

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE  
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA  
RECHERCHE SCIENTIFIQUE  
UNIVERSITE MOHAMED BOUDIAF - M'SILA

**FACULTE DES SCIENCES**  
**DEPARTEMENT PHYSIQUE**  
**N° : PH/MED/05/2024**



**DOMAINE : Sciences de la matière**  
**FILIERE : Physique**  
**OPTION : PhysiqueMédicale**

***Mémoire présenté pour l'obtention***  
***Du diplôme de Master Professionnel***

**Par : Marwa Derbali**

**Selma Kouriche**

**Intitulé**

**La résolution spatiale et le contraste en Radiologie**

**Soutenu le 13 /06 /2024 devant le jury composé de:**

Bentabet Abdelouahab	Université de Bordj Bou Arreridj	Président
Betka Abderrahim	Université de Sétif	Rapporteur
Bounab Sabrina	Université de M'sila	Co- Rapporteur
Bouchelaghem Fouzia	Université de M'sila	Examineur
Khoudri Saad	EHS CAC de Sétif	Examineur

**Année universitaire : 2024/2023**

## *Dédicaces*

*À ceux qui ont illuminé mon chemin de la lumière de leur soutien, à ceux qui m'ont accompagné à chaque étape, à ceux qui ont cru en mes capacités et à ceux qui m'ont soutenu sur le chemin du succès, je dédie cet humble travail.*

*A ma mère bien-aimée :*

*Maman, tu es ma source de force et d'inspiration. Merci pour ta gentillesse, ta patience et ton soutien sans fin.*

*À mon défunt père :*

*Père, tu es parti de mon corps mais tu es présent dans mon âme. Merci pour tout ce que tu m'as appris et qui m'a permis d'arriver là où je suis aujourd'hui. Merci d'avoir inculqué l'amour de la science et de la connaissance dans mon cœur et de m'avoir appris le sens de la persévérance et de la diligence.*

*À mes frères et sœurs :*

*A mes chers frères et sœurs, lumière de ma vie et mon soutien dans ce monde, je vous dédie cet humble travail, fruit de mes efforts et de mes efforts, et je vous exprime combien je suis reconnaissant pour votre amour et votre soutien continu. .*

*À mes amis:*

*Vous étiez mes compagnons, merci pour votre sincère amitié et vos encouragements.*

*Merci à tous pour votre soutien et votre coopération, je ne peux pas exprimer à quel point je vous suis reconnaissant. Merci à tous ceux qui m'ont donné des conseils ou de l'aide, et à tous ceux qui m'ont encouragé et cru en moi.*

**Selma**

## *Dédicaces*

*C'est avec une profonde émotion et une immense gratitude que je prends la plume pour écrire ce mot de fin d'études. Ce parcours académique, jalonné de défis, de réussites et de moments d'apprentissage, je ne l'ai pas accompli seul. Il est le fruit d'un soutien indéfectible et d'un amour inconditionnel de ma famille, à qui je dédie cette réussite.*

*À ma mère*

*Tu as été mon pilier, ma source d'inspiration et de force. Ton amour et ton soutien inébranlable m'ont porté à travers les moments les plus difficiles.*

*À mes frères et ma soeur*

*Votre présence à mes côtés a été une source de motivation constante. Vos encouragements et votre confiance en mes capacités m'ont aidé à rester concentré et à poursuivre mes rêves.*

*Merci d'avoir été là à chaque étape de ce parcours.*

*À mon père décédé,*

*Bien que tu ne sois plus physiquement parmi nous, ton esprit et tes enseignements ont toujours été avec moi. Ton souvenir m'a inspiré à persévérer et à exceller. Tu as planté en moi les graines de la curiosité et de l'apprentissage, et c'est à toi que je dois cette passion pour la connaissance. J'espère que, de là où tu es, tu es fier de ce que j'ai accompli. Ton absence a été ressentie à chaque étape, mais ta mémoire m'a donné la force de continuer.*

**Marwa**

## *Remerciements*

*Toute notre parfaite gratitude et remerciement à ALLAH le plus puissant, et à  
notre famille qui nous a donné la force,*

*Le courage et la volonté pour élaborer ce travail.*

*C'est avec une profonde reconnaissance et considération particulière que nous  
remercions nos rapporteurs Dr.Betka Abderrahim et Dr. Bounabb Sabrina pour  
tous ses grands efforts et leur responsabilité et leurs patiences le long de cette  
période.*

*Nous remercions Les membres de jury qui nous font l'honneur de présider et  
d'examiner ce travail*

*Sans oublier de remercier tout le personnel du l'Etablissement Public de Santé  
de Proximité AinElmelh et le Centre Hospitalier Anti Cancer de Sétif de nous  
avoir accueillis et de nous avoir donné l'opportunité d'apprendre.*

*Nous remercions tous nos professeurs pour leurs efforts tous ceux qui nous ont  
aidés de près ou de loin pour la réalisation de ce projet.*

# Sommaire

## Liste des Tableaux

## Liste des Figures

## Introduction

1

## Chapitre 1 Notions en radiologie

1.1 Historique de rayon X	3
1.2 La nature des rayons X	4
1.3 La production de rayons X	5
1.3.1 Tube à rayons X	5
1.4 Les différents éléments du tube	7
1.4.1 La cathode	7
1.4.2 L'anode	9
1.5 Les différents types de tube à rayons X	9
1.5.1 Tubes des rayons X type de Crookes	9
1.5.2 Tube à R-x de Coolidge	10
1.5.3 Tube à R-x à anode fixe	11
1.5.4 Tube à R-x à anode tournante	11
1.5.5 Les caractéristiques d'une anode tournante	12
1.6 Les accessoires du Tube à RX	12
1.6.1 La gaine du Tube à RX	12
1.6.2 Filtration additionnelle	12
1.6.3 Diaphragme	13
1.7 Radiographie	13
1.7.1 Les composants principaux d'une radiographie standard	14
1.8 Image radiante	15
1.9 Notion de contraste	16
<b>Chapitre 2: Concepts de l'Assurance Qualité en Radiologie Conventiennelle</b>	17
2.1 L'assurance qualité (AQ)	17
2.2 contrôles de qualité	17
2.2.1 les objectifs du contrôle qualité	17
2.2.2 Les différents tests de contrôle de qualité	18

2.3 Résolution Spatiale en radiologie conventionnelle	18
2.3.1. La résolution spatiale	18
2.3.2 Paramètres Influant la Résolution Spatiale	18
2.3.2.1 Taille des Pixels	18
2.3.2.2 capacités de détection des Détails Fin	18
2.3.3 Facteurs Affectant la Résolution Spatiale	18
2.3.3.1 Technologie des détecteurs	18
2.3.3.1.1 Types de Détecteurs	18
2.3.3.1.2 Taille et Densité des Détecteurs	19
2.3.3.2 Qualité de l'appareil	19
2.3.3.2.1 Focus du Tube à Rayons X	19
2.3.3.2.2 Géométrie de l'Appareil	19
2.3.3.3 Mouvement du Patient	19
2.3.3.3.1 Effets du Mouvement sur la Qualité de l'Image	19
2.3.3.3.2 Techniques de Réduction du Mouvement	19
2.3.4 Techniques pour Améliorer la Résolution Spatiale	19
2.3.4.1 Utilisation de Détecteurs Haute Résolution	20
2.3.4.2 Optimisation des Paramètres d'Acquisition	20
2.4 La fonction de répartition ponctuelle	20
2.5 Full Width at Half Maximum	20
<b>Chapitre 3: Matériels et méthodes</b>	<b>22</b>
3.1 Matériels	22
3.2 Méthodes	23
3.2.1 Évaluation de La résolution spatiale	24
3.2.2 vérification du contraste de l'image	28
<b>Chapitre 4: Résultats et discussions</b>	<b>30</b>
4.1 Evaluation de La résolution spatiale	30
4.1.1 La Fonction De Dispersion Ponctuelle PSF	30
4.1.2 Modulation Transfer Function (MTF)	34
4.2 Vérifications du contraste de l'image	36
4.3 conclusion	37
<b>Conclusion</b>	<b>38</b>
<b>Bibliographies</b>	<b>39</b>
<b>Annexes</b>	<b>40</b>

<b>Abstract</b>	<b>49</b>
<b>Résumé</b>	<b>49</b>
<b>المخلص</b>	<b>49</b>

### ListedesTableaux

Tableau 4.1 :les résultats de test de la résolution spatiale pour (60kvp ;80cm) 31

Tableau 4.2 :les résultats de test de la résolution spatiale pour (80kvp ;80cm) 32

Tableau 4.3 :les résultats de test de la résolution spatiale pour (120kv ;80cm) 32

Tableau 4.4 :les résultats de test de la résolution spatiale pour (40cm ;80kvp)33

Tableau 4.5 :les résultats de test de la résolution spatiale pour (60cm ;80kvp) 34

Tableau 4.6 :les fréquences du MTF à 80% et à 50% en fonction de l'énergie 35

Tableau 4.7 :les fréquences du MTF à 80% et à 50 %en fonction de distance36

Tableau 4.8 :résultat de contraste obtenus pour des énergies (60kv ;80kv ;120kv) et une distance source - objetfixe de 80cm37

Tableau 4.19 :résultat de contraste obtenus pour des distance(40cm ;60cm et80cm) eténergiefixe de 80kv 37

## Liste des Figures

Figure 1.1 Le premier cliché radiographique de la main d'Anna Bertha .....	4
Figure 1.2 : W. CRöntgen (1845-1923).....	4
Figure 1.3 : Spectre électromagnétique.....	5
Figure 1.4 : Tube à rayons X .....	7
Figure 1.5 : Tube à rayons x .....	8
Figure 1.6 : Cathode constituée de deux filaments de la tige différente .....	8
Figure 1.7 : Une anode tournante.....	9
Figure 1.8 : Photo d'un tube de Crookes .....	10
Figure 1.9 : Schéma d'un tube de Coolidge .....	10
Figure 1.10 : Schéma d'un tube à anode fixe .....	11
Figure 1.11 : Tube à anode tournante et la piste anodique.....	12
Figure 1.12 : Tube à rayons X dans sa gaine .....	12
Figure 1.13 : Filtration additionnelle pour la radioprotection .....	13
Figure 1.14 : La chaîne radiologique .....	15
Figure 1.15 : Le contraste induit par une structure (air, os) .....	16
Figure 3.1 : Une radiographie de marque Stephani X.....	23
Figure 3.2 : Poste commande de marque Stephani X.....	24
Figure 3.3 : Plaque d'aluminium avec quatre trous de différentes épaisseurs.....	25
Figure 3.4 : Image radiographique d'une plaque d'aluminium .....	26
Figure 3.5 : Image radiographique d'une plaque d'aluminium à (80kv ;80cm).....	26
Figure 3.6 : Image radiographique d'une plaque d'aluminium à (120kv ;80cm).....	26
Figure 3.7 : Image radiographique d'une plaque d'aluminium (80kv ;40cm) .....	27
Figure 3.8 : Image radiographique d'une plaque d'aluminium (80kv ;60cm).....	28
Figure 3.9 : Fixation de la région d'intérêt.....	28
Figure 3.10 : logiciel image J.....	29
Figure 4.1 L'interface de logiciel image J.....	30
Figure 4.2(a) la détermination d'une ligne passant sur le 1 <sup>er</sup> trou ,(b) la courbe PSF (trou1).....	31

Figure 4.3 courbe de MTF1 <sup>er</sup> trou pour des énergies (60kv ;80kv ;120kv) et une distance source – objet fixe de 80cm.....	35
Figure 4.4 courbe de MTF1 <sup>er</sup> trou pour des distance (40cm ;60cm ;80cm) et énergie fixe de 80kv .....	36
Figure A.1 :la courbe de PSF (trou2) en fonction de l'énergie.....	40
Figure A.2 : la courbe de PSF (trou3) en fonction de l'énergie.....	41
Figure A.3 : la courbe de PSF (trou4) en fonction de l'énergie.....	41
Figure A.4 : la courbe de PSF (trou1) en fonction de distance.....	42
Figure A.5 : la courbe de PSF (trou2) en fonction de distance.....	42
Figure A.6 : la courbe de PSF (trou3) en fonction de distance.....	43
Figure A.7 : la courbe de PSF (trou4) en fonction de distance.....	43
Figure A.8 :courbe MTF(60kv ;80cm)de 4trous.....	44
Figure A.9 :courbe MTF(80kv ;80cm)de 4trous.....	44
Figure A.10 :courbe MTF(120kv ;80cm)de 4trous.....	45
Figure A.11 :courbe MTF(20cm ;80kv)de 4trous.....	45
Figure A.12 :courbe MTF(40cm ;80kv)de 4trous.....	46
Figure A.13 :courbe MTF(60cm ;80kv)de 4trous.....	46
Figure A.14 :courbe de MTF 2 <sup>ème</sup> trou dans l'énergie (60kv ;80kv ;120kv).....	47
Figure A.15 :courbe de MTF 3 <sup>ème</sup> trou dans l'énergie (60kv ;80kv ;120kv).....	47
Figure A.16 :courbe de MTF 4 <sup>ème</sup> trou dans l'énergie (60kv ;80kv ;120kv).....	48
Figure A.17 :courbe de MTF 2 <sup>ème</sup> trou dans distance (20cm ;40cm ;60cm ;80cm).....	48
Figure A.18 :courbe de MTF 3 <sup>ème</sup> trou dans distance (20cm ;40cm ;60cm ;80cm).....	49
Figure A.19 :courbe de MTF 4 <sup>ème</sup> trou dans distance (20cm ;40cm ;60cm ;80cm).....	49

## Liste de abréviation

DDP :dose en profondeur en pourcentage

PSP : Plaques Photostimulables

CMOS :ComplementaryMetal-Oxide-Semiconductor (ou en français, Semi-conducteur Métal-Oxyde Complémentaire).

