

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/04/2024



DOMAINE : Sciences de la matière

FILIERE : Physique

OPTION : Physique Médicale

Mémoire présenté pour l'obtention
Du diplôme de Master Professionnel

Par : Boudjellal Asma

Merzoug Dounya

Intitulé

La résolution spatiale et le contraste en
scintigraphie

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

Boussahel Mounir	Université de M'sila	Président
Bounab Sabrina	Université de M'sila	Rapporteur
Bentabet Abdelouahab	Université de Bordj Bou Arreridj	Co- Rapporteur
Betka Aberrahim	Université de Sétif	Examineur
Khoudri Saad	EHS CAC de Sétif	Examineur

Année universitaire : 2024/2023

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail aux personnes les plus chères à mon cœur... Une pensée spéciale à mes parents,

A mes frères : ANES, Mohamed Hassen, Selsabil.

À toutes mes amies, qui m'ont toujours soutenu et ont eu confiance en mes choix d'études, tout en m'encourageant à les poursuivre malgré les difficultés.

Je les remercie pour l'amour et la tendresse qu'elles m'ont témoignés durant toute cette période.

D.MERZOUG

Dédicaces

Je dédie ce mémoire

A mes chers parents, pour tous leurs sacrifices, leur amour, leur tendresse, leur soutien et leurs prières
tout au long de mes études,

A mes chers frères et mes chères sœurs (Nor Elisslam, Mohammed, Baraa, Asil) pour leurs
encouragements permanents, et leur soutien moral,

A mes grands-parents et Ceux qui ont partagé avec moi tous les moments d'émotion lors de la réalisation
de ce travail.

A tous mes amis proches qui m'ont toujours encouragé

Que ce travail soit l'accomplissement de vos vœux tant allégués, et le fruit de votre soutien infaillible,
Merci d'être toujours là pour moi.

A. BOUDJELLAL

Remerciements

Tout d'abord, nous remercions Dieu de nous avoir donné la force et la détermination pour achever avec succès ce parcours académique. Nous tenons à exprimer notre sincère gratitude à tous ceux qui ont contribué à la réalisation de ce mémoire de fin d'études. À cet égard, nous adressons nos plus sincères remerciements et appréciations à nos superviseurs académiques, Dr Bounab Sabrina et Pr Bentabet Abdelouahab, pour leurs conseils et leurs assistances tout au long de la préparation de ce mémoire.

Nous tenons à remercier chaleureusement le Dr CHAKER Belkassem, président du centre d'imagerie médicale et de scintigraphie EL CHIFAA, ainsi que toute son équipe, en particulier le Dr Chikouch Ali, et aussi L'Etablissement Hospitalier Spécialisé CAC de Sétif (EHS CAC SETIF), en particulier le Physicien médical M. Karim. Malgré leurs occupations, ils nous ont toujours accueillis avec gentillesse et sympathie. Leur patience tout au long de ce travail et leurs précieux conseils ont été d'une grande aide.

Sans oublier de remercier les membres du jury pour leurs intérêt pour notre travail, leurs présences et leurs échanges, également nous remercions chaleureusement nos familles ainsi que ceux qui nous ont soutenu et encouragé durant la production de cette humble dissertation.

Nous tenons également à exprimer notre gratitude envers les autorités administratives et académiques de Université Mohamed Boudiaf - M'sila pour avoir fourni un environnement propice à l'apprentissage et à la recherche.

Nous espérons que ce mémoire a été une contribution utile et fructueuse dans le domaine des études, et qu'il marquera le début d'une carrière professionnelle prometteuse.

Table des Matières

Liste des figures

Liste des Tableaux

Introduction Générale 1

Chapitre I : Notion sur la scintigraphie

I.1. La scintigraphie 3

I.1.1. Définition.....3

I.1.2. Historique 3

I.2. Principes de base de la scintigraphie 3

I.2.1. Fondements physiques 3

I.2.2. Les types de rayonnements 4

I.3. Applications cliniques de la scintigraphie 5

I.3.1. Scintigraphie cardiaque 5

I.3.2. Scintigraphie osseuse 5

I.3.3. Scintigraphie pulmonaire 5

I.3.4. Scintigraphie thyroïdienne..... 6

I.3.5. Scintigraphie Cérébrale 6

I.3.5. Scintigraphie rénale 6

I.4. Gamma caméra.....6

I.4.1. Principe de fonctionnement7

I.4.2. La tête de détection8

I.4.2.1. Le collimateur9

I.4.2.2. Le cristal scintillant 10

I.4.2.3. Le guide de lumière..... 10

I.4.2.4. Les tubes photomultiplicateurs (PM) 11

I.4.2.5. L'électronique associée 12

I.5. La tomographie par émission de positons (TEP)..... 13

I.6. L'acquisition des données..... 14

I.6.1 Le mode planaire 14

I.6.1.1 Le mode planaire statique.....14

I.6.1.2. Le mode planaire Corps Entier (CE).....14

I.6.1.3. Le mode Dynamique 15

I.6.1.4. Le mode planaire Synchronisée ECG 15

I.6.1.5. Le mode tomographique	16
I.8. Contrôle de qualité.....	17
I.8.1. Définition.....	17
I.8.2. Contrôle qualité en médecine nucléaire	17
I.8.3. Différents tests de control de qualité	17
I.7. Avantages et limites de la scintigraphie.....	18
I.7.1. Avantages.....	18
I.7.2. Limites	18

