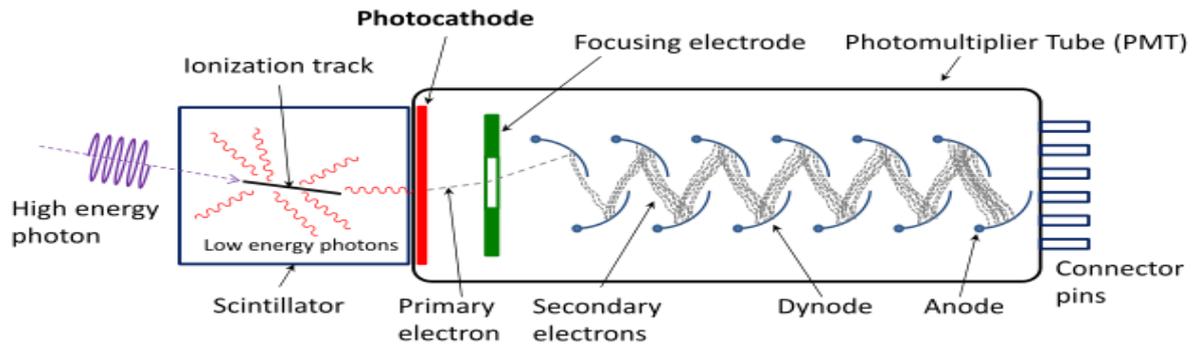


Figure III 10: Les détecteurs à scintillation .

- ✓ Association d'un cristal scintillateur et d'une photodiode.
- ✓ Détecteur nombre de 1000:
 - 2 mm d'épaisseur.
 - 20 mm de largeur.
 - 2 mm de profondeur.
 - 3 à 0,6 mm d'espacement.
 - Nécessité un recalibrage fréquent.
 - Efficacité égale à 100%.
- **Le détecteur Ultra-Fast Ceramic (UFC):** Le détecteur Ultra-Fast Ceramic (UFC) est observé depuis 1998, offre une faible rémanence permettant une augmentation de la vitesse sans addition de bruit. Cela s'accompagne d'une excellente absorption des rayons X ainsi qu'un rendement lumineux élevé.

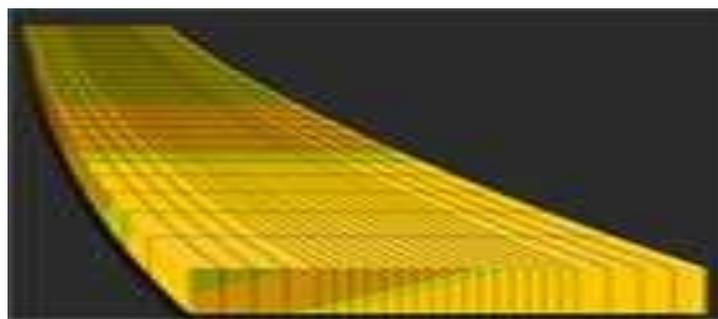


Figure III 11: Le détecteur Ultra-Fast Ceramic (UFC).

B. Le système de slip-ring : Le système de slip-ring assure une fonction de protection. Les différentes alimentations du tube à rayon X : la haute tension, le courant du filament et la rotation de l'anode sont transmis par le slip-ring.

- Composition du système de slip- ring: Le slip-ring est un mécanisme qui fournit et reçoit les signaux de puissances à travers 23 canaux tels que :

- ✓ Les canaux 1, 2 et 3 correspondent à des lignes de puissances élevées.
- ✓ Les canaux 4, 5 et 6 correspondent à des lignes de puissances faibles.
- ✓ Les canaux de 7 à 23 sont des lignes dans lesquelles il y a ce qu'on appelle.
- ✓ transfert des signaux, les deux canaux 21 et 22 assurent le transfert des données de l'image scannographique.

3.3.2. L'ensemble mécanique:

Le tube et les détecteurs sont intégrés dans un système mécanique permettant la réalisation de la tomographie. Il est constitué d'un statif et d'une table:

-Statif ou gantry: Un anneau rigide supporte et solidarise le tube à rayon X et les détecteurs dans leurs mouvements au moment de l'acquisition des mesures. L'ensemble de statif peut s'incliner de part et d'autre de la verticale (20 à 30°).

-La table: 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. Cette table doit répondre aux caractéristiques suivantes :

descendre au maximum pour la mise en place des patients âgés et permettre un débattement longitudinal sous rayons X d'environ 200 cm.



Figure III 12: Table de patient.

La table d'examen sur laquelle repose le patient circule à l'intérieur de l'anneau du statif ; elle permet une avance *pas à pas* (mode incrémental) ou *continue* (acquisition hélicoïdale). L'ensemble est soumis à des contraintes techniques comme :

le poids limite => 200 kg, ou l'ouverture de l'anneau (diamètre 70 cm => limitation liée à la corpulence du patient).