FPD :Flat Panel Detector (ou en français, Détecteur à Écran Plat).

IAEA :International Atomic Energy Agency (ou en français, Agence Internationale de l'Énergie Atomique)

# Introduction

## Introduction générale

La radiologie est une spécialité médicale qui utilise des techniques d'imagerie, elle est l'une des techniques d'imagerie médicale les plus anciennes et les plus couramment utilisées. Elle repose sur l'utilisation de rayons X pour visualiser les structures internes du corps humain afin de diagnostiquer et parfois traiter diverses conditions médicales. Depuis sa découverte par Wilhelm Röntgen en 1895, la radiologie a révolutionné la médecine en offrant une méthode non invasive pour examiner les os, les organes et les tissus mous.

La radiologie est une technique éprouvée. Parmi les différentes techniques d'imagerie, la radiologie, reste la plus largement utilisée. Elle utilise des rayons X, qui sont une forme de rayonnement électromagnétique capable de traverser le corps humain, pour créer des images en deux dimensions (2D) des os, des articulations et d'autres structures internes du corps. Lorsqu'un faisceau de rayons X est dirigé vers le corps, il est partiellement absorbé par les tissus en fonction de leur densité. Les structures denses, comme les os, absorbent plus de rayons X et apparaissent blanches sur le film radiographique, tandis que les tissus mous, qui absorbent moins de rayons, apparaissent en nuances de gris. Les zones remplies d'air, comme les poumons, apparaissent noires car elles n'absorbent presque pas les rayons X.

La résolution spatiale est un aspect crucial de la radiologie conventionnelle, car elle détermine la capacité d'un système d'imagerie à distinguer des détails fins et à séparer deux objets adjacents comme des entités distinctes. Une haute résolution spatiale permet d'obtenir des images plus claires et détaillées, ce qui est essentiel pour un diagnostic précis. La résolution spatiale influence directement la qualité des images obtenues et, par conséquent, la précision des diagnostics et des traitements.

L'objectif de notre travail est de procéder à la détermination de la résolution spatiale et le contraste de la radiographie installée au niveau **d'Etablissement Public de Santé de Proximité Ain Elmelh**, et l'étude de sa variation en fonction de la variation du kilovoltage (kVp) et aussi

la variation de la distance objet-source.

Ce mémoire est scindé sur quatre chapitres. Dans le premier chapitre nous avons présenté quelques notions de base sur la radiologie, nous avons également abordé quelques concepts concernant la résolution spatiale en radiologie conventionnelle. Le deuxième chapitre est consacré aux concepts de l'assurance qualité en radiologie conventionnelle. Le troisième chapitre fait comme objet : matériel et méthode. Le dernier chapitre résume nos résultats et discussions. Enfin notre mémoire est achevé par une conclusion.

# **Chapitre 1:**

# **Notions en radiologie**

## Chapitre 1 : Notions en radiologie

La radiologie désigne l'ensemble des actes diagnostiques et/ou thérapeutiques qui utilisent les rayons X. Il s'agit de rayons peu invasifs pour l'organisme, qui permettent d'obtenir des images précises des os, des muscles, et des différents tissus qui constituent le corps humain. La radiologie comprend de nombreuses spécialités : la radiologie conventionnelle, l'échographie, la mammographie, l'IRM ou encore, le scanner [1].

### 1.1 Historique des rayons X :

Les rayons X (RX) ont été découverts par accident par Wilhelm Conrad Röntgen, un physicien allemand, le 8 novembre 1895. Röntgen travaillait dans son laboratoire à l'Université de Wurtzbourg avec un tube de Crookes, un type de tube à décharge électrique. Roentgen a remarqué que lorsqu'il protégeait le tube avec un épais carton noir, la lumière fluorescente verte faisait briller un écran de platino-barium à neuf pieds de distance - trop loin pour réagir aux rayons cathodiques tels qu'il les comprenait. Il a déterminé que la fluorescence était causée par des rayons invisibles provenant du tube de Crookes qu'il utilisait pour étudier les rayons cathodiques (reconnus plus tard comme des électrons), qui pénétraient dans le papier noir opaque enroulé autour du tube. D'autres expériences ont révélé que ce nouveau type de rayon était capable de traverser la plupart des substances, y compris les tissus mous du corps, mais laissait les os et les métaux visibles. L'une de ses premières plaques photographiques issues de ses expériences était un film de la main de sa femme Bertha, avec son alliance clairement visible [1].



Figure. 1-1 – Le premier cliché radiographique de la main d’Anna Bertha



Figure. 1-2 – W.C Röntgen (1845-1923)

## 1.2 La nature des rayons X :

Les rayons X sont des ondes électromagnétiques utilisées dans de nombreuses applications dont l’imagerie médicale, que vous connaissez sous le nom de radiographie conventionnelle. Ils font partie du spectre électromagnétique comme la lumière visible. Les rayons X ont une longueur d’onde très courte se situant entre 0,01 nm et 10 nm La longueur d’onde est la distance entre deux points d’une onde séparés par un cycle complet. Elle est exprimée par la lettre grecque  $\lambda$ . Notre œil est incapable de percevoir ces rayons, car ils ne font pas partie de la lumière visible[1].

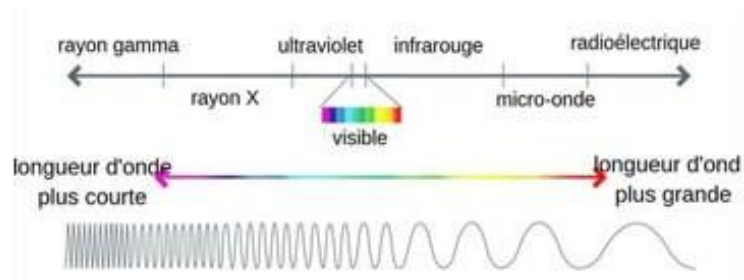


Figure.1-3 :spectreélectromagnétique

### 1.3 La production des rayons x :

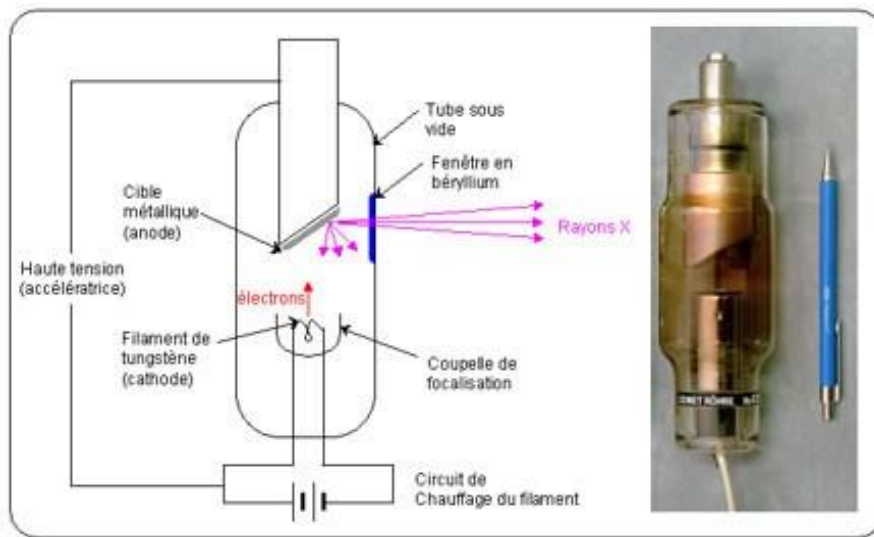
Les rayons X sont produits dans des tubes à rayons X également appelés tubes de Coolidge ou tubes à cathode chaude. Le principe est le suivant : des électrons émis par une cathode (un filament, le plus souvent en tungstène, chauffé par le passage d'un courant électrique) sont accélérés par une différence de potentiel élevée (de 10 à 150 kV) en direction d'une cible constituée d'une anode en métal (en tungstène également). Les rayons X sont émis par la cible selon deux mécanismes : le freinage des électrons par les atomes de la cible crée un rayonnement continu (rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung) dont une partie dans le domaine des rayons X ; les électrons accélérés ont une énergie suffisante pour exciter certains des atomes de la cible, en perturbant leurs couches électroniques internes. Ces atomes excités émettent des rayons X en retournant à leur état fondamental. Une faible portion, 1% environ de l'énergie cinétique perdue par les électrons est rayonnée sous forme de rayons X, les 99% restants sont convertis en énergie thermique [1].

#### 1.3.1 Tube à rayons X :

Dans une enceinte de verre où règne un vide poussé, les électrons émis par un filament porté à haute température par un courant de chauffage sont accélérés vers une anode (tungstène) sous l'influence d'une DDP établie entre les 2 pièces métalliques. Pour éviter une trop grande divergence due à la répulsion des électrons entre eux le filament est entouré d'un cylindre chargé négativement : c'est la pièce de concentration ou de focalisation. L'émission des rayons X est la conséquence des interactions qui se produisent entre les électrons rapides et les particules de métal dans lequel ils pénètrent.

Celles-ci sont de 2 types :

- Collision avec les électrons du milieu.
- Freinage avec le noyau. [1]



• Figure.1-4 :Tube à rayons X

#### 1.4 Les différents éléments du tube

2 électrodes, une cathode et une anode sont placés dans une enceinte de verre où l'on réalise un vide poussé pour éviter les interactions entre électron et l'air.

##### 1.4.1 La cathode:

Elle est constituée d'un filament et une pièce de concentration. Le filament est habituellement en Tungstène en enroulement hélicoïdal parcouru par un courant de chauffage qui peut atteindre les 2000 °C La pièce de concentration métallique présente une forme en cuvette au fond de laquelle sont placés les filaments afin de focaliser le faisceau d'électrons elle est portée à un potentiel négatif (plus ce potentiel est négatif meilleur est la focalisation et plus la surface de l'anode frappée par les électrons est petite) [1].

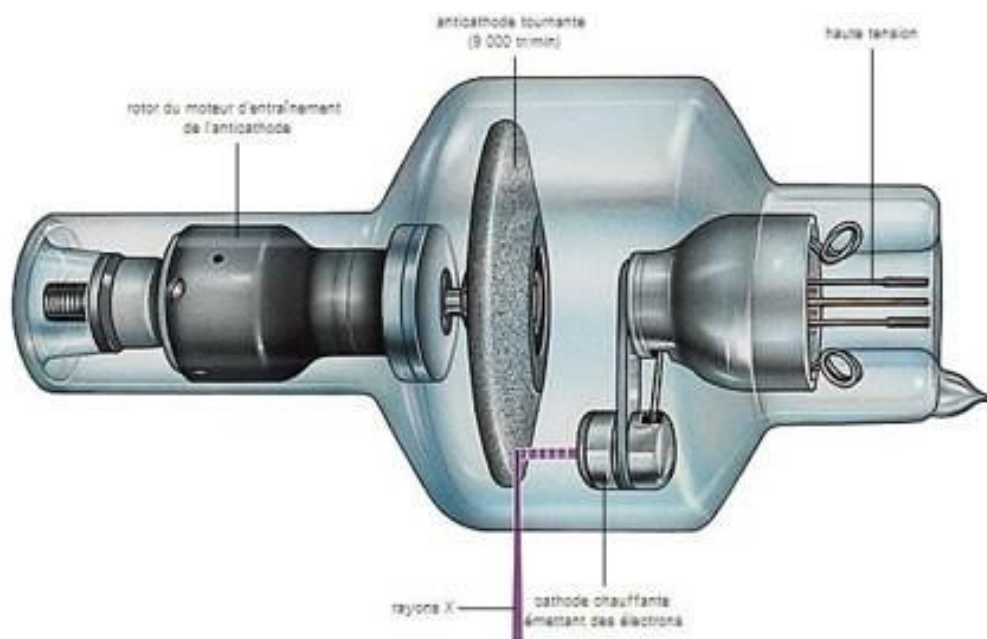


Figure1-5 :tube à rayons x



Figure1-6 :cathode constituée deux filaments de la taille différente

### 1.4.2 L'anode

Sa conception tient compte de 2 paramètres importants :

(A) Grande puissance.

(B) Surface de production des rayons X de petite taille

L'anode appelé également anti- cathode le plus souvent en tungstène métal dans le numéro atomique est élevé offrant une forte probabilité d'interaction des électrons incidents dans le cortège électronique de l'atome et résistant bien à la chaleur dégagée lors de la formation des rayons X.

Il existe 2 types d'anodes :

Une anode fixe : (incliné) placée en face de la cathode pour être frappé par le faisceau électronique, cette surface appelé "foyer électronique" est rectangulaire, cette surface est le siège d'un important dégagement de chaleur appelé le "foyer thermique".