Chapitre II : Matériel et méthode

II.1. Préparation de la source radioactive	20
II.1.1. Le technétium 99 métastable.....	21
II.2. Procédure de la mesure.....	21
II.3. Détermination de la résolution spatiale à partie de la fonction PSF.....	23
II.4. Détermination de la résolution spatiale à partie de la fonction MTF	24
II.5. Détermination du contraste à partie de la fonction PSF	24

Chapitre III : Résultat et discussion

III.1. La Résolution Spatial	26
III.1.1 La Fonction De Dispersion Ponctuelle PSF.....	26
III.1.1.1 Résolution spatial suivant X	26
III.1.1.2 Résolution spatial suivant Y	28
III.1.2 Modulation Transfer Function(MTF).....	30
III.2. Contraste.....	33
III.3. Conclusion	34

Conclusion Générale.....36

Bibliographies37

Annexe 1 Pour tous les résultats PSF suivant X..... 39

Annexe 2 Pour tous les résultats PSF suivant Y 42

Annexe 3 Pour tous les résultats MTF suivant X.....46

Annexe 4 Pour tous les résultats MTF suivant Y.....50

Abstract.....54

Résumé.....54

ملخص 54

Liste des Figures

Figure I.1 Le gamma caméra.....	6
Figure I.2 Schéma de principe d'une gamma caméra digitale	7
Figure I.3 Caméras multi-têtes (a : double-tête ; b : triple-tête)...	8
Figure I.4 Les différents composants de la tête de détection	8
Figure I.5 Différents types de collimateurs : (a) parallèle ; (b) sténopéique ‘pin hole’ ; (c) convergent ; (d) divergent	9
Figure I.6 Le guide de lumière	11
Figure I.7 Principe du tube Photomultiplicateur.....	12
Figure I.8 Polarisation du PM	12
Figure I.9 Principe du calcul de la position du point d'interaction dans le cristal	13
Figure I.10 Figure I.10 : Scintigraphie thyroïdienne	14
Figure I.11 Image corps entier : scintigraphie osseuse ^{99m}Tc -MDP.....	15
Figure I.12 Scintigraphie rénale dynamique	15
Figure I.13 Acquisition synchronisée à l'ECG.....	16
Figure I.14 Tomo-scintigraphie du myocard.....	16
Figure II.1 le labo chaud de clinique EL CHIFA	20
Figure II.2 Générateur Tc de clinique EL CHIFA.....	20
Figure II.3 Le gamma camera de clinique EL CHIFA.....	21
Figure II.4 Les images	22
Figure II.5 Figure II.5 : La Largeur à Mi-Hauteur (LMH) d'une source ponctuelle	23
Figure II.6 Mesure de la résolution spatiale d'un gamma-camera, donnée par la largeur à mi-hauteur de la fonction de dispersion ponctuelle	24
Figure III.1. Logicielle Image j	26
Figure III.2. Image PSF à distance 6 cm.....	27
Figure III.3: PSF suivant x pour l'image 1	27
Figure III.4 : la variation de la résolution spatiale d'un gamma caméra en fonction de la distance suivant X	28
Figure III.5: PSF suivant Y pour l'image.....	29

Figure III.6: la variation de la résolution spatiale d'un gamma caméra en fonction de la distance suivant Y	29
Figure III.7: MTF suivant x pour l'image 1.....	30
Figure III.8: MTF suivant Y pour l'image 1.....	31
Figure III.9: la variation de la fréquence à (80%, 50%) d'un gamma caméra en fonction de la distance suivant X.....	32
Figure III.10: la variation de la fréquence à (80%, 50%) d'un gamma caméra en fonction de la distance suivant Y	32
Figure III.11: la variation de la contrast en fonction de la distance suivant	33
Annexe :	
Figure A.1: PSF suivant x pour l'image 2(a distance 17cm)	39
Figure A.2: PSF suivant x pour l'image 3 (a distance 28cm)	39
Figure A.3: PSF suivant x pour l'image 4(a distance 39cm)	39
Figure A.4: PSF suivant x pour l'image 5(a distance 50cm)	40
Figure A.5: PSF suivant x pour l'image 6(a distance 61cm)	40
Figure A.6: PSF suivant x pour l'image 7(a distance 72cm)	40
Figure A.7: PSF suivant x pour l'image 8(a distance 83cm)	41
Figure A.8: PSF suivant x pour l'image 9(a distance 94cm)	41
Figure A.9: PSF suivant Y pour l'image 2(a distance 17cm)	42
Figure A.10: PSF suivant Y pour l'image 3(a distance 28cm)	42
Figure A.11: PSF suivant Y pour l'image 4(a distance 39cm)	43
Figure A.12: PSF suivant Y pour l'image 5(a distance 50cm)	43
Figure A.13: PSF suivant Y pour l'image 6(a distance 61cm)	44
Figure A.14: PSF suivant Y pour l'image 7(a distance 72cm)	44
Figure A.15: PSF suivant Y pour l'image 8(a distance 83cm)	45
Figure A.16: PSF suivant Y pour l'image 9(distance 94cm).....	45
Figure A.17: MTF suivant X pour l'image 2(a distance 17cm).....	46
Figure A.18: MTF suivant X pour l'image 3(a distance 28 cm).....	46
Figure A.19: MTF suivant X pour l'image 4(a distance 39cm).....	47
Figure A.20: MTF suivant X pour l'image 5(a distance 50cm).....	47
Figure A.21: MTF suivant X pour l'image 6(a distance 61cm).....	48
Figure A.22: MTF suivant X pour l'image 7(a distance 72cm).....	48
Figure A.23: MTF suivant X pour l'image 8(a distance 83cm).....	49
Figure A.24: MTF suivant X pour l'image 9(a distance 94cm).....	49
Figure A.25: MTF suivant Y pour l'image 2(a distance 17cm).....	50