Le repérage externe est effectué grâce à un faisceau lumineux fixe par rapport à la table et parallèle au plan de coupe.

- **La console:** C'est une station d'acquisition des images, elle doit comprendre un écran noir et blanc et deux unités d'archivages. La console permet la réalisation des images, la programmation des séquences et les protocoles d'acquisition. Les logiciels de traitement de base doivent être installés sur cette station et permettre :

- la mesure de la dose délivrée au patient.
- la synchronisation du lancement de l'injection et de l'acquisition.
- une connexion aux différentes modalités présentes dans l'établissement, à savoir le reprographe laser.

- **L'ordinateur:** Il doit être de grande capacité et être capable de traiter un grand nombre d'information. Les signaux électriques sont convertis en nombre binaires: 10110101, 11001111, etc. L'ordinateur utilisé est programmé pour digérer ces millions de données numériques et traduire en image par des niveaux de gris les différences d'atténuation des rayons X dans les divers

volumes élémentaires de l'organe examiné, ses voxel (le mot voxel vient de l'anglais volume élément c.-à-d élément de volume.

En imagerie médicale, la coupe à représenter étant toujours une tranche mince un voxel est un petit élément de volume de celle-ci). La durée de la reconstruction de l'image varie de 3 à 8 secondes. On notera que l'ordinateur peut commander aussi le tube de rayon X et l'étalonnage des récepteurs. Il peut archiver sur disque optique toutes les données et stocker des informations concernant le patient[37].

3.4. Les modes de fonctionnement

3.4.1. Le mode tomographique coupe par coupe:

C'est le mode standard de fonctionnement du scanner, où l'on obtient l'image d'une coupe tomographique, par projection : l'opérateur sélectionne une épaisseur de coupe et un diamètre d'acquisition en fonction de la morphologie à explorer, le lit est fixe et le «rotor» effectue une rotation autour du patient [9].

3.4.2. Le mode hélicoïdal:

Scanners "mono-barrette" , double barrette ,et " multicoques", autorise une acquisition continue au cours du déplacement de la table, les images étant secondairement obtenues par reconstruction mathématique dans le volume acquis. Selon la génération des équipements, le tube peut irradier:

- Une rangée de détecteurs : scanners "mono-barrette».
- Deux rangée : un seul modèle sur le marché (CT TwinElscint lancé en 1992)[39].

- Système multi détecteur composé:

Soit d'une matrice de détecteurs (modèles GE light speed QX/i et Toshiba Aquilion). Soit d'une rangée de 8 détecteurs asymétriques (modèles Picker MX 8000 et Siemens Plus 4 Volume Zoom). Les scanners multi-coupes permettent de distribuer sur plusieurs détecteurs le faisceau de photons X reçu dans la fenêtre d'irradiation, de façon à restituer plusieurs coupes. La limitation initiale à 2 puis 4 coupes était purement liée à la puissance limitée des systèmes informatiques

pour gérer le flux de données brutes. Des détecteurs 8 canaux sont apparus cette année sur le marché et les 16 canaux sont en déjà en évaluation.

En ce qui concerne la qualité des images, le radiologue est essentiellement par la résolution spatiale, fonction de l'épaisseur de coupe à l'acquisition, elle-même fonction de la largeur des détecteurs. La reconstruction peut respecter cette épaisseur nominale ou fusionner l'information de plusieurs détecteurs pour obtenir des coupes plus épaisses (avec une perte de résolution spatiale, mais un gain de rapport S/B).

En ce qui concerne la dose délivrée, la taille des détecteurs n'est plus la préoccupation et le radiologue doit raisonner en termes de largeur de fenêtre d'irradiation. Contrairement aux scanners mono-barrette, la fenêtre d'irradiation n'est plus égale à l'épaisseur de coupe, mais à l'épaisseur d'acquisition multipliée par le nombre de coupes produites dans la fenêtre d'irradiation.

Exemple d'un protocole de poumons sur multi-coupes matriciel: détecteurs de 1,25mm, acquisition en coupes de 2,5mm (fusion de l'information de 2 détecteurs), fenêtre d'irradiation de 10mm (4coupes de 2,5mm), reconstruction pour la lecture en coupes de 5mm jointives par fusion de 2 coupes (mais retour possible à une reconstruction en épaisseur nominale de 2,5 mm) [39].

-Acquisition hélicoïdal mono barrette:

- L'épaisseur de collimation: c'est la largeur physique de la collimation au centre de l'acquisition (au niveau du centre du tunnel).
- La vitesse de déplacement de la table: c'est la vitesse de déplacement de la table durant l'acquisition (en mm/sec).
- Le pitch: c'est le rapport entre la distance parcourue par la table d'examen pendant une rotation de 360° et l'épaisseur de collimation, le pitch décrit l'étirement de l'hélice: plus la vitesse de déplacement de la table est importante, plus l'hélice est ouverte et la densité spatiale des mesures faible.
- L'épaisseur effective de coupe : c'est la largeur à mi-hauteur de profile la coup; cette épaisseur augmente avec le pitch.