Une anode tournante : Il s'agit d'un disque épais tournant en regard de la cathode, la chaleur est mieux dissipé par la grande surface totale de l'anode [1].



Figure.1-7 : Une anode tournante

## 1.5 Les différents types de tube à rayons X

### 1.5.1 Tubes des rayons X type de Crookes

Le tube de Crookes est historiquement le premier tube à rayons X il fut inventé par William Crookes il s'agissait à l'origine de provoquer une fluorescence

lumineuse de Minéraux le tube de Crookes est encore appelé tube à décharge tube à gaz ou tube à cathode froide. Ce tube est simplement une ampoule de verre comportant deux électrodes à ses extrémités égale une cathode métallique. En aluminium, et une anode, qui sert de cible aux électrons On fait le vide dans le tube mais il reste une pression d'air résiduelle de l'ordre de 100 Pa (environ un millième d'atmosphère). Une bobine d'induction est utilisée pour fournir une haute tension électrique entre anode et cathode Il se produit alors une ionisation de l'air résiduel contenu dans le tube Comme dans une pile, les ions positifs attirés par la cathode. Qu'ils créent sont heurtent en arrachant d'autres électrons, au métal de la cathode, eux-mêmes attirés par l'anode : avant la découverte de l'électron on appelait "rayons cathodiques [1] .



Figure1-8 :Photo d'un tube de Crookes.

### 1.5.2 Tube à R-X de Coolidge

Le tube de Coolidge, encore appelé tube à cathode chaude, est le tube le plus largement utilisé. C'est un tube sous vide poussé (env.  $10^{-4}$  Pa, env.  $10^{-6}$  Pa), recouvert d'une enceinte plombée. Dans le tube de Coolidge, les électrons sont émis par un filament de tungstène chauffé par un courant électrique. Le filament constitue la cathode du tube. La haute tension est établie entre la cathode et l'anode, ce qui accélère les électrons émis par le filament. Ces électrons viennent frapper l'anode.

Une bobine d'induction est utilisée pour fournir une haute tension électrique entre anode et cathode Il se produit alors une ionisation de l'air résiduel contenu dans le tube Comme dans une pile, les ions positifs attirés par la cathode. Qu'ils créent sont heurtent en arrachant d'autres électrons, au métal de la cathode, eux-mêmes attirés par l'anode : avant la découverte de l'électron on appelait "rayons cathodiques [1].

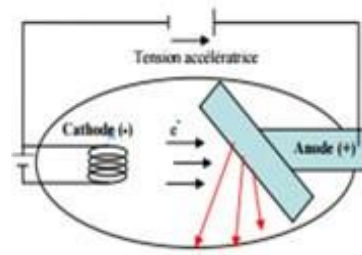


Figure1-9 :Schéma d'un Tube de Coolidge

### 1.5.3 Tube à RX à anode fixe :

Plaquette de tungstène sertie dans un cylindre de cuivre biseauté et placée en face de la cathode pour être frappée par le faisceau électronique. Le cylindre de cuivre se prolonge à l'extérieur du tube en verre par un radiateur pour assurer l'évacuation de la chaleur.[2]

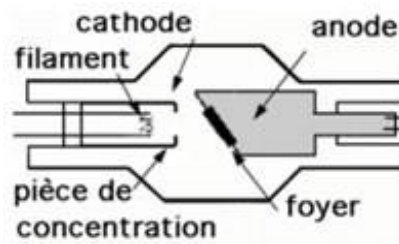


Figure.1-10 :Schéma d'un tube à anode fixe

### 1.5.4 Tube à RX à anode tournante :

L'anode tournante Disque de forme tronconique aplatie, épais de quelques millimètres, tournant en regard de la cathode : le faisceau d'électrons le frappe sur sa partie périphérique, piste d'anode en tungstène en bloc massif, ou au contraire association composite, de graphite ou molybdène ; dont l'orientation est oblique par rapport au faisceau d'électrons.

(A) Son intérêt est de permettre un renouvellement constant de la surface de l'anode placée sous l'impact du faisceau d'électron.

(B) Le foyer est renouvelé constamment.

(C) C'est le type le plus utilisé.[2]

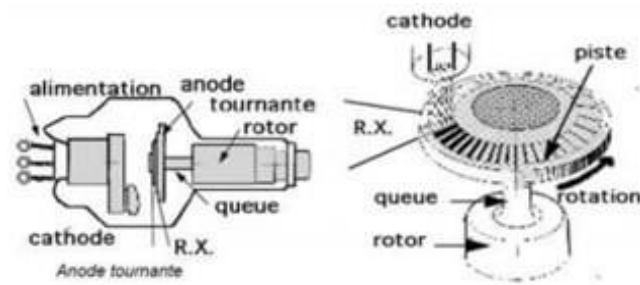


Figure.1-11 : Tube à anode tournante et la piste anodique

### 1.5.5 Les caractéristiques d'une anode tournante :

a) L'aspect morphologique

de la pastille est un disque dont le diamètre .

b) En pratique de 70 mm à 125 mm .

Ce dernier est limité par des phénomènes mécaniques[2].

### 1.6 Les accessoires du tube à RX :

#### 1.6.1 La gaine du tube à RX:

Le tube est placé dans un cylindre de métal doublé intérieurement de plomb sauf au niveau de la fenêtre de sortie. La gaine assure la protection mécanique et électrique, l'évacuation de chaleur et la protection contre les rayonnements de fuite [3].



Figure.1-12 :Tube a rayon X dans sa gaine

### 1.6.2 Filtration additionnelle:

L'élimination par la filtration additionnelle des photons X de faible énergie du spectre de freinage est un élément essentiel tant pour la radioprotection de patients que pour la qualité de l'image, elle est obtenue par l'interposition d'un assemblage de filtre métallique sur la fenêtre de sortie des photons X au niveau de la gaine. Elle doit être adaptée à l'énergie des photons X utilisés et consiste en :

- Un filtre de 2 mm à 3 mm d'épaisseur d'aluminium lorsque les tensions aux bornes utilisées sont de 60 à 120 kV.
- Un filtre de 0.1 mm à 0.2 mm de cuivre et un filtre de 2 mm à 3 mm d'aluminium au-dessus de 120 kV [4].



Figure 1-13 : filtration additionnelle pour la radioprotection de patient que pour la qualité de l'image.

### 1.6.3 Diaphragme

Il est solidaire à la fenêtre à l'extérieur de la gaine permettant de varier son ouverture.

On a deux types :

- Diaphragme simple (4 lames).
- Diaphragme multiples (superposés permettent de limiter le faisceau des RX avec précision et le faisceau diffusé [3]).

## 1.7 Radiographie :

La radiographie est un examen d'imagerie médicale permettant de visualiser les organes, les os ou les tissus de l'organisme. Cet examen utilise les rayons X, qui traversent le corps humain. Les rayons X sont absorbés par les différents tissus selon leur densité. Souvent, la radiographie est réalisée pour observer les structures osseuses, les poumons ou d'autres organes, comme les seins dans le cas d'une tumeur. Les tissus très denses, comme

les os, apparaissent en blanc, tandis que les tissus moins denses, apparaissent en gris, voire en noir. Parfois, la radiographie classique ne permet pas la visualisation de certains organes concernés. La radiographie de contraste est alors prescrite, permettant une mise en évidence des organes à l'aide d'un produit de contraste, qui va les colorer en blanc [5].

### **1.7.1 Les composants principaux d'une radiographie standard:**

Les composantes principales d'une radiographie standard comprennent :

==> L'appareil de radiographie : Il est constitué d'un bras articulé muni d'un tube à rayons X et d'une plaque contenant le film.

==> Le film radiographique : Il est utilisé pour capturer les différences de densité des organes. Les os apparaissent blancs, les tissus mous en différents tons de gris et l'air en noir.

==> Le tube à rayons X : Également appelé tube de Coolidge, il émet les rayons X qui traversent le corps pour créer une image sur le film.

==> Les détecteurs numériques : Remplaçant les films argentiques, ces détecteurs plus précis numérisent directement l'image sur un moniteur.

==> Générateur haute tension : Fournit la tension nécessaire pour produire les rayons X.

==> Console de commande : Permet de contrôler les paramètres de l'appareil et de l'examen radiographique.

==> Système de refroidissement : Essentiel pour maintenir le tube à rayons X à une température optimale pendant son fonctionnement. [5]

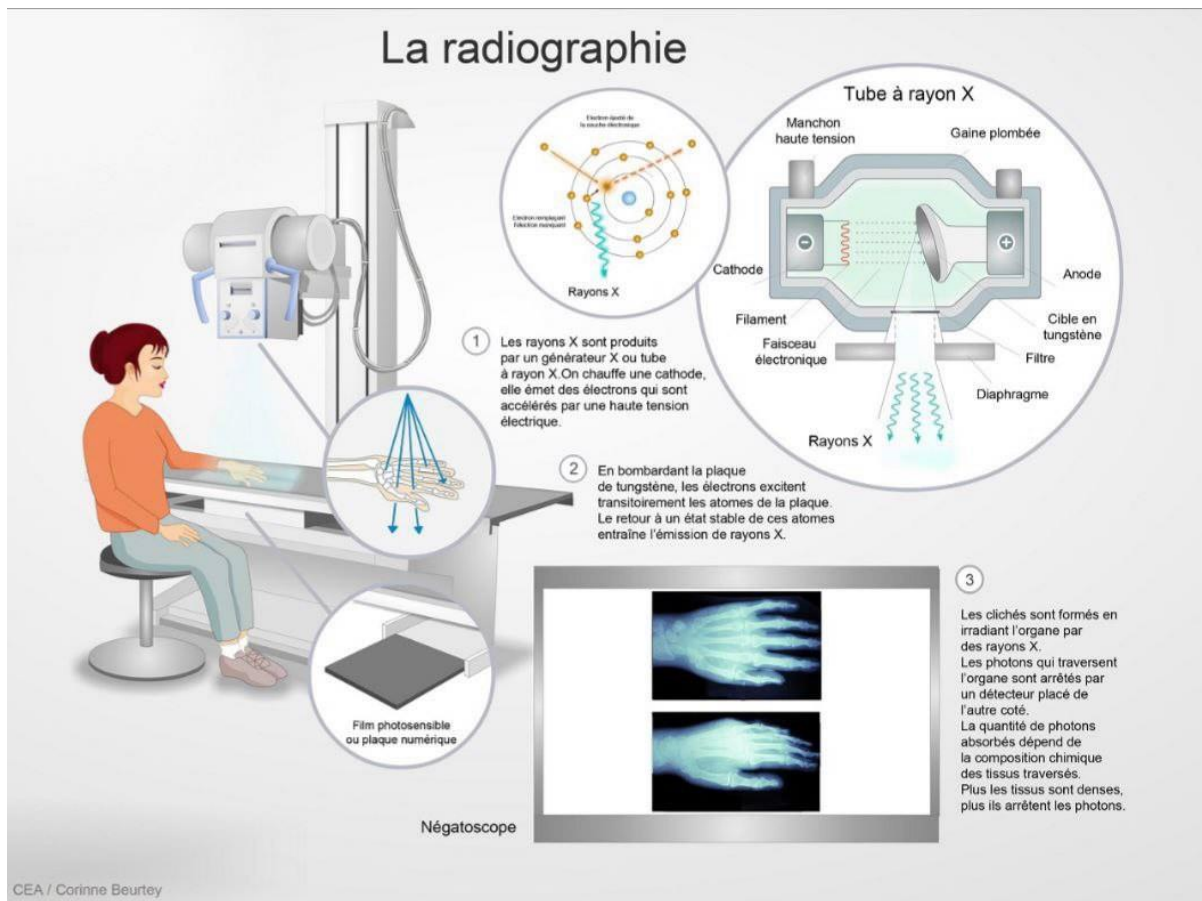


Figure1-14 : la chaîne radiologique

### 1.8 Image radiante :

Est la distribution d'intensité dans une section droite du faisceau de RX transmis. Cette image radiante est reçue par le détecteur (film photographique, écran luminescent, Détecteur électronique). Dont le rôle est de la transformer en une image visible par l'observateur, un milieu peu atténuant comme les poumons crée une zone de forte intensité dans l'image radiante ; ce qui se traduit par une tache sombre sur un film. A l'inverse un milieu fort atténuant comme l'os crée une zone peu intense du l'image radiante ce qui correspond à une tache claire sur le film.

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

- Le foyer radiogène, quasi ponctuel : sources de RX.
- L'objet radiographie une région anatomique dans notre cas
- Le récepteur qui support l'image utile (film, procédé électronique).[5]
-

## 1.9 Notion de contraste :

La qualité d'image radiologique dépend de manière importante d'un paramètre appelé contraste.