Figure A.26: MTF suivant Y pour l'image 3(a distance 28cm).....	50
Figure A.27: MTF suivant Y pour l'image 4(a distance 39cm).....	51
Figure A.28: MTF suivant Y pour l'image 5(a distance 50cm).....	51
Figure A.29: MTF suivant Y pour l'image 6(a distance 61cm).....	52
Figure A.30: MTF suivant Y pour l'image 7(a distance 72cm).....	52
Figure A.31: MTF suivant Y pour l'image 8(a distance 83cm).....	53
Figure A.32: MTF suivant Y pour l'image 9(a distance 94cm).....	53

Liste des Tableaux

Tableaux I.1 Les tests de contrôle	17
Tableau III.1. Etude de la résolution spatiale en fonction la distance suivant X.....	28
Tableau III.2 Etude de la résolution spatiale en fonction la distance suivant Y.....	29
Tableau III.3 Les Fréquences spatiales du MTF à 80% et 50% en fonction la distance suivant X	31
Tableau III.4 Les Fréquences spatiales du MTF à 80% et 50% en fonction la distance suivant Y	31
Tableau III.5 Etude de la Contraste en fonction la distance.....	33

Introduction Générale

Introduction Générale

La médecine nucléaire constitue un domaine de la médecine moderne qui utilise des substances radioactives pour diagnostiquer et traiter diverses maladies. Elle offre des techniques de diagnostic uniques et très sensibles qui permettent de visualiser les processus physiopathologiques au sein de l'organisme. Elle englobe des techniques telles que la scintigraphie, la tomographie par émission de positrons (TEP), la tomographie par émission monophotonique (TEM), et d'autres méthodes d'imagerie fonctionnelle.

La médecine nucléaire repose sur l'utilisation de traceurs radioactifs, des substances qui émettent des radiations gamma détectables par des caméras spéciales. Ces traceurs sont souvent des isotopes radioactifs combinés avec des molécules spécifiques qui ciblent des organes, des os ou des tissus précis.

La scintigraphie est une technique d'imagerie médicale, particulièrement importante en médecine nucléaire. Elle consiste en l'injection d'un traceur radioactif dans le corps du patient. Il est introduit par voie intraveineuse (principalement) dans le corps du patient. Qu'il soit administré seul ou en conjonction avec un transporteur ciblant un organe ou une pathologie prédéterminée. Ce traceur émet des rayonnements gamma qui sont captés par un système de détection spécialisé appelé "caméra gamma" [1], produisant ainsi des images détaillées de la distribution du traceur dans les organes et les tissus à l'intérieur du corps.

La résolution spatiale est un critère crucial en imagerie médicale, particulièrement en scintigraphie. Elle se réfère à la capacité d'un système d'imagerie à distinguer de petits détails et à séparer deux points adjacents dans une image. Une résolution spatiale élevée permet de créer des images plus nettes et plus détaillées, ce qui est essentiel pour un diagnostic précis et efficace.

Le gamma caméra subit de nombreux tests de contrôle qualité pour obtenir de meilleurs résultats et nécessite donc une surveillance continue de l'assurance qualité parmi les tests de contrôle de qualité nous avons intéressé dans cette étude à la résolution spatiale et le contraste

L'objectif de notre travail est de procéder à la détermination de la résolution spatiale et le contraste du gamma camera installé au niveau du Centre de diagnostic médical CHIFA CHAKER, ensuite l'étude de sa variation en fonction de la distance source-détecteur.

Ce Mémoire est structuré en trois chapitres. Le premier chapitre expose quelques concepts fondamentaux de la scintigraphie et de ses applications. Le deuxième chapitre est consacré au matériel et à la méthode. Enfin, le dernier chapitre présente nos résultats et nos discussions. En conclusion, ce mémoire se termine par une synthèse générale

Chapitre I :

Notions sur la scintigraphie

Chapitre I : Notion sur la scintigraphie

I.1 la scintigraphie :

I.1.1 Définition :

La scintigraphie est une modalité d'imagerie médicale qui utilise des radiotraceurs pour visualiser la fonction et la structure des organes et des tissus à l'intérieur du corps. Elle repose sur la détection des rayonnements gamma émis par ces radiotraceurs à l'aide d'une caméra spéciale appelée gamma-caméra. Cette technique permet d'obtenir des images fonctionnelles en temps réel ou statiques, fournissant ainsi des informations précieuses sur l'état physiologique des organes et des tissus.

Différentes spécialités médicales font appels aux examens scintigraphies, afin de mettre en évidence certaines pathologies, à titre d'exemple : en cardiologie, neurologie, endocrinologie, et oncologie.