- Acquisition hélicoïdal multi barrette:

Les scanners à barrettes multiples sont plus rapides et efficaces que ceux à une seule barrette; ceci ouvre la voie à de nombreuses applications cliniques difficiles - voire impossibles - à effectuer avec un scanner à une barrette [40].

3.5. Le déroulement d'un examen:

Les protocoles les plus habituels sont les suivants:

3.5.1. La préparation de l'examen:

Il est indispensable de prévenir l'équipe radiologique en cas d'allergies, de diabète ou si existe des problèmes rénaux, pulmonaires ou cardiaques; ces divers éléments ont une influence sur l'examen. En principe, le scanner n'est pas indiqué pour les femmes enceintes sauf avis contraire du médecin.

Si un produit de contraste est nécessaire, on vous demandera au malade de rester à jeun, c'est-à-dire sans manger ni boire ni fumer au moins 4 à 6 heures avant l'examen afin d'éviter nausées et vomissements pendant le scanner: Selon l'organe à examiner, le produit peut être différent et être administré de diverses manières: par voie intraveineuse, par la bouche ou par l'anus.

Avant l'examen, on demandera au malade de retirer tous les objets radio opaques pouvant apparaître sur le cliché (bague, bracelet...etc.). Lors d'un scanner du petit bassin, il est nécessaire que la vessie soit pleine: pour cela, on lui demandera boire un litre l'examen et ne pas uriner jusqu'à ce qu'il soit terminé.

5.2. Le déroulement de l'examen

L'examen dure entre 5 et 30 minutes la durée varie en fonction de la partie du corps à examiner; il est tout le patient allongé sur une table d'examen qui se déplace dans un anneau le plus souvent sur le dos.

Le médecin surveille la bonne marche de l'examen sur un écran d'ordinateur et prend des clichés aux moments voulus, les images réalisées sont enregistrées[41].

3.6. Conclusion

Le scanner est une technique permet d'étudier le cerveau, la cage thoracique, l'abdomen ou encore les os; recherche des anomalies qui ne sont pas visibles sur des radiographies standard ou à l'échographie; il permet de :

- ✓ Mettre en évidence des infections, une hémorragie, des kystes, des tumeurs, des ganglions.
- ✓ Localiser avec précision un organe par rapport à un autre, de définir le trajet d'un vaisseau.
- ✓ Guider des ponctions d'organes profonds évitant une intervention chirurgicale.

Chapiter IV :

Aspect

Méthodologique



4.1. Introduction

Nous étudierons trois cas différents afin de montrer la différence entre les radiographies et la tomodensitométrie pour observer l'évolution de l'image diagnostique médicale.

4.2. L'échantillon d'étude

Nous avons mené notre recherche sur trois (3) patients.

4.3. Méthode et instrument de recherche

Pour atteindre les résultats souhaités concernant notre travail et pour confirmer les hypothèses qui ont été faites au départ, nous avons préféré la méthode d'étude Donna comme outil approprié pour ce type d'investigation.

4.4. Limites géographiques et temporelles de la recherche

4.4.1. Le terrain:

Nous avons mené nos recherches au niveau de la clinique El Amane de Touggourt pour un diagnostic radiologique d'un radiologue, Mohamed Chams Eddine Bassassi, du service Scanner.

4.4.2. La période:

La période de travail que nous avons effectuée est de 4 mois, du 23 décembre à avril.

4.5. Constats et commentaire, analyse et interprétation

4.5.1. Cas clinique n°01:

Ce jeune homme "S.K", âgé de 29 ans, a été envoyé par un médecin car il avait des douleurs au coude suite à un accident de la circulation.

a. Examens : Les examens que nous devons faire sont :

Examen clinique:

- L'intensité de la douleur est évaluée sur un dosimètre visuel analogique.
- Douleur et signes d'instabilité lors des mouvements de lancer.
- Test de gonflement.

Examens radiologique:

Il a demandé un RX de coude F/P(face et profil).

b. Préparation : Nous devons faire les préparatifs suivants :

Préparation du matériel:

- Cassette en directe; orienté et centré le rayon directeur au milieu de statif.
- Nous devons choisir le statif horizontal avec la distance foyer-film $< 0.80m >$.
- Choisir la cassette de format $24 \times 30/2$ en long face et profil.
- Diaphragme manuel.
- Régler les constantes.
- Vérifier le bon d'identification du patient pour marquer les clichés.

Préparation de patient:

- 1- Informer le patient sur le déroulement de l'examen.
- 2- Nous lui avons demandé de retirer tous les objets radio opaques pouvant apparaitre sur le cliché (bague, bracelet...etc.).