Qualitativement le contraste décrit la variation de l'éclairement à l'intérieur d'une image plus précisément si l'intensité vaut  $I_1$  et  $I_2$  en deux points de l'image radiante le contraste peut être défini par le rapport [5] (le contraste de Michelson) [6] :

$$C = \frac{(I_1 - I_2)}{(I_1 + I_2)} \quad [1.1]$$

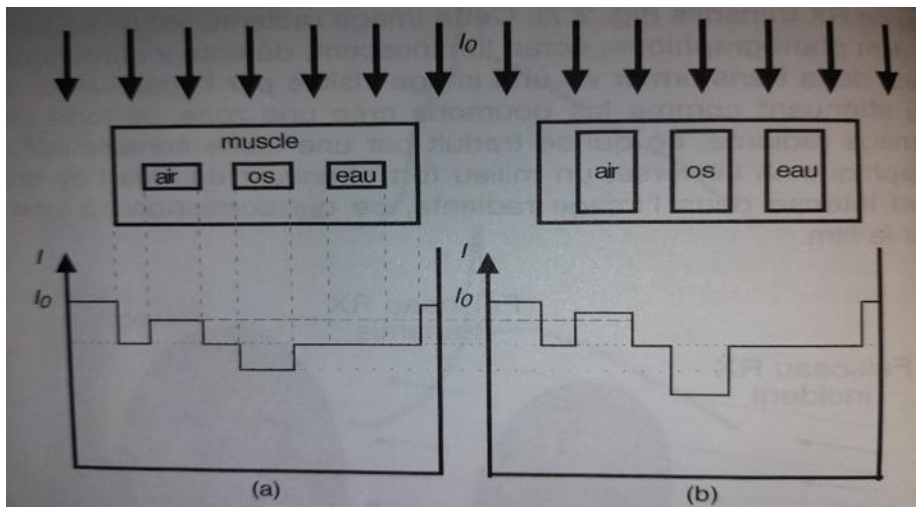


Figure 1-15 : le contraste induit par une structure (air, os)

Avec :

- (a) la différence d'atténuation de cette structure par rapport au milieu environnant.
- (b) L'épaisseur de cette structure. Le même coefficient d'atténuation que le milieu environnant (cas de l'eau et du muscle) [5].

# **Chapitre 2**

## **Concepts de l'Assurance Qualité en Radiologie Conventiennelle**

## Chapitre 2 : Concepts de l'Assurance Qualité en Radiologie Conventiennelle

### 2.1 L'assurance qualité (AQ) :

Souvent abrégée en QA, est un ensemble de pratiques et de processus mise en place pour garantir que les produits, services et processus d'une organisation répondent aux exigences de qualité définies. Elle vise à prévenir les défauts et à garantir la satisfaction des clients.[7].

### 2.2 Contrôle de qualité :

Le contrôle qualité en imagerie est l'ensemble des opérations visant à maintenir ou améliorer la qualité de l'image. Cette activité permet de fournir aux radiologues des images comportant toutes les données leur permettant de porter un diagnostic fiable [7].

#### 2.2.1 Les objectifs du contrôle qualité :

- Assurer la qualité des images radiologiques : Cela implique de garantir que les images soient nettes, précises et exemptes d'artefacts.
  - Optimiser la dose de radiation administrée aux patients : Le contrôle qualité permet de minimiser la dose de radiation tout en conservant la qualité des images.
- Assurer la sécurité des patients et du personnel : Le contrôle qualité permet de détecter et de corriger les dysfonctionnements des équipements radiologiques.
- Contribuer à l'amélioration continue des pratiques radiologiques : Le contrôle qualité permet d'identifier les points d'amélioration et de mettre en place des mesures correctives.

### 2.2.2 Les différents tests de contrôle de qualité :

- **Générateur à haute tension** : Vérifier que la tension secteur est conforme aux normes définies dans la colonne des tolérances.
- **Tension de Sortie** : Vérifier que la tension de sortie du tube est continue et conforme à la valeur sélectionnée au pupitre de commande
- **Courant de Sortie** : S'assurer que le courant de chauffage du filament du tube est conforme à la valeur choisie.
- **Tubes à RX** : Vérifier la relation linéaire entre la sortie de rayonnement du tube et le courant au temps d'exposition sélectionné par le poste de commande [5].

## 2.3 Résolution Spatiale en radiologie conventionnelle

### 2.3.1 La résolution spatiale :

La résolution spatiale en radiologie est la capacité d'un système d'imagerie à distinguer de petits détails dans une image. Elle est souvent exprimée en termes de lignes par millimètre (lp/mm) ou de la taille minimale des objets distinguables dans l'image. Plus la résolution spatiale est élevée, plus les petits détails peuvent être vus clairement.[1]

### 2.3.2 Paramètres Influant sur la Résolution Spatiale :

#### 2.3.2.1 Taille des Pixels :

La taille des pixels influence directement la résolution spatiale. Des pixels plus petits permettent de capturer plus de détails, améliorant ainsi la résolution de l'image [8].

#### 2.3.2.2 Capacité de Détection des Détails Fins :

Cela dépend de la sensibilité et de la performance du détecteur à enregistrer les différences subtiles de contraste entre les structures adjacentes.[8]

### 2.3.3 Facteurs Affectant la Résolution Spatiale :

#### 2.3.3.1 Technologie des Détecteurs

##### 2.3.3.1.1 Types de Détecteurs :

**Film** : Historiquement utilisé, offre une bonne résolution mais limité par le processus chimique de développement.

**Détecteurs Numériques** : Incluent les capteurs à plaques photo stimulables (PSP), les capteurs à semi-conducteurs (CMOS) et les détecteurs à écran plat (FPD). Ils offrent une meilleure

gestion des images et des capacités de post-traitement.[9]

#### **2.3.3.1.2 Taille et Densité des Détecteurs :**

Des détecteurs plus petits et plus denses augmentent la résolution spatiale en capturant plus de détails par unité de surface.[9]

#### **2.3.3.2 Qualité de l'Appareil :**

##### **2.3.3.2.1 Focus du Tube à Rayons X :**

Un foyer de petite taille produit des images plus nettes car il réduit la pénombre géométrique, augmentant ainsi la résolution spatiale.[9]

##### **2.3.3.2.2 Géométrie de l'Appareil :**

La distance focale (distance entre la source de rayons X et le détecteur) et la distance source – objet influencent la netteté de l'image. Une distance focale plus longue et une distance source – objet plus courte améliorent la résolution.[9]

#### **2.3.3.3 Mouvement du Patient :**

##### **2.3.3.3.1 Effets du Mouvement sur la Qualité de l'Image :**

Tout mouvement du patient pendant l'exposition peut flouter l'image, réduisant ainsi la résolution spatiale.[9]

##### **2.3.3.3.2 Techniques de Réduction du Mouvement :**

Utilisation de dispositifs d'immobilisation et de techniques d'acquisition rapide (comme les temps de pose courts) pour minimiser l'impact du mouvement.[9]

#### **2.3.4 Techniques pour Améliorer la Résolution Spatiale :**

##### **2.3.4.1 Utilisation de Détecteurs Haute Résolution :**

Investir dans des détecteurs avec une haute densité de pixels pour capturer plus de détails.

##### **2.3.4.2 Optimisation des Paramètres d'Acquisition :**

Ajuster les paramètres techniques comme le kVp (kilovolt crête), mAs (milliampère-seconde) pour équilibrer la qualité de l'image et la dose de rayonnement.

kVp: Contrôle l'énergie des rayons X produits. Une optimisation est nécessaire pour obtenir un contraste adéquat tout en minimisant le bruit.

mAs: Contrôle la quantité totale de rayonnement. Des ajustements doivent être faits pour obtenir une image claire sans surexposition.[9]

#### **2.4 La fonction de répartition ponctuelle :**

(Point Spread Function, PSF) en radiologie conventionnelle est une mesure clé des propriétés de Résolution d'un système d'imagerie. La PSF décrit la réponse d'un système d'imagerie à une Source de points ou une impulsion, révélant ainsi comment un point source idéal serait Représenté après le processus d'imagerie. Idéalement, un point source serait représenté comme un seul pixel, mais en réalité, il apparaîtrait comme une tache plus étalée en raison des divers effets de dégradation de l'image tels que la diffusion, la dispersion et les limites de la résolution de l'appareil. [10]

### **2.5 Full Width at Half Maximum:**

En radiologie conventionnelle, le terme FWHM (Full Width at Half Maximum) désigne la pleine largeur à mi-hauteur. C'est une mesure de la résolution spatiale d'un système d'imagerie. En pratique, FWHM représente la largeur d'une image à la moitié de son amplitude maximale, indiquant la capacité du système à distinguer les détails fins. Une FWHM plus petite correspond à une meilleure résolution spatiale, permettant de visualiser plus précisément les structures fines dans les images radiographiques. Cette mesure est essentielle pour évaluer la performance des détecteurs en radiologie, car elle influence directement la qualité diagnostique des images obtenues. Elle est utilisée pour analyser des profils de ligne ou de points dans les images radiographiques afin de quantifier la résolution spatiale. Pour plus de détails, vous pouvez consulter les ressources disponibles sur les sites spécialisés en radiologie et radioprotection. [11]

# **Chapitre 3**

## **Matériels et méthodes**

## Chapitre 3 : Matériels et méthodes

Le contrôle de qualité (CQ) en radiologie conventionnelle est essentiel pour garantir des images de haute qualité, la sécurité des patients, et la conformité aux normes réglementaires. Il implique un ensemble de procédures systématiques et de pratiques visant à évaluer, maintenir et améliorer les performances des équipements radiologiques et les pratiques cliniques. Ceux-ci incluent les protocoles de l'Agence internationale de l'énergie atomique IAEA [12].

La résolution spatiale joue un rôle crucial dans l'assurance qualité (AQ) en radiologie conventionnelle. Elle influence directement la capacité à produire des images diagnostiques précises et fiables, ce qui est essentiel pour un diagnostic et un traitement appropriés. A travers ce travail on contribue à une étude de la la détermination de la résolution spatiale et le contraste de la radiographie installé au niveau *d'Etablissement Public de Santé de Proximité Ain Elmelh*, et l'étude de sa variation en fonction de la variation du kilovoltage (kVp) et aussi la variation de la distance objet-source.

### 3.1 Matériels

Nous avons effectué notre expérience à l'*Etablissement Public de Santé de Proximité Ain Elmelh*. L'appareil installée est de type Stephani X.



Figure 3.1 : une radiographie de marque Stephani X



Figure3.2 : poste commande de marque Stephani X

**Les caractéristiques techniques de l'appareil:**

- Filtration inhérente : entre 0,5 et 1mm équivalent aluminium
- Tension max. de l'anode : 120kv

- **Angle et diamètre d'anode :**  $16^\circ$  - 90 mm
- **Vitesse de rotation de l'anode :** 3 000 tr/mi

### 3.2 Méthodes

#### 3.2.1 Evaluation de La résolution spatiale :

Pour mesurer la résolution spatiale, on a utilisé une technique basée sur l'image d'une plaque d'aluminium qui contient 4 trous (figure 3.3) de différentes épaisseurs. On analyse ensuite l'image de cette plaque pour déterminer La fonction PSF (point spread function) ensuite la largeur à mi hauteur FWHM de cette fonction. Cette valeur représente la résolution spatiale du système d'imagerie. Un outil mathématique important pour analyser la résolution spatiale est la transformée de Fourier. Elle permet de calculer la FTM (Fonction de Transfert de Modulation) du système d'imagerie. La FTM indique la capacité du système à transférer les détails de l'objet vers l'image finale. Une FTM élevée signifie que le système conserve plus de détails, ce qui se traduit par une meilleure résolution spatiale.

L'objectif de ce travail : est de proposer une procédure pour la détermination de la résolution spatiale ainsi d'étudier sa variation en fonction de la distance source - objet (40cm, 60cm, et 80cm) avec une KVP constante de 80kvp et aussi la variation du KVP (60kvp, 80kvp, et 120kvp) avec une distance objet-source constante de 80cm.



**Figure 3.3 :** plaque d'aluminium avec quatre trous de différentes épaisseurs

Pour réaliser cette manipulation nous avons :

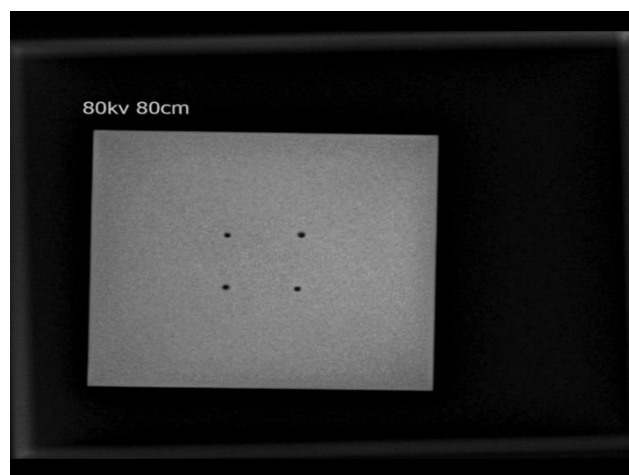
#### La première étape :

- Placez la plaque d'aluminium sur la table.