I.1.2 Historique

La scintigraphie est une technique d'imagerie médicale de médecine nucléaire, a été développée à partir des années 1950 [2], après la création de la Gamma Caméra par Hal Anger. Les premiers essais pour obtenir des images interprétables remontent aux années 1940-1950, basés sur le principe de la scintigraphie à balayage. En 1956, le physicien américain H. Anger a construit la caméra à scintillations, marquant ainsi un tournant dans l'histoire de la scintigraphie. Cette technique repose sur l'utilisation de médicaments radiopharmaceutiques qui se fixent sur les organes ou tissus à examiner, permettant de visualiser leur forme, fonctionnement, et de détecter diverses pathologies, tumeurs, ou métastases. La scintigraphie est largement utilisée en médecine pour explorer le cœur, les reins, les poumons, le foie, les os, et pour diagnostiquer et suivre l'évolution de maladies, notamment en cardiologie, pneumologie, gastro-entérologie, urologie, et oncologie [2] [3].

I.2 Principes de base de la scintigraphie :

I.2.1. Fondements physiques :

Cette technique repose sur l'administration d'un traceur, c'est-à-dire une substance repérable, car marquée par un atome radioactif émetteur gamma, s'inscrivant dans un métabolisme, sans interférer avec celui-ci du fait de l'administration d'une quantité infinitésimales (et c'est là un avantage déterminant par rapport aux produits de contraste). Ainsi, les rayonnements servant à former l'image proviennent de l'objet d'étude lui-même. Sur le principe des organismes phosphorescents, le corps ou l'objet est "éclairé par sa propre lumière" et l'on parle de tomographie d'émission pour désigner les problèmes de

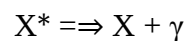
tomographie qui sont rattachées à ce genre de procédés. On parle ainsi de tomographie d'émission monophonique (TEMP) lorsque le traceur utilisé émet des photons gamma et de tomographie par émission de positons (TEP) lorsque les images sont obtenues par injection dans l'organisme d'une molécule radioactive marquée par des isotopes du carbone, du fluor ou de l'oxygène (émetteurs de positons).

Une image scintigraphie renseigne donc sur la distribution d'une substance (le traceur) dans l'organisme, mais puisque cette substance émet des rayonnements, ceux-ci sont aussi atténués par les différentes structures qui se trouveront sur le trajet entre le lieu de l'émission et le détecteur. Ceci conduit à une difficulté supplémentaire de l'imagerie d'émission, à savoir que l'on a en réalité deux "cartes" à retrouver : celle des coefficients d'atténuation $\mu(x)$ et celle de la distribution d'activité $f(x)$.

I.2.2 Les types de rayonnements

Le rayonnement gamma (γ)

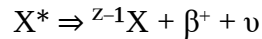
Correspond à l'émission de photons de courte longueur d'onde et d'énergie très variable. Il traduit la perte d'un excès d'énergie au niveau du noyau et le retour vers une entité plus stable, au contraire des rayons X qui sont duits par excitation et ionisation des électrons de l'atome. Ce rayonnement semble présenter les meilleurs avantages au niveau diagnostic. Ces rayons sont très pénétrants et peuvent traverser de fortes épaisseurs de matière, et en particulier, peuvent parcourir des centaines de mètres dans l'air. Des matériaux denses tels que le plomb, le tungstène ou l'uranium ou de grandes épaisseurs de béton ou d'eau permettent de les arrêter ou du moins de les atténuer fortement. L'énergie du rayonnement émis par chaque isotope est différente, ce qui permet de bien caractériser l'isotope d'origine. Pendant cette désexcitation un photon peut être émis :



Le rayonnement bêta plus (β^+)

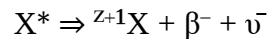
Est constitué par des électrons chargés positivement appelés positons (en anglais positrons). Le positon résulte de la transformation d'un ton surnuméraire en neutron, neutrino et positon, ce dernier n'étant qu'un antiélectron. Le neutrino, sans masse, ne joue pas de rôle en médecine nucléaire L'isotope résultant possède un nombre de masse inchangé, mais un nombre atomique réduit d'une unité. Les électrons positifs émis par le radioisotope dans un spectre d'énergie continu vont rencontrer dans leurs trajectoires d'éjection un électron négatif et la collision conduira à une annihilation de la matière, accompagnée d'une émission d'énergie sous la forme de deux photons de 511 keV qui ont la particularité de se diriger exactement à l'opposé l'un de l'autre. Deux détecteurs placés de part et d'autre de la source d'émission permettent de déduire la localisation précise de la collision. La méthode pourrait être extrêmement précise

si ce n'est que l'image obtenue est celle du point de collision et non celle de l'origine de l'émission du positon. Certains positons de forte énergie peuvent parcourir plusieurs millimètres avant de rencontrer un électron et n'émettre qu'à cet instant leurs deux photons. L'analyse du parcours de ce rayonnement est à la base de la technologie d'imagerie nommée Tomographie par Émission de Positons (TEP). L'équation qui suit représente une désintégration Bêta plus :



Le rayonnement bêta moins (β^-)

Est constitué d'électrons, donc de particules de masse identique à celle d'un positon et de vitesse élevée. Il résulte de la transformation d'un neutron surnuméraire en proton, électron et antineutrino. L'antineutrino, comme le neutrino, sans masse, ne joue pas de rôle en médecine nucléaire. Le proton participe à la réorganisation du noyau et à la transformation du radionucléide initial en un nouvel élément ayant un nombre atomique augmenté d'une unité. L'équation qui suit représente une désintégration est :



I.3 Applications cliniques de la scintigraphie :

I.3.1 Scintigraphie cardiaque :

La scintigraphie cardiaque est utilisée pour étudier la fonction cardiaque et détecter des anomalies dans le muscle cardiaque. Elle est particulièrement utile pour le diagnostic des maladies cardiaques telles que l'insuffisance cardiaque, les maladies coronariennes, et pour évaluer la fonction cardiaque dans les patients atteints de maladies cardiaques [4].