C .Le déroulement de l'examen:

Position et centrage: coude de face:

- Patient assis devant la table d'examen.
- Membre supérieure étendu à l'horizontale.
- Bras et avant-bras reposant sur la table.
- Rayon directeur vertical centrage médian 2cm au-dessous du pli cutané.

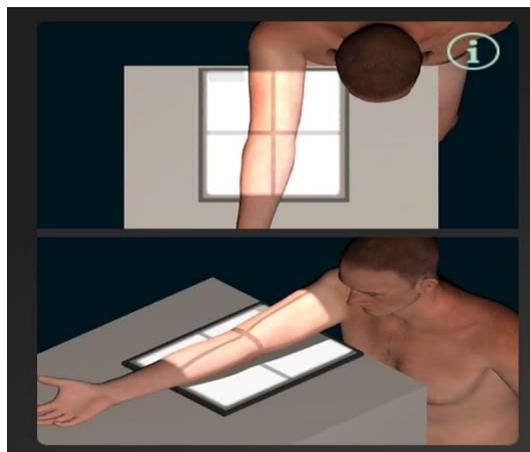


Figure VI 1: Position et centrage de coude de face.

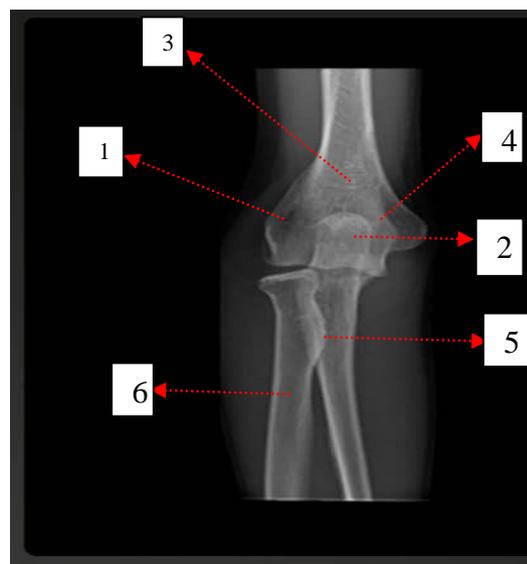


Figure VI 2: Cliche de coude face.

1.épicondyle 2.Epitrochlée 3.fossette olécraniennne 4.olécrane 5.cubitus 6.radius

Position et centrage coude du profil:

- Patient assis.
- Bras et avant-bras fléchis à 90° reposant sur la table par leurs bords internes, pouce en l'air.
- Centrage sur l'épicondyle (réparé par la palpation).

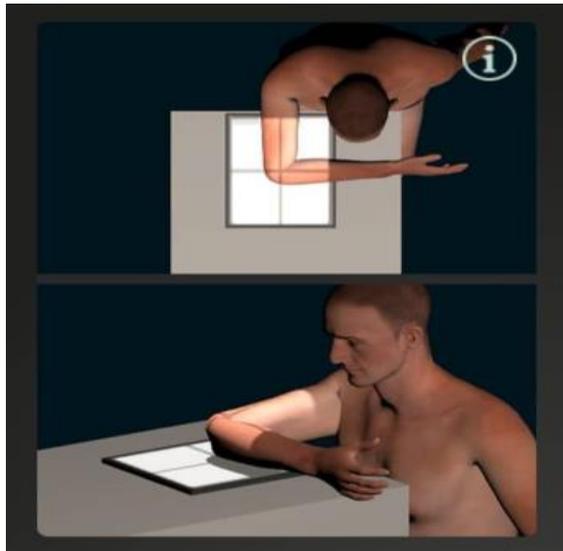


Figure VI 3: Cliche de coude de profil.

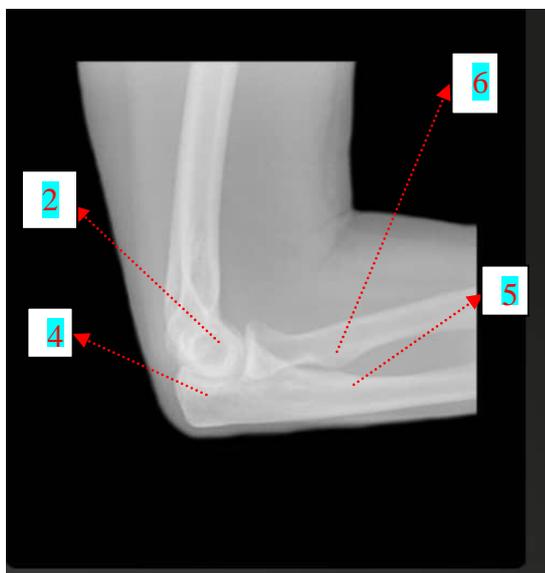


Figure VI 4: Position et centrage de coude de profil.

d. Constats et commentaires:

Selon le cliché radiologique obtenu, nous avons vu que l'interligne articulaire normal parallèle et symétrique d'une part, et d'autre part, nous avons constaté que ce cliché a été suffisant pour diagnostiquer les signes mentionnés.