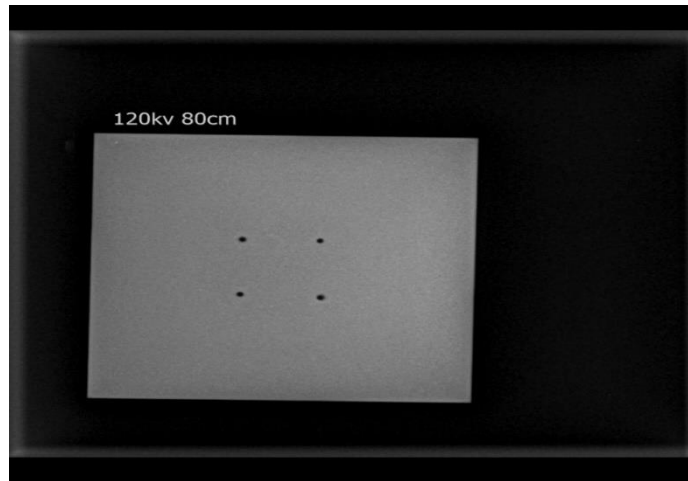
- Régler la distance entre la source et récepteur d'image d'environ 80cm
- Faire une exposition avec les énergies suivantes : (60KV ;80kv ;120kv)
- Effectuer l'exposition
- Exporter l'image à logiciel ImagJ pour tracer le profil de chaque point (PSF) ensuite l'évaluation du FWHM.
- La comparaison des distances entre les trous mesurés à l'aide de pied à coulisse et celle évalué par le logiciel ImagJ en pixel, nous a permet d'évaluer la taille de pixel.
- Ensuite et à partir de logiciel ImageJ on a essayé d'exporter les data et tracer le profile pour la deuxième fois par l'origine afin d'extraire la transformé de Fourier de PSF qui est le MTF.
- La détermination de la fréquence correspond à une amplitude égale 80%, Permettre la détermination de résolution spatial en terme de paire de ligne par mm (ce qui caractérise le contraste de ce système d'imagerie).



**Figure3.4 : image radiographique d'une plaque d'aluminium percée à des trous de différente taille (60KV ;80cm)**



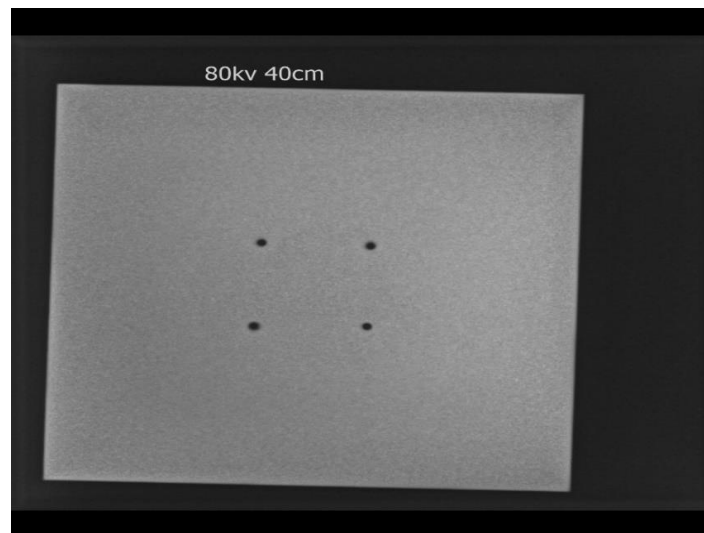
**Figure 3.5: image radiographique d'une plaque d'aluminium à (80kv ;80cm)**



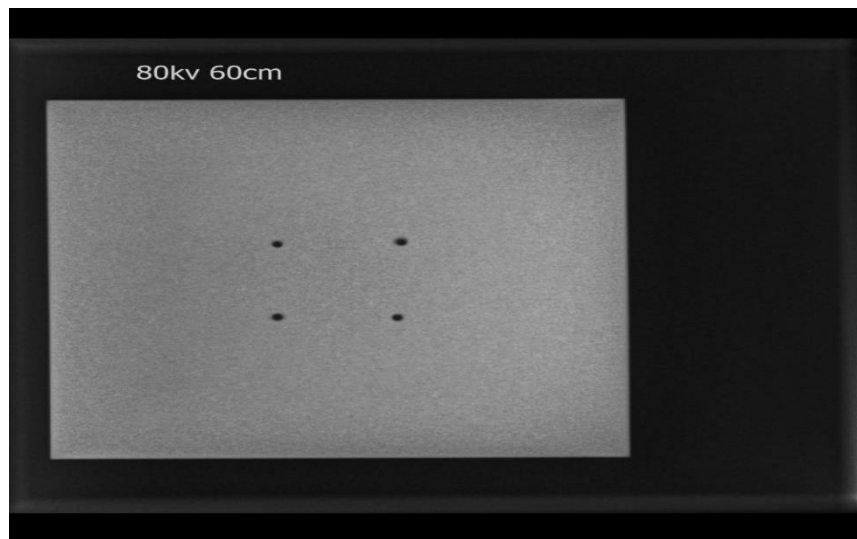
**Figure3.6 : image radiographique d'une plaque d'aluminium à (120kv ;80cm)**

**La deuxième étape :**

Les mêmes étapes que la première étape, seulement ici la variable est la distance source – objet et la constante est l'énergie du Kvp. Elle est fixée à la valeur 80 kvp Et les valeurs de la distance sont de 40 cm ; 60cm ; et 80cm.



**Figure 3.7: image radiographique d'une plaque d'aluminium (80kv ;40cm)**



**Figure 3.8 : image radiographique d'une plaque d'aluminium (80kv ;60cm)**

### 3.2.2 Vérification du contraste de l'image.

Nous avons pris plusieurs images d'une plaque d'aluminium avec quatre trous de presque même tailles à différentes distances objet-source (40cm,60cm, et 80cm) et des énergies de KVP de (60kv,80kv, et 120kv). Ensuite, nous l'avons traité par le logiciel ImageJ.

L'utilisation du logiciel ImageJ se fait par les étapes suivantes :

Sélectionner une région d'intérêt (ROI) englobe le point et une partie de la plaque.

On clique sur analyse,

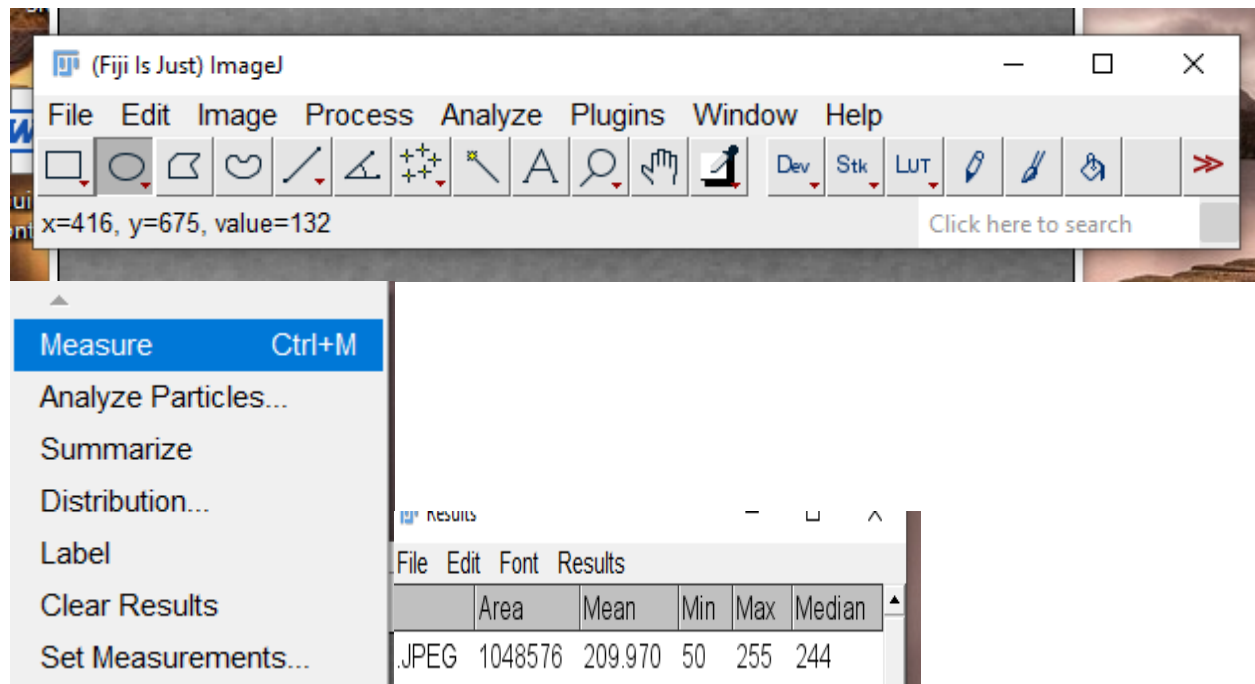
Puis sur mesure, ensuite évaluer la valeur max et min comme le montrent les figures 3.9 et 3.10.

La valeur du contraste est calculée à partir de la relation suivante :

$$C = \frac{(I_{max} - I_{min})}{(I_{max} + I_{min})}$$



Figure 3.9: fixation de la région d'intérêt



**Figure3.10 :logiciel image J**

# **Chapitre 4:**

## **Résultat et discussions**

## Chapitre 4:Résultat et discussions

Après les expériences que nous avons fait à **l’Etablissement Public de Santé de Proximité Ain Elmelh** dont l’objectif de déterminer la résolution spatiale des images d’une plaque d’aluminium obtenues aux différentes distances et énergies, ainsi étudier sa variation en fonction de la distance objet-source à 40cm,60cm, et 80cm et des énergie de 60kvp,80kvp, et 120kvp, ensuite pour établir les différentes résolutions spatiales nous avons utilisé le logiciel ImageJ[13], qui est un logiciel de traitement d’images libre, fonctionne aussi bien sous plate-forme Windows, Mac ou Linux. Il permet aux utilisateurs d’effectuer des opérations telles que la mesure, la segmentation, le traitement de l’image et l’analyse quantitative, grâce à une interface conviviale et extensible. Sa flexibilité et sa capacité à être étendu par des plugins en font un outil très populaire dans la communauté scientifique.

### 4.1 Evaluation de La résolution spatiale :

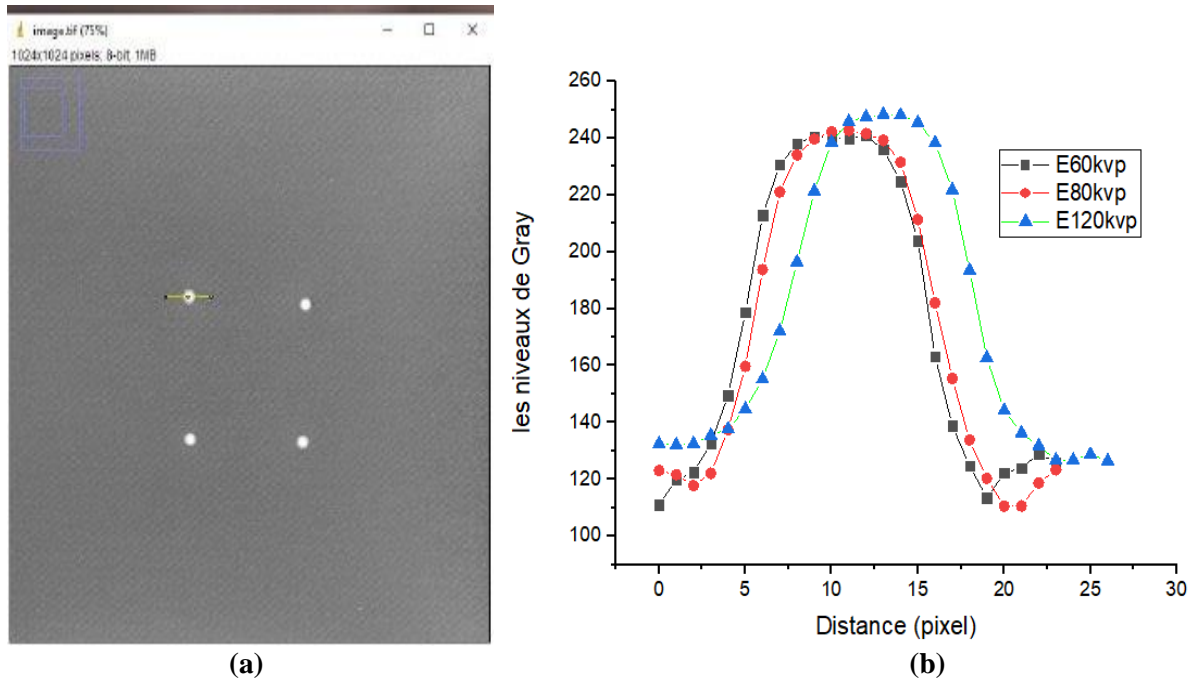
#### 4.1.1 La Fonction De Dispersion Ponctuelle PSF :

Après avoir obtenu les images résultantes de l’exposition et en utilisant le logiciel ImageJ nous a permis d’extraire les courbe des niveaux de gris en fonction des pixels ( PSF ) : On trace une droite qui passe par le centre de trou selon l’axe X, puis on clique (image) puis (type) à travers lequel on choisit le type d’image (8bit), puis on appuie sur (Edit) puis (inverser) l’image est inversée pour que le blanc soit noir et le noir soit blanc puis on passe à (analyser) (tracer le profil) pour tracer la courbe PSF, puis on clique sur (Liste) situé en dessous de l’image à gauche pour accéder directement le tableau des valeurs en copiant ce tableau dans Origine. Ensuite, nous traçons la courbe finale pour PSF .Comme le montrent l’image ci-dessous :