I.3.2 Scintigraphie Osseuse :

La scintigraphie osseuse est utilisée pour diagnostiquer des fractures, des maladies inflammatoires du squelette, ou d'autres pathologies en orthopédie ou en rhumatologie. Elle est également utilisée pour détecter les métastases osseuses de certains cancers [5].

I.3.3 Scintigraphie pulmonaire :

La scintigraphie pulmonaire est utilisée pour étudier les fonctions pulmonaires et détecter des anomalies dans la ventilation et la perfusion des poumons. Elle est particulièrement utile pour le diagnostic des embolies pulmonaires, des maladies pulmonaires telles que l'emphysème, et pour évaluer la fonction pulmonaire dans les patients atteints de maladies respiratoires chroniques [6] [7].

I.3.4 Scintigraphie thyroïdienne :

La scintigraphie thyroïdienne est qui permet de déterminer la nature et l'état fonctionnel de la glande thyroïde. Elle est utilisée pour explorer les anomalies de la thyroïde, notamment les goitres et les nodules, ainsi que pour détecter les hyperthyroïdies et les hypothyroïdies [8].

I.3.5 Scintigraphie Cérébrale :

La scintigraphie cérébrale est qui permet d'évaluer la circulation sanguine au niveau du cerveau et diagnostic d'AVC et d'épilepsie [9].

I.3.6 Scintigraphie rénale :

La scintigraphie rénale est qui permet d'étudier le fonctionnement des reins et d'analyser l'élimination des fluides le long des voies urinaires [10].

I.4. Gamma caméra :

La caméra gamma est un élément clé de la médecine nucléaire. C'est un dispositif capable de repérer les rayonnements gamma émis par le produit radioactif administré au patient lors d'une scintigraphie classique. La caméra enregistre ces rayonnements à l'aide d'un système de collimateurs et de détecteurs et les transforme en images viables. Ces représentations illustrent l'activité biologique et le fonctionnement des organes et des tissus examinés. De cette manière, la caméra gamma permet aux médecins d'avoir une vision approfondie de l'état de santé du patient.



Figure I.1 : Le gamma caméra

I.4.1. Principe de fonctionnement :

Les caméras gamma peuvent identifier les photons gamma émis par des marqueurs placés dans les organes et déterminer leur source d'émission. Il est constitué de cristaux scintillateurs qui absorbent les photons émis par le collimateur. D'une manière générale, cette grille de plomb à canaux permet de choisir la direction dans laquelle les photons sont émis. Les photons reçus produisent une image qui représente la distribution de concentration de l'émetteur radioactif de manière planaire. À mesure que chaque photon est reçu, le cristal convertit l'énergie absorbée en photons visibles. La photocathode du tube photomultiplicateur reçoit ces photons et les convertit en impulsions électriques.

Un système électronique de positionnement permet de localiser le lieu d'impact des photons gamma dans le cristal. Il adresse les signaux de positionnement au balayage d'un moniteur vidéo. L'image est ainsi formée [11]. Enfin, les images obtenues seront enregistrées sur un disque de stockage. Elles subissent ensuite un traitement numérique afin d'en extraire des informations utiles au diagnostic. Ces informations peuvent être des images, des courbes ou des données numériques.