4.5.2 .Cas clinique n°2:

Cette femme de 40 ans a été envoyée par un médecin pour un scanner de la colonne vertébrale. Parce qu'elle souffre de sciatalgique du côté droit.

Examens radiologique:

Le médecin a demandé un examen de TDM sans injection de produit de contraste avec des reconstructions multi planaire, après avoir les cliches de rachis lombaire, face et profil (Radiographie standard) car ils sont nécessaires pour voire l'ensemble des corps vertébraux lombaires et l'interligne.

Préparation de patient:

Le patient est en décubitus dorsal, face vers l'avant, les bras sous la tête et les jambes allongées.

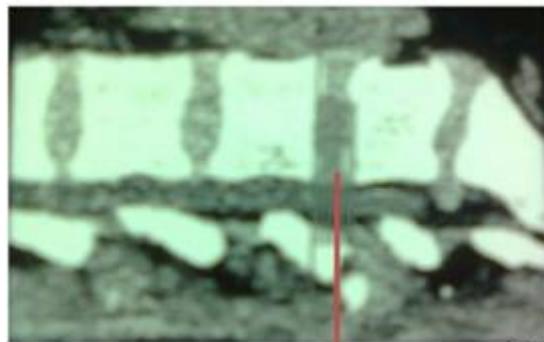
Position et centrage : Dans le cas de ce patient, la position et centrage est le centre au nombril.



Figure VI 5: Cliche de Lombaire de face.



Figure VI 6: Cliche de lobaire de profil.



L4_L5

Figure VI 7: Etage L4_L5.

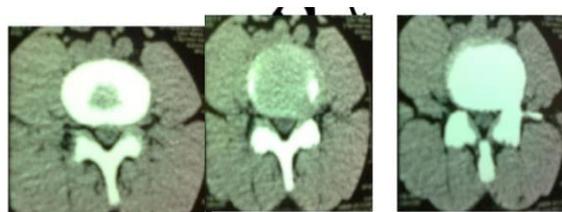
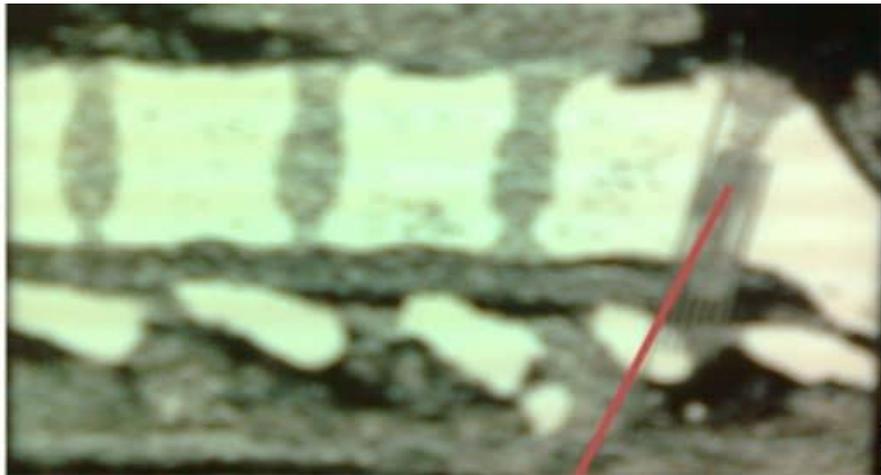


Figure VI 8: coupes axiales transverses de rachis lombaire etage L4_L5.



L5_S1

Figure VI 9: Etage L5_S1.

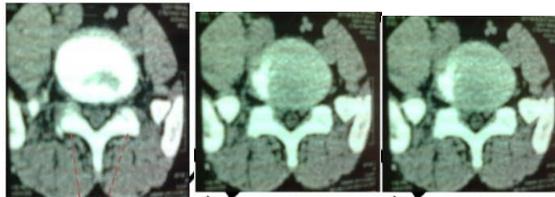


Figure VI 10: coupes axiales transverses de rachis lombaire étage L5_S1.

Constats et commentaires:

L'image radiologique obtenue par scanner du disque et du corps vertébral est bien détaillée et un bon complément au diagnostic par rapport à l'image standard.

4.5.3. Cas clinique n° 3:

Il s'agit d'un homme de 27 ans envoyé par le médecin après un accident du travail, il se plaint de douleurs à l'épaule gauche.

a. Examens:

Examen clinique:

- Inspection.
- Palpation à la recherche d'une douleur et d'une chaleur excessive.
- Examen de l'amplitude et de la force des mouvements.
- Tests de recherche de compressions.