Figure 4.1 : l’interface de logiciel ImageJ

À titre d'exemple, nous exposons les résultats obtenus avec une distance source – objet fixe de 80 cm et modifiant l'énergie du Kvp pour un seul trou, nous avons obtenu l'image illustrée dans la figure (Figure4.2):



**Figure 4.2 :** ( a) la détermination d’une ligne passant sur le 1er trou, (b) la courbe PSF (trou 1)

Puis nous avons calculé le FWHM (Full Width at Half Maximum), la pleine largeur à mi-hauteur de chaque pic afin d’évaluer la résolution spatiale.

les résultats sont illustrés dans les Tableaux (4.1-4.3)suivant :

➤ **L’énergie (60kv) :**

**Tableau4.1 :** les résultats de test de la résolution spatial pour (60kvp ;80cm)

FWHM des trous en pixel	FWHM des trous en mm	La taille des trous en réalité
17	<b>2.108</b>	1.2
18	<b>2.232</b>	1.1
17	<b>2.108</b>	1.28
19	<b>2.356</b>	1.3
<b>La moyenne</b>	<b>2.2</b>	

**Evaluation de la taille de pixel**

- La moyenne des quatre distances entre les trous en pixel :

$$( 120.004+117.240 +116.087 +112.571 ) /4= 116.475\text{pixel}$$

- La moyenne des quatre distances entre les trous en mm :

$$(15 + 14 + 14 + 15) / 4 = \mathbf{14.5 \text{ mm}}$$

En utilisant la règle de trio, nous avons trouvé que la taille d'un pixel est : **0.124 mm**

➤ **L'énergie (80kv) :**

**Tableau4.2 :** les résultats de test de la résolution spatial pour (80kvp ;80cm)

FWHM des trous en pixel	FWHM des trous en mm	La taille des trous en réalité
16	<b>1.984</b>	1,2
17	<b>2.108</b>	1,1
15,5	<b>1.922</b>	1,28
20	<b>2.48</b>	1,3
<b>La moyenne</b>	<b>2.1</b>	

➤ **L'énergie (120kv) :**

**Tableau4.3 :** les résultats de test de la résolution spatial pour (120kv ;80cm)

FWHM des trous en pixel	FWHM des trous en mm	La taille des trous en réalité
21	<b>2.604</b>	1,2
17	<b>2.108</b>	1,1
20	<b>2.48</b>	1,28
19,5	<b>2.418</b>	1,3
<b>La moyenne</b>	<b>2.4</b>	

A partir de ces résultats, nous remarquons que la meilleure résolution spatiale était aux valeurs 60kv et 80kv, alors qu'à la valeur 120kv la résolution spatiale était un peu moins bonne. Cela est dû peut être à l'augmentation de diffusé avec l'augmentation de l'énergie.

De la même façon, nous exposons les résultats obtenus avec l'énergie du Kvp fixe de 80 kv et modifiant la distance source – objet pour un seul trou, nous avons calculé le FWHM, la pleine largeur à mi-hauteur de chaque pic afin d'évaluer la résolution spatiale les résultats obtenues sont illustrés dans les tableaux (4.4-4.6) :

➤ **La distance 40cm :**

**Tableau4.4 :** les résultats de test de la résolution spatial pour (80kvp ;40cm)

<b>FWHM des trous en pixel</b>	<b>FWHM des trous en mm</b>	<b>La taille des trous en réalité</b>
28	<b>3.472</b>	1,2
24	<b>2.976</b>	1,1
33	<b>4.092</b>	1,28
32	<b>3.968</b>	1,3
<b>La moyenne</b>	<b>3.63</b>	

➤ **La distance 60cm :**

**Tableau4.5 :** les résultats de test de la résolution spatial pour (80kvp ;60cm)

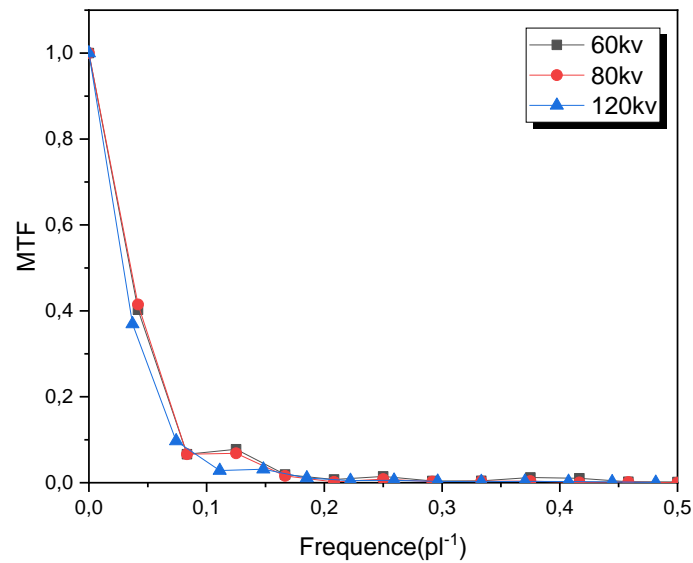
<b>FWHM des trous en pixel</b>	<b>FWHM des trous en mm</b>	<b>La taille des trous en réalité</b>
24	<b>2.976</b>	1,2
26	<b>3.224</b>	1,1
21	<b>2.604</b>	1,28
30	<b>3.72</b>	1,3
<b>La moyenne</b>	<b>3.13</b>	

A partir de ces résultats, nous remarquons que la meilleure résolution spatiale était aux valeurs pour la distance 80 cm (Tableau 4.2), et cela est normale par ce que quand on rapproche l'objet a la source la taille du flou géométrique augment.

#### **4.1.2 Modulation Transfer Function(MTF) :**

La MTF (Modulation Transfer Function) décrit comment le contraste varie avec la fréquence spatiale. Elle est dérivée de la PSF par une transformée de Fourier et est une mesure de la réponse en fréquence du système. Pour voir l'influence de la distance entre la source et le détecteur ainsi que la variation des énergies de KVP, nous avons calculé le MTF pour différentes distances entre Source-Détecteur et pour différentes énergies. Nous présentant ici comme exemple les résultats obtenus avec une distance source – objet fixe de 80 cm et modifiant l'énergie du Kvp pour un seul trou, représentée dans la figure (4.3)

On a aussi calculé les fréquences spatiales du MTF à 80% et 50% pour différentes énergies du kvp. Les résultats obtenus sont illustrés dans Les tableau 4.7



**Figure4.3 :** courbe de MTF 1<sup>er</sup> trou pour des énergies(60kv,80kv, et 120kv) et une distance objet-source fixe de 80 cm

**Tableau 4.6 :**les Fréquences spatiales du MTF à80% et à 50% en fonction de l'énergie

Energie	60kv	80kv	120kv
Fréquence de MTF à 80 %	0.0139	0.013	0.011
Fréquence de MTF à 50%	0.035	0.034	0.028

D'après ce tableau, on remarque que les valeurs maximales de la fréquence du MTF à (80%, 50%) pour une énergie de 60kv et presque sont proches à celles de 80Kv.

De la même façon, nous avons calculé le MTF en fixant l'énergie du Kvp fixe à 80 kv et modifiant la distance source – objet pour un seul trou, les résultats obtenus sont illustrés dans la figure (4.4).

On a aussi calculé les fréquences spatiales du MTF à 80% et 50% pour différentes distances objet-détecteur. Les résultats obtenus sont illustrés dans Les tableau 4.8. D'après ce tableau, on remarque que les valeurs maximales de la fréquence du MTF à (80%, 50%) pour une distance de 80 cm.

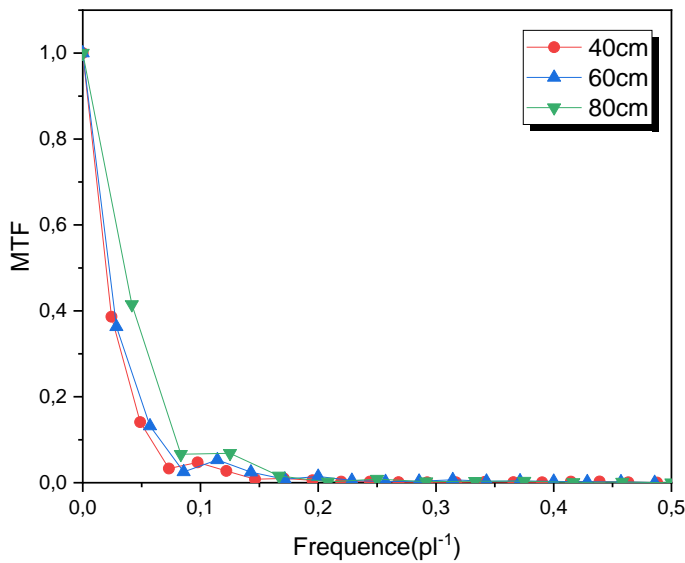


Figure4.4 : courbe de MTF 1<sup>er</sup> trou pour des distances (40cm ,60cm et 80cm) et énergie fixe de 80kv

Tableau 4.7 :les fréquences du MTF à 80% et à 50 %en fonction de distance

Distance	40cm	60cm	80cm
Fréquence de MTF à 80 %	0.008	0.008	0.013
Fréquence de MTF à 50%	0.020	0.021	0.034

#### 4.2.Vérifications du contraste de l'image :

Nous avons calculé le contraste de nos images selon la relation de Michelson[6] :

$$C = \frac{(I_{max} - I_{min})}{(I_{max} + I_{min})}$$

Les résultats sont regroupés dans les tableaux 4.9 et 4.10

Tableau4.8 : Résultats de contraste obtenus pour des énergies (60kv,80kv, et 120kv) et une distance objet-source fixe de 80 cm

Energie	60kv				80kv				120kv			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Le trou												
Contraste	0.43	0.47	0.45	0.42	0.39	0.44	0.44	0.41	0.37	0.38	0.41	0.36
Moyenne	0.44				0.42				0.38			

D'après ce tableau, nous remarquons que le contraste diminue avec l'augmentation de l'énergie

**Tableau4.9** :Résultats de contraste obtenus pour des distances (40cm ,60cm et 80cm) et énergie fixe de 80kv

Distance	40cm				60cm				80cm			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Les trou												
Contraste	0.3 7	0.4 1	0.3 8	0.3 5	0.3 6	0. 4	0.3 9	0.4 5				
Moyenne	0.37				0.4				0.42			

De ce tableau, nous remarquons que le contraste est maximal pour la distance (80cm)

### 4.3. Conclusion :

La distance et l'énergie jouent un rôle très important dans le calcul de la résolution spatiale et le contraste d'une radiographie.

Par conséquent, le choix de la distance et l'énergie est très important pour obtenir une bonne résolution spatiale et le contraste de la radiographie, qui donne une bonne qualité d'image.

# **Conclusion**

## Conclusion

Dans ce mémoire, nous avons effectué une étude pour déterminer la résolution spatiale et le contraste des images en utilisant une plaque en aluminium comprenant quatre trous, avec différentes distances objet-source : 40cm, 60cm, et 80cm, et des énergies de 60kvp, 80kvp, et 120kvp, en utilisant le logiciel ImageJ.

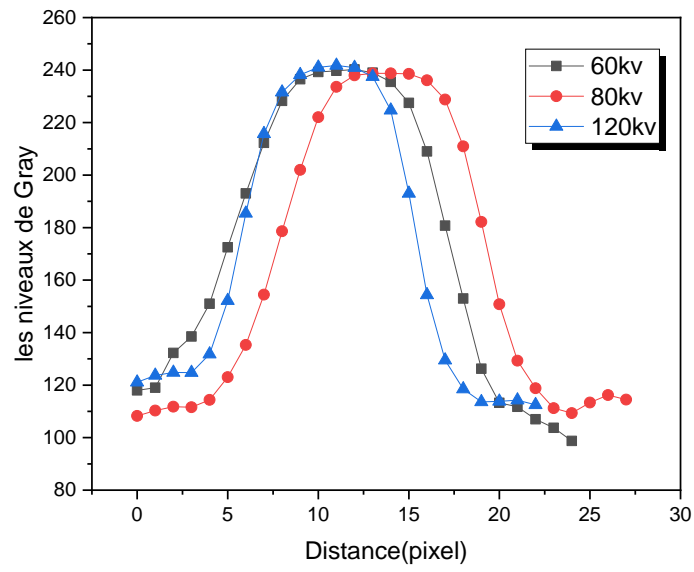
Après avoir obtenu les images résultantes de l'exposition d'une radiographie de marque Stephani X installé au niveau de l'Etablissement Public de Santé de Proximité Ain Elmelh, le logiciel ImageJ nous a permis d'extraire les courbe des niveaux de gris en fonction des pixels suivant l'axe horizontale ( PSF), ensuite on a calculé la largeur à mi-hauteur (FWHM ), finalement on a fait la transformée de Fourier des données du PSF afin d'obtenir la fonction du MTF (Modulation Transfer Function) qui décrit comment le contraste varie avec la fréquence spatiale.

En conclusion, La distance objet-source et l'énergie jouent un rôle très important dans l'obtention d'une bonne résolution spatiale et contraste d'une radiographie conventionnelle. Par conséquent, le choix de la distance et l'énergie est très important pour obtenir une bonne qualité d'image.