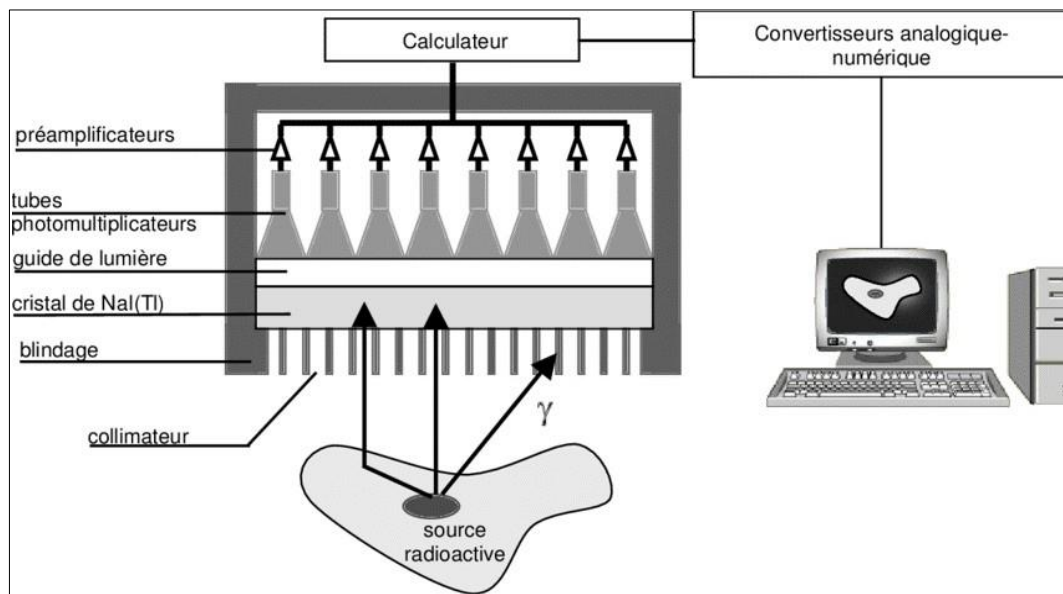


Figure I.2 : Schéma de principe d'une gamma caméra digitale

La gamma caméra est donc ainsi constituée d'une chaîne de détection composée d'un collimateur, d'un cristal scintillateur, d'une matrice de photomultiplicateurs et d'amplificateurs, et d'une unité d'acquisition et de traitement d'image [12] [13].

Il existe des caméras désignées pour l'imagerie planaire, alors que les caméras modernes sont désignées à la fois pour les imageries planaire et tomographique. Elles sont quelques fois mono-tête et généralement double tête et même triple tête (Figure I.3). Alors qu'il faut un balayage angulaire de 360° pour une caméra mono-tête en cas de tomoscintigraphie, on effectue juste un balayage de 180° pour la

double tête et 120° pour la triple tête. Ceci permet de réduire considérablement les durées d'acquisition des images.

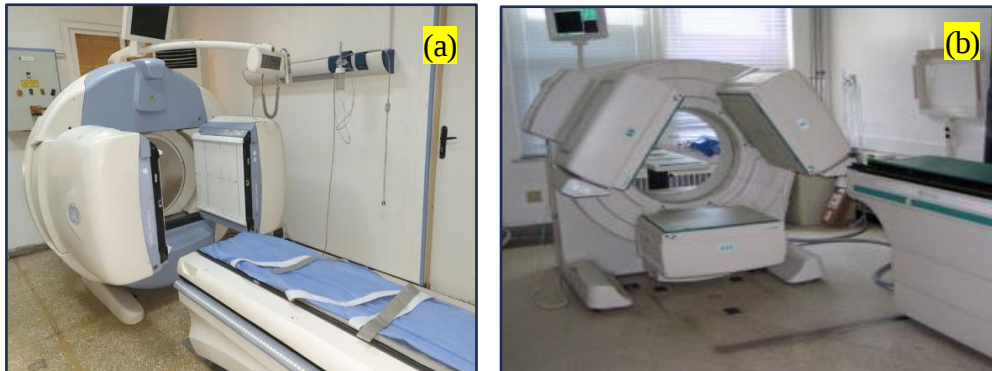


Figure I.3: Caméras multi-têtes (a : double-tête ; b : triple-tête)

I.4.2. La tête de détection :

La tête de détection est constituée d'un collimateur, d'un cristal brillant, d'une série de tubes photomultiplicateurs (PM) et souvent d'un guide de lumière qui permet de connecter le cristal aux PM, ainsi que de l'électronique pour le traitement du signal. La protection de la tête de détection est assurée par un blindage de plomb afin de réduire la détection des rayonnements provenant de sources radioactives en dehors du champ de vision et de réduire le bruit supplémentaire. Les différents éléments de la tête de détection sont illustrés dans la Figure ci-dessous, que nous allons expliquer de manière schématique.

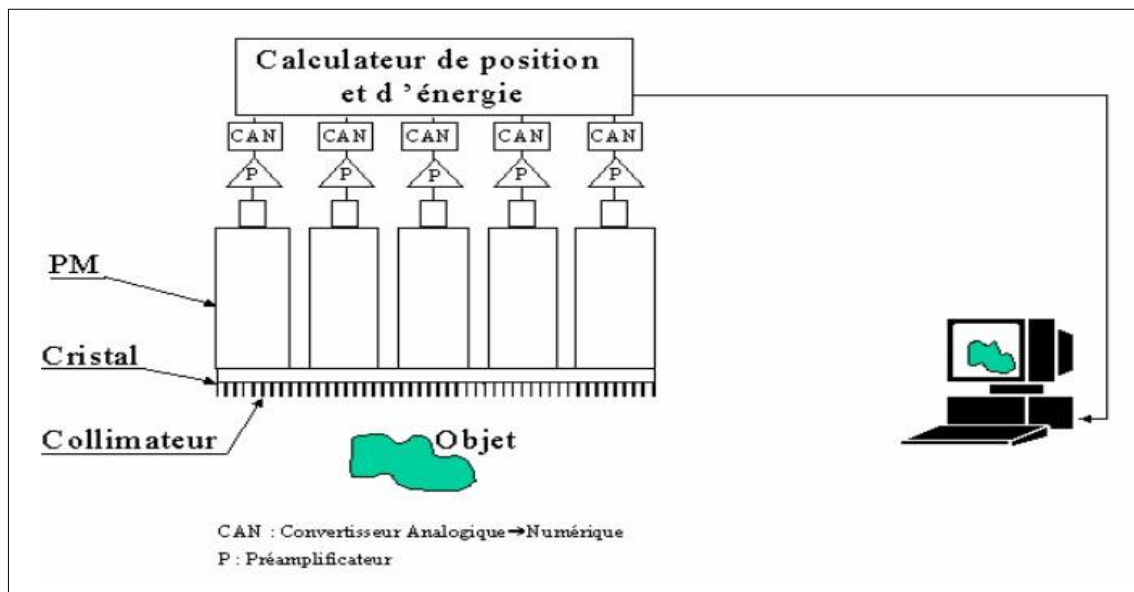


Figure I.4 : Les différents composants de la tête de détection

I.4.2.1. Le collimateur :