Examen radiologique :

Un cliché de l'épaule de face en rotation neutre demandé par le médecin.

b. Préparation :**Préparation de matériel:**

- Statif vertical avec Potter ; orienté et centré le rayon directeur au milieu de statif
- Choisir la cassette de format 24×30 en long face.
- Diaphragme manuel.
- Régler les constantes.
- Vérifier le bon d'identification du patient pour marquer les clichés.

Préparation du patient:

- Debout ou assis.
- En oblique postérieure du côté à radiographier de 35° à 45°.
- Coude fléchi à 90°.
- Main en supination (pour bien visualiser l'absence de rotation).
- En apnée.

C .Le déroulement de l'examen:

Position et centrage: épaule de Face en rotation :

Rayon directeur Inclinaison craniopodale de 20° à 25°.

Centrage:

- ✓ Fossette sous-acromiale.
- ✓ Localisateur avec filtre indispensable.

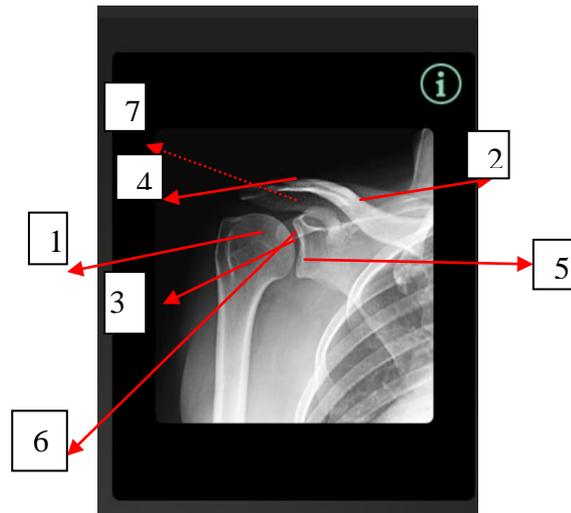


Figure VI 11: cliché de l'épaule de face en rotation.

1. tête humérale 2. Clavicule 3. Apophyse coracoïde 4. Acromion 5. Glène 6. Interligne scapulo-huméral 7. Espace acromio_ humoral

d. Constats et commentaires:

A partir l'image radiologique obtenue, nous avons trouvé que l'interligne scapulo-huméral est enfilé, et l'espace acromio humoral est bien visible, avec une absence de superposition de la tête et de la glène, et j'ai constaté que ce cliché a été suffisant pour diagnostiquer les signes mentionnés.

4.6. Notes et commentaires généraux

A travers l'étude que nous avons menée au niveau du service de radiologie, nous avons constaté qu'ils réalisent des examens radiologiques standards et des scanners en parallèle et avec des caractéristiques différentes.

Le premier cas clinique, observé sur le cliché que l'interligne articulaire est normal, parallèle et symétrique.

Quant au deuxième cas clinique, concernant les examens scanographiques, il a été noté que le disque et le corps vertébral étaient bien détaillés par rapport au cliché standard.

Dans ce dernier cas, il a été noté sur la radiographie obtenue, que l'espace scapulo-huméral est entrelacé, et l'espace humoral acromial est bien visible, sans chevauchement entre la tête et la glène.

4.7. Analyse et interprétation globale

Après les études de cas concernant les différents patients du service de la radiologie de « clinique El Amane » de Touggourt, nous avons déduis que la radiologie classique représente une part importante de l'imagerie médicale, elle permet principalement d'obtenir des clichés en deux dimensions et couvre la grande majorité des examens radiologiques réalisés, nous avons également remarqué que cette technique est principalement liée à l'examen des os, du thorax et de l'abdomen.

D'autre part, nous avons remarqué que le scanner donne une vue précise et tridimensionnelle de la structure des organes, ainsi que l'étude de la cage thoracique, de la l'abdomen et des os.

De plus, cela nous permet de visualiser des anomalies qui ne sont pas visibles sur la radiographie standard.

Au final, l'étude de ces cas a montré que la radiographie standard occupe une place primordiale, puis elle est complétée par d'autres techniques d'imagerie, dirigées pas la scannographie.

4.8. Conclusion

Grâce à nos recherches que nous avons menées dans le service de radiologie de la clinique EL Amane de Touggourt, qui ont conduit à la confirmation des hypothèses.

Nous avons conclu que la radiographie est une discipline qui regroupe toutes les techniques d'exploration morphologique humaine, et qu'elle se développe d'une génération à l'autre, c'est à-dire qu'elle remplace ou complète les radiographies classiques afin de donner une information suffisante.

Alors nous proposons les suggestions suivantes la bonne marche du service:

- ✓ Moderniser le matériel radiologique.
- ✓ Une formation sur l'utilisation de matériels scannographique.
- ✓ Renforcer les effectifs du service de la radiologie.