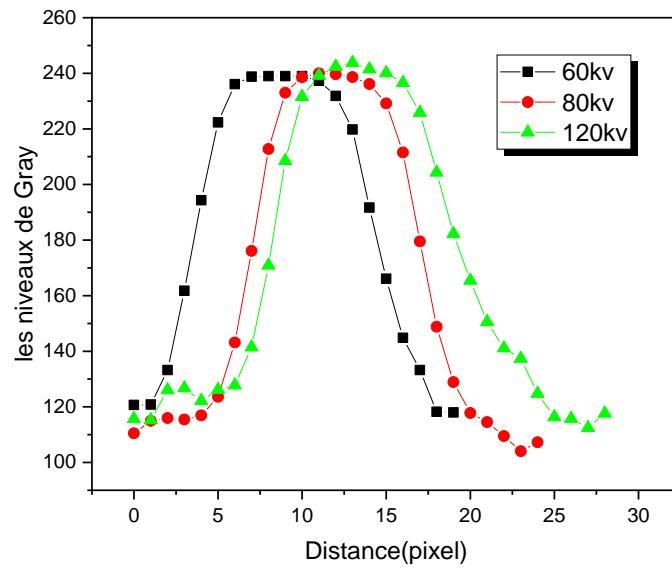
## Bibliographiques

- [1] Thayalan, K. The Physics of Radiology and Imaging. Jaypee Brothers Medical Publishers, 2014.
- [2] D.r Dance ,S.Christofides,ADA.Maidment ,ID.Mclean, K. h.Ng « Diagnostic radiology physics »printed by the IAEA in Austria septemre 2014.
- [3]Kahn, Charles E. Imagerie Médicale: Principes et Techniques. Elsevier Masson, 2013.
- [4] Spěváček, Vlastimil. Basics of Medical Physics. KarolinumPress, 2018.
- [5] Reffas M .Mehnana D .Benstiti K , Etude sur développement d'un protocole de contrôle de qualité en radiologie ,Mémoire de Master ,Université de Ferhat Abbas-Sétif 1
- [6] A.A. MICHELSON, Studies in Optics, University of Chicago Press, 1927Consulté En 2024
- [7] Hendee, William R., and Ritenour, E. Russell. Medical Imaging Physics. 4th ed., Wiley-Liss, 2002
- [8] Euclid Seeram. Computed Tomography. ISBN: 9780323312882
- [9] Alim Yucel-Finn, Fergus Mckiddie, Sarah Prescott et al. Farr's Physics for Medical Imaging , E-Book. (2023) ISBN: 9780702083655 -
- [10]Dowsett, David J., Kenny, Patrick A., and Johnston, R. Eugene. Physics for Diagnostic Radiology. 3rd ed., CRC Press, 2011.
- [11] Jeffrey Papp, PhD; Bill Callaway, PhD; Olive Peart, MSRS, RT(R)(M)(QM), "Quality Management in the Imaging Sciences" Mosby 2019 ISBN: 978-0323322800]
- [12] Agence internationale de l'énergie atomique. Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers and Students. IAEA Human Health Series No. 28, Vienna, 2014.
- [13] <https://imagej.nih.gov/ij>

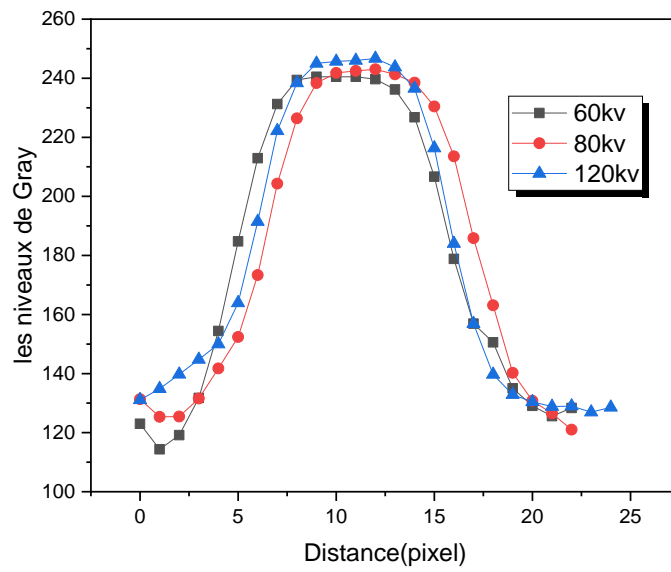
**Annexes:**



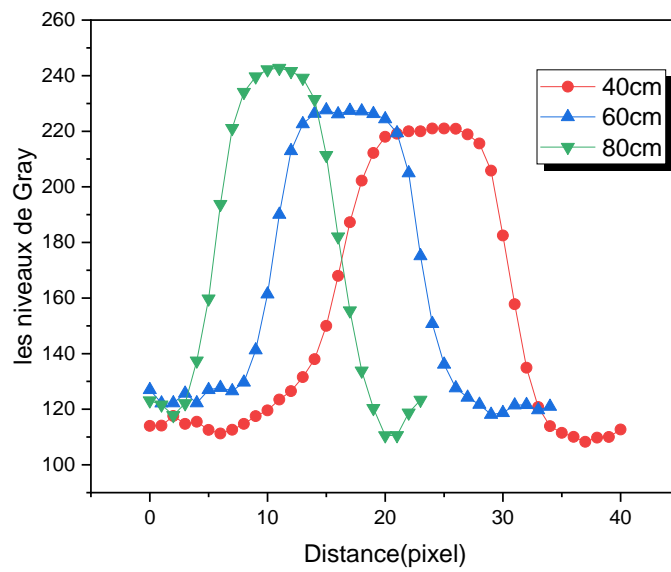
**FigureA.1** : la courbe PSF (trou 2) en fonction de l'énergie



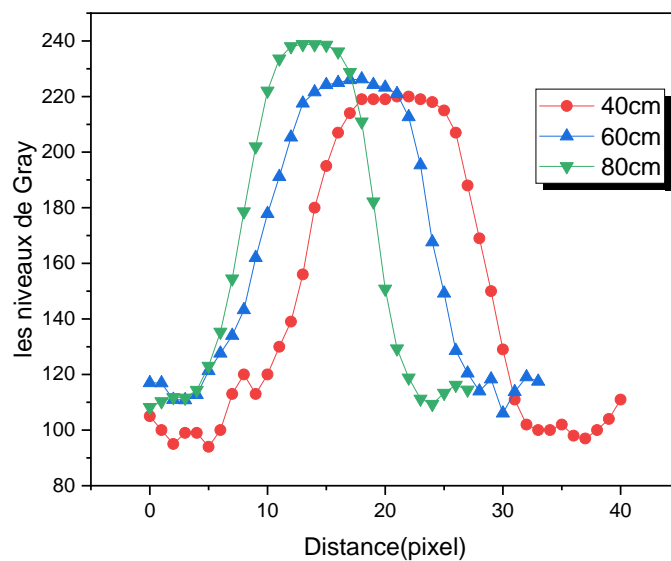
**FigureA.2** : la courbe PSF (trou 3) en fonction de l'énergie



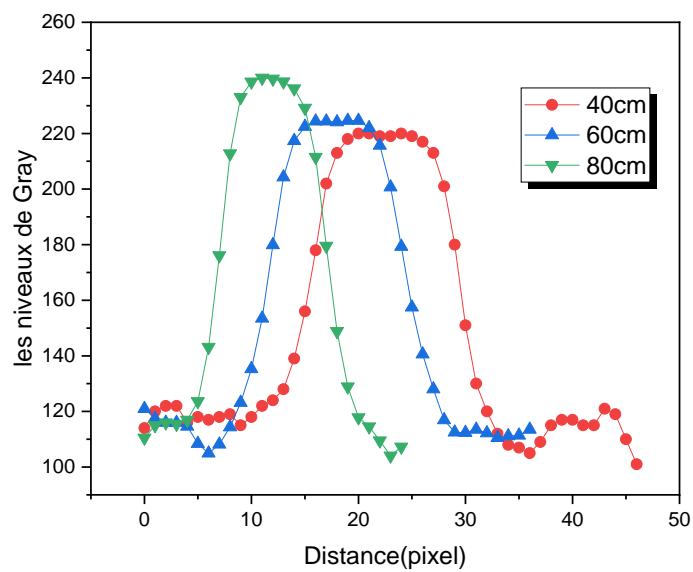
**Figure A.3:** la courbe PSF (trou 4) en fonction de l'énergie



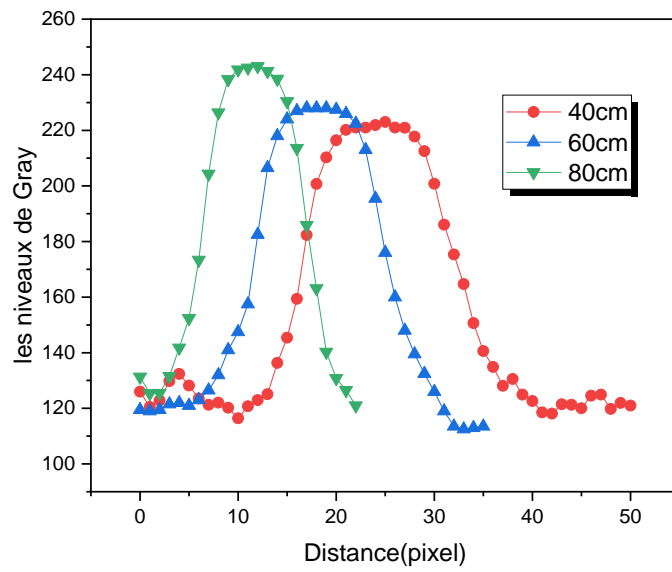
**FigureA.4 :** la courbe PSF (trou 1) en fonction de distance



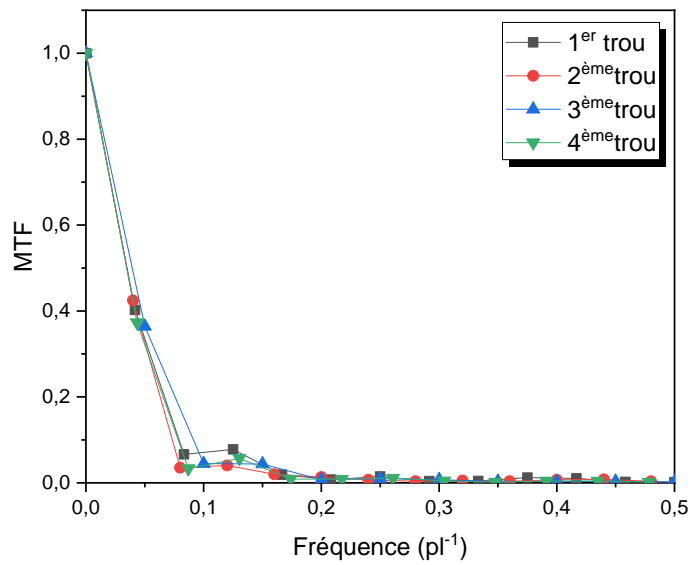
**FigureA.5** : la courbe PSF (trou 2) en fonction de distance



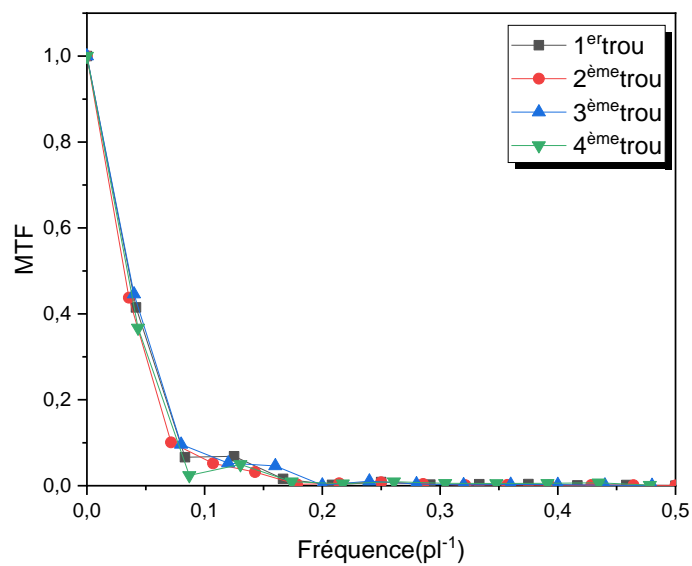
**FigureA.6** : la courbe PSF (trou 3) en fonction de distance



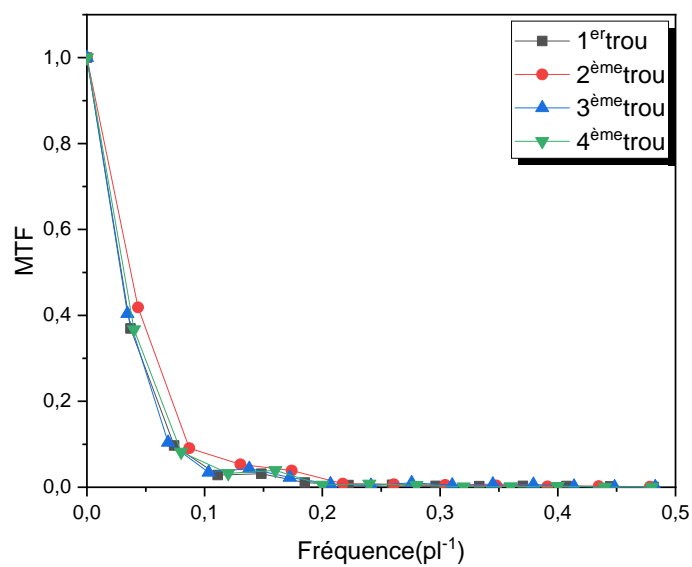
**FigureA.7** : la courbe PSF (trou 4) en fonction de distance