Le collimateur permet de faire passer les rayons γ provenant de l'organisme dans une direction privilégiée vers le détecteur. On parle de l'absorption de collimation [14]. Ainsi, seul un petit pourcentage de photons sera bénéfique. Les détecteurs sont conçus à partir de métaux lourds (forte densité électronique), principalement du plomb, mais parfois du tungstène. Il existe quatre espèces différentes

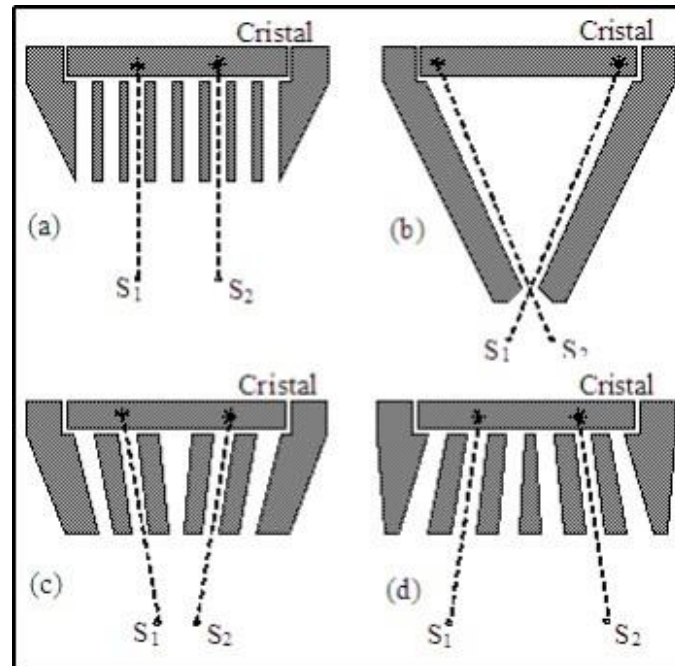


Figure I.5 : Différents types de collimateurs : (a) parallèle ; (b) sténopéique "pin hole" ; (c) convergent ; (d) divergent

- **le collimateur à trous parallèles** : est le plus le plus utilisé en imagerie (Figure I.5-a). Il se compose d'une plaque de plomb épaisse avec de nombreux canaux parallèles périodiques et uniformes. La taille des trous et l'épaisseur des septas sont déterminées par l'énergie. Les rayons γ sont employés. La résolution spatiale du collimateur est déterminée par la taille, la profondeur des trous et la distance entre la source et le collimateur. Toutefois, la taille de l'image diffère. Ne modifie pas la distance entre la source et le collimateur [15].
- **Le collimateur à trou sténopéique** : est un cône de plomb dont le sommet est percé d'une très petite ouverture (embout) (Figure I.5-b). Sur le cristal scintillateur, il projette une image renversée et offre des images légèrement agrandies [16].
- **Le collimateur convergent** : est composé de trous qui se concentrent sur l'axe central, ce qui entraîne une augmentation de l'image (Figure I.5-c) [17].

◦ **Le collimateur divergent** : est constitué de trous qui se déplacent de l'axe central, ce qui entraîne une diminution de la taille de l'image (Figure I.5-d).

I.4.2.2. Le cristal scintillant : (scintillateur)

Le cristal NaI (TI) est composé d'un seul cristal d'iodure de sodium, mesurant 8 à 12 mm. Il détecte à la fois les ionisations et les excitations générées par les rayonnements dans le matériau indicateur. Les photons gamma sont transformés en énergie lumineuse par le cristal, appelée photon (photons UV).

Une surface rectangulaire ou circulaire de grande taille (jusqu'à 60cm de diamètre) et d'une épaisseur faible (généralement de 6 à 12mm) [18].

Un cristal scintillant doit posséder une grande efficacité intrinsèque, une excellente résolution spatiale intrinsèque et une excellente résolution en énergie. Les matériaux denses et avec un numéro atomique élevé ont une capacité d'arrêt élevée, ce qui améliore l'efficacité du détecteur de particules. La résolution spatiale et la résolution en énergie sont fortement influencées par la taille du signal (scintillation) produit lors de chaque détection d'événement. Les détecteurs de rayonnement gamma, tels que les scintillateurs, présentent l'avantage d'avoir une efficacité intrinsèque élevée et un coût de conception économique. En outre, ils sont proposés sous différentes formes et dimensions. Les cristaux scintillants ont un inconvénient, c'est qu'ils requièrent un convertisseur de photons. Il est éclairé par une impulsion électrique. Cela entraîne des pertes de données (photons lumineux). Dans l'interface entre le cristal et le convertisseur (PMT), la résolution est restreinte. La puissance du détecteur [1].

Il existe deux types de cristaux : continu (plat) et pixélisé. Il est possible d'améliorer la résolution spatiale en utilisant un cristal scintillant pixélisé, mais cela entraîne des conséquences négatives sur l'efficacité, la résolution en énergie et le coût de production.

I.4.2.3. Le guide de lumière :

Le guide de lumière a pour fonction de garantir la connexion optique entre le cristal et les particules minces. Ce matériau est fabriqué avec un indice de réfraction similaire à celui du [NaI (TI)] (1,85), afin d'optimiser le transfert de la lumière vers les particules minces [19]. La structure du guide lumineux Elle est minutieusement ajustée à celle de la photocathode du PM.

Le guide de lumière contribue également à diminuer les différences d'efficacité de collecte de la lumière par les PMs : la perte de lumière causée par les espaces morts qui ne couvrent pas la face d'entrée des PMs est diminuée grâce au guide de lumière, qui retient la lumière émise. Dans ces espaces vacants, elle est dirigée vers la photocathode du PM. Dans les premières gammes gamma. Le guide de lumière a joué un rôle important dans l'amélioration de la linéarité de la caméra. La réponse de détection est négative par rapport à la résolution spatiale intrinsèque. À l'heure actuelle, les Premiers Ministres Ils sont disponibles pour une couverture optimale de la surface du cristal, ce qui permet de réduire Les espaces

morts) et le guide de lumière sont de plus en plus remplacés par des techniques de correction automatique de l'uniformité [20].

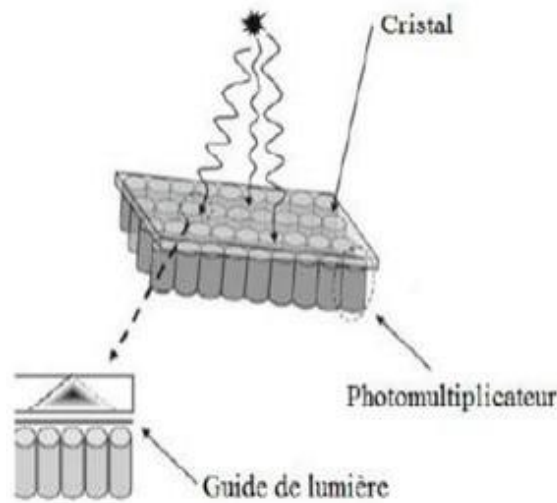


Figure I.6: Le guide de lumière.

I.4.2.4. Les tubes photomultiplicateurs (PM) :

Le tube PM est un dispositif électronique conçu pour générer une impulsion électrique lorsqu'il interagit avec un signal lumineux faible. Il s'agit d'un tube à vide qui renferme une photocathode et une série de dynodes (entre 10 et 12). La surface de l'entrée du tube est recouverte d'une substance photoémettrice. Par exemple, le CsSb libère des électrons en interaction avec des photons lumineux [21]. Chaque fois que trois à dix photons lumineux parviennent à la photocathode, Deux à trois photoélectrons sont émis. On accélère ces électrons vers la première. La grille focalisant entoure la dynode, ce qui permet de libérer quelques électrons secondaires. On répète cette multiplication d'électrons jusqu'à ce que les électrons soient nombreux. Les éléments capturés par l'anode sont multipliés par 10^6 à 10^7 . L'intensité des photons lumineux et, par conséquent, l'énergie des radiations déposées dans le cristal déterminent l'amplitude finale des impulsions.

La figure I.7 est un schéma de principe du fonctionnement des tubes, avec des dynodes de type box. La lumière passe à travers la fenêtre d'entrée. La photocathode est excitée et libère des électrons (photoélectrons) dans le vide (effet photoélectrique externe). Les photoélectrons sont alors accélérés grâce au gradient de tension (cf. figure I.8) auquel sont soumis les différents éléments de la chaîne d'amplification (photocathode, focalisation, 'étages de dynodes et anode) et sont focalisés sur la première dynode qui les multiplie par un effet d'émission secondaire. Ce processus est ensuite répété sur les différents étages de dynodes [22]. Les électrons sont alors collectés sur la (ou les) anodes(s). L'électronique d'acquisition viendra donc lire une charge.

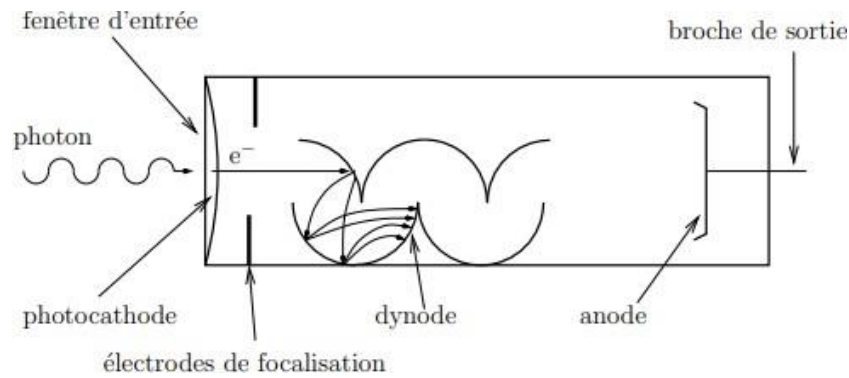


Figure I.7: Principe du tube Photomultiplicateur