Conclusion générale

De nos jours, l'imagerie médicale est devenue un outil indispensable en médecine. Elle permet aux médecins à mieux comprendre le fonctionnement du corps humain et de se servir pour appuyer leur diagnostic afin d'établir les traitements nécessaires. Également, en chirurgie, les praticiens utilisent l'imagerie médicale pour s'initier et guider le geste chirurgicale.

A travers l'étude que nous avons faite dans ce travail :

Nous avons également conclu que la radiographie est une spécialité qui combine toutes les techniques d'exploration morphologique humaine et qu'elle évolue d'une génération à l'autre.

Et nous avons remarqué que la radiographie standard donne une image de 2D et présente une image de face et de profil de l'organe à diagnostiquer. Quant à la scannographie, elle donne une image de 3D de l'organe tel qu'il est dans son état naturel. État avec précision et de haute qualité et montre les déformations invisibles.

Et nous en avons conclu qu'un La scannographie complète la radiographie ou le remplace.

Après l'analyse et l'interprétation, les résultats obtenus confirment mes hypothèses :

- L'évolution technologique de l'imagerie médicale conduit à la meilleure image et à l'information la plus pertinente.
- La scannographie est une technique complète les nécessités de la radiologie conventionnelle.

Alors nous proposons les suggestions suivantes la bonne marche du service:

- ✓ Moderniser le matériel radiologique.
- ✓ Une formation sur l'utilisation de matériels scannographique.
- ✓ Renforcer les effectifs du service de la radiologie.

Références bibliographiques :

- [1].DILLENSEGER. J et coll, Guide des technologies de l'imagerie médicale et de la radiothérapie, Masson, paris, 2009.
- [2].B.Kaster, D.Vetter, Z.Pattar et P.Germain, <Comprendre l'IRM Manuel d'autoapprentissage > 6ème édition.2006.
- [3].M. GOUTAYER : 'Nano-émulsions pour la vectorisation d'agents thérapeutiques diagnostiques ; étude de la biodistribution par imagerie de fluorescence in vivo', Thèse de doctorat, Spécialité Chimie Physique et Chimie Analytique, Université pierre et marie. Curie ,Paris, Décembre 2008.
- [4].<https://m.20-bal.com/buhgalteriya/10083/index>.
- [5].Le livre pédagogique sur l'image médicale-2017.
- [6].Haocke, E.Mark, Brown, RobertF, Thompson, Michealet Vankatesan, Ramesh, <Magnetic Resonance Imaging Physical Principales and Sequence Design>>, New york, J.Wiley&Sons 1999.
- [7].D.Quentin<Etude des effets de volume partiel en IRM cérébrale pour l'estimation d'épaisseur cortical>,2015.
- [8].DAYAN.D et coll, Scanner a rayonsx, Tomodensitométrie, 2eme édition, Masson, paris, 2000.
- [9]. <https://www.lemanip.com/2021/03/Effet-Compton.html>.
- [10].<https://www.radiation-dosimetry.org/fr/quest-ce-que-leffet-photoelectrique-definition/>.
- [11].A. KERIOUI et M. DJANI : ' Application des réseaux de neurones à la compression d'images', mémoire de fin d'étude d'ingénieur, Editions 1998.
- [12].Jean-Marc NIGOUL: ' L'image radiologique', Service de radiothérapie CHU La Timone Manipulateur ,2013.
- [13].Fink, M : 'L'imagerie ultrasonore' Revue de physique appliquée18.9 (1983): 527- 556.
- [14].Radiodiagnostic, ouvrage de Jean-Michel Tubiana, Lionel Arrivé, Elsevier Masson, 2004.
- [15].J. SELB : 'Source virtuelle acousto-optique pour l'imagerie des milieux diffusants', Thèse de doctorat, Spécialité Optique, Université PARIS XI, Novembre 2002.
- [16].TRIAL. R et coll, Guide pratique de technique de agnostic, 3e édition Vigot Frères, paris, 1984.