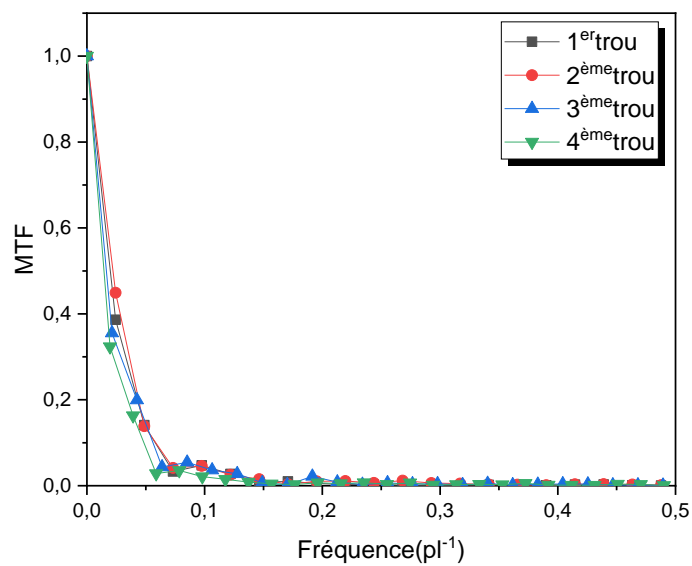
**FigureA.8** : courbe de MTF (60kv,80cm)



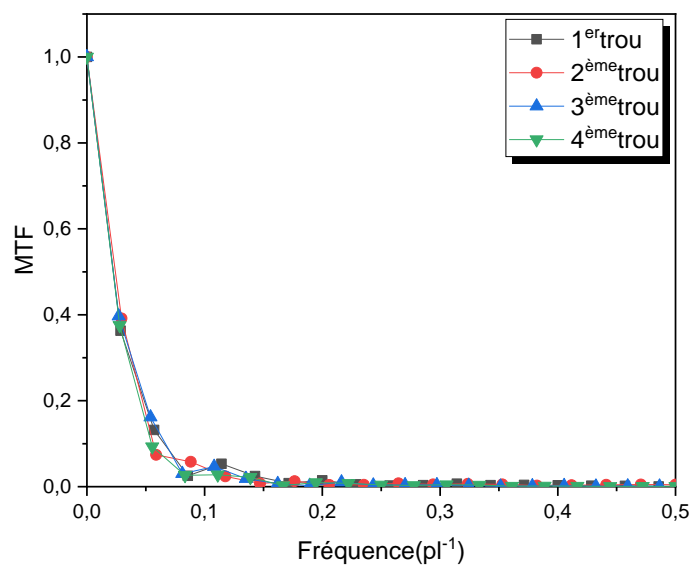
**Figure A.9:** courbe de MTF (80kv,80cm)



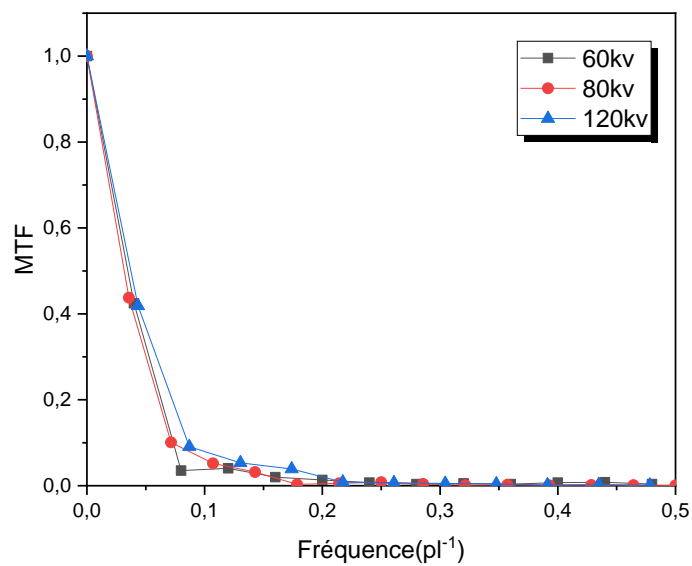
**Figure A.10:** courbe de MTF (120kv,80cm)



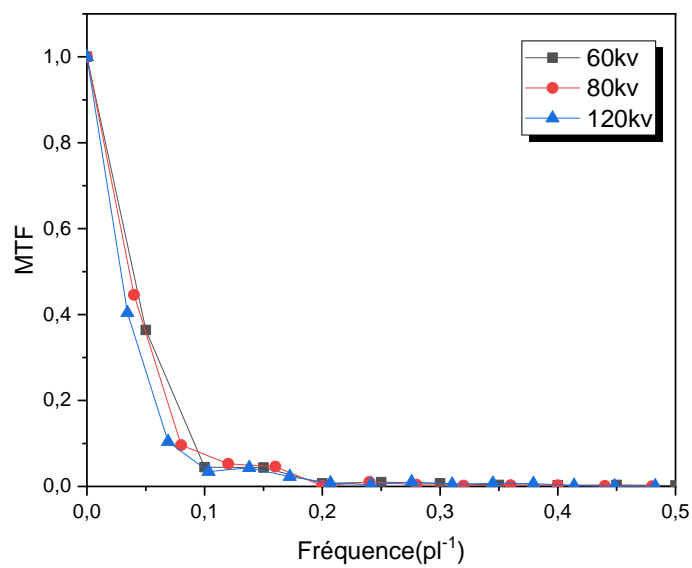
**Figure A.12** : courbe de MTF (80kv,40cm)



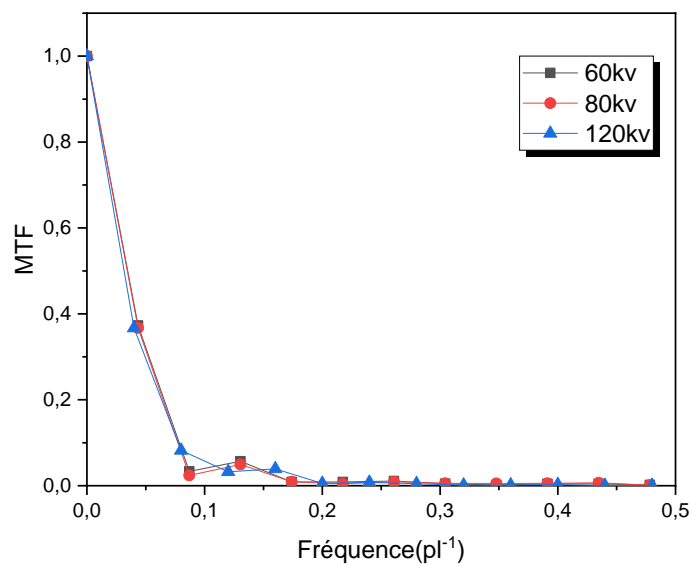
**Figure A.13** : courbe de MTF (80kv,60cm)



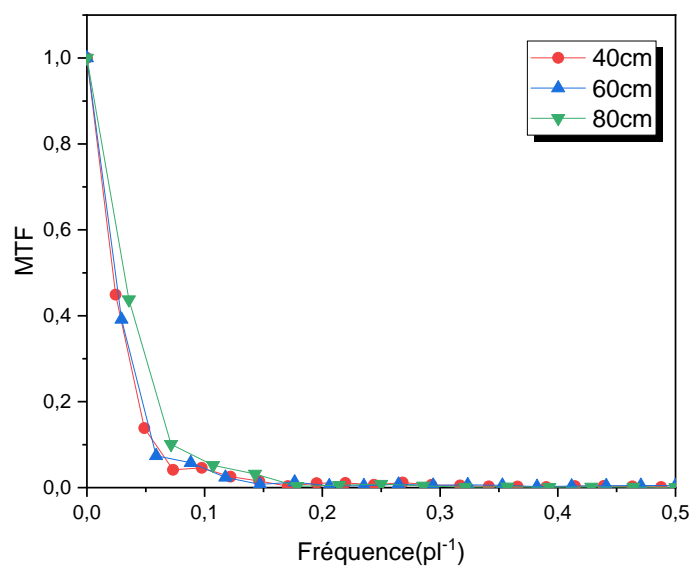
**Figure A.14** : courbe de MTF 2<sup>ème</sup> trou dans l'énergie (60k,80kv,120)



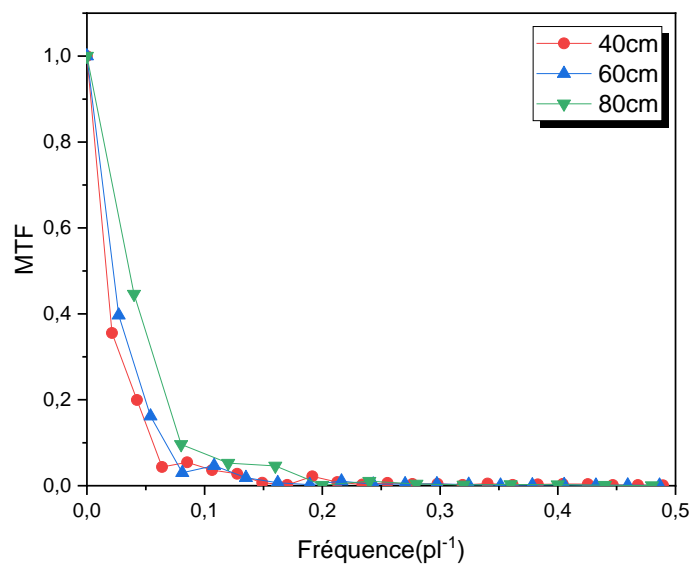
**Figure A.15** : courbe de MTF 3<sup>ème</sup> trou dans l'énergie (60k,80kv,120)



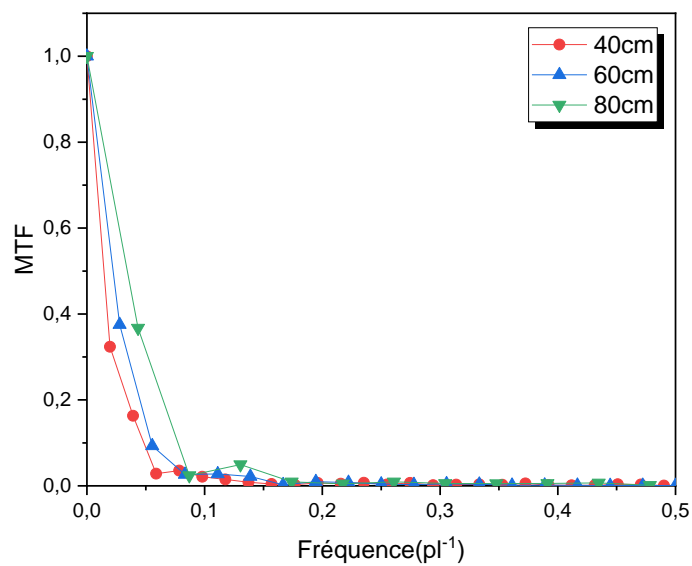
**FigureA.16** : courbe de MTF 4<sup>ème</sup> trou dans l'énergie (60k,80kv,120)



**FigureA.17** : courbe de MTF 2<sup>ème</sup> trou dans distance (40cm,60cm,80cm)



**FigureA.18** : courbe de MTF 3<sup>ème</sup> trou dans distance (40cm,60cm,80cm)



**FigureA.19** : courbe de MTF 4<sup>ème</sup> trou dans distance (40cm,60cm,80cm)

## Abstract

The aim of this work that we carried out is to study the spatial resolution and contrast of images provided by an X-ray device using an aluminum plate with holes. Using the ImageJ software, we studied the spatial resolution through the PSF curves, the width at half maximum (FWHM) of the PSF function, and the MTF (Modulation Transfer Function).

**Keywords:** spatial resolution, ImageJ, contrast, radiology

## Résumé

Le but de ce travail que nous avons réalisé est d'étudier la résolution spatiale et le contraste d'images fournis d'un appareil à rayons X utilisant d'une plaque d'aluminium avec des trous. En utilisant le logiciel ImageJ, nous avons étudié la résolution spatiale à travers les courbes PSF, la largeur mi-hauteur (FWHM) de la fonction PSF, et la fonction MTF (Modulation Transfer Function).

**Mots clés :** la résolution spatiale ,ImageJ, contraste, Radiologie

## المخلص

الهدف من هذا العمل الذي قمنا به هو دراسة الدقة المكانية وتباين الصور التي يوفرها جهاز الأشعة السينية باستخدام لوحة الألومنيوم ذات الثقوب . باستخدام برنامج ImageJ ، قمنا بدراسة الدقة المكانية من خلال منحنيات PSF ، والعرض بنصف الحد الأقصى (FWHM) لدالة PSF وظيفية نقل التعديل MTF .

**الكلمات المفتاحية:** الدقة المكانية، جهاز الأشعة السينية، التباين