- [17]. A. KERIOUI et M. DJANI : ‘ Application des réseaux de neurones à la compression d’images’, mémoire de fin d’étude d’ingénieur, Editions 1998.
- [18]. A. MARION : ‘Introduction aux techniques de traitement d’images ‘, Editions Eyrolles.Paris, 1987.
- [19]. <https://www.techopedia.com/definition/24012/pixel>.
- [20]. <http://ninebill.free.fr/ExtractionContours/detection/definition.html>.
- [21]. <http://rayons-x-imagerie-medicale.e-monsite.com/pages/cat-2/le-scanner.html>.
- [22]. WILLIAM HERRING, Apprendre la radiologie, Elsevier health sciences, 2020.
- [23]. Jean-Marc NIGOUL: ‘ L’image radiologique’, Service de radiothérapie CHU La Timone Manipulateur ,2013.
- [24]. SERET.A et, Imagerie médicale, bases physique boulevard frères, Belgique, 2006.
- [25]. <https://www.lemanip.com/2021/10/tube-rayons-x.html>.
- [26]. <https://www.l emanip.com/2021/10/generateur-rayons-x.html>.
- [27]. <https://www.lemanip.com/2021/10/statifs-dutilisation.html>.
- [28]. M.Léon Bois, Archives de médecine et de pharmacie militaires ,université du michigan ,12 novmbre 2008.
- [29]. RAZOUG ABDELKADER : ‘risque radique et radioprotection au niveau des structures demédecine dentaire de la commune d’Oran’, Thèse de doctorat, Spécialité Odontologieconservatrice-Endodontie.
- [30]. <https://www.lemanip.com/p/cours-formation-et-traitement-de-limage.html>.
- [31]. <http://rayons-x-imagerie-medicale.e-monsite.com/pages/cat-2/le-scanner.html>.
- [32]. DOUGLAS C, GIANCOLI, Physique générale ondes optique et physique moderne, De Boeck Supérieur, 24mai 1993.
- [33]. <https://fr.wikipedia.org/wiki/Tomodensitom%C3%A9trie>.
- [34]. <https://www.lemanip.com/2022/01/tdm-physique-appliquee-et-technologie.html>.
- [35]. <https://www.lemanip.com/2021/03/tdm.html>.
- [36]. <https://slideplayer.fr/slide/1156123/>.
- [37]. <https://www.lemanip.com/2021/01/TDM%20TOMODENSITOMETRIE%20ET%20SCANNE R.html>.
- [38]. <https://www.em-consulte.com> SCANNERS MULTICOUPES PRINCIPES ET NOUVELLES.

- [39].rontgen sfmet.org> SFROPRI> ScanMultiCoupe.htm Vademecum du Scanner multicoupe Y-S
CORDOLIANI.
- [40].Allain blum préface du professeur J Roland scanographie volumique multi coupe. principes
applications, perspectives edition masson paris 2002.
- [41].MONNIER. J.P et coll, Pratique des techniques du radiodiagnostic,2éme édition, Masson,
paris,1994.

Résumé

L'imagerie médicale est certainement l'un des domaines de la médecine qui a le plus progressé ces deux dernières décennies. Les techniques se sont améliorées et diversifiées avec l'avènement de la scintigraphie, des scanners, de l'échographie puis de l'IRM. Ces récentes découvertes permettent non seulement un meilleur diagnostic mais offrant aussi de nouveaux espoirs de traitement pour de nombreuses maladies comme le cancer, épilepsie... Le but de cette étude est Mettre en évidence l'avenir et la place de la radiologie continue au moment où se développent des modalités d'acquisitions plus sophistiqués dirigées par la scannographie et Créer une documentation de référence pour les promotions à venir. L'imagerie médicale se développe d'une génération à l'autre, c'est à-dire qu'elle remplace ou complète les radiographies classiques afin de donner une information suffisante.

Mots clés : L'imagerie médicale, La Radiographie standard, La scannographie.

ملخص

التصوير الطبي هو أحد مجالات الطب التي شهدت تقدمًا أكبر خلال العقدين الماضيين. تحسنت التقنيات وتتنوعت مع ظهور التصوير الومضاني والماسحات الضوئية والموجات فوق الصوتية ثم التصوير بالرنين المغناطيسي. لا تسمح هذه الاكتشافات الحديثة بتشخيص أفضل فحسب ، بل تقدم أيضًا آملًا جديدة في العلاج للعديد من الأمراض مثل السرطان والصرع الغرض من هذه الدراسة هو تسليط الضوء على المستقبل ومكان الأشعة المستمرة في وقت يتطور فيه تطور أكثر تطورًا. طرق الاستحواذ المدفوعة بالمسح ؛ وإنشاء مواد مرجعية للترقيات المستقبلية. يتطور التصوير الطبي من جيل إلى آخر ، فهو يحل محل أو يكمل الأشعة السينية التقليدية من أجل توفير معلومات كافية.

الكلمات المفتاحية: التصوير الطبي ، الأشعة السينية القياسية ، التصوير المقطعي المحوسب..

Abstract

Medical imaging is certainly one of the fields of medicine that has progressed the most over the past two decades. Techniques have improved and diversified with the advent of scintigraphy, scanners, ultrasound and then MRI. These recent discoveries not only allow a better diagnosis but also offer new hopes of treatment for many diseases such as cancer, epilepsy... The purpose of this study is to highlight the future and the place of continuous radiology at a time when develop more sophisticated scanning-driven acquisition modalities; and Create reference material for future promotions. Medical imaging develops from one generation to another; it replaces or complements conventional X-rays in order to provide sufficient information.

Keywords: Medical imaging, Standing radiography, Computerized tomography scan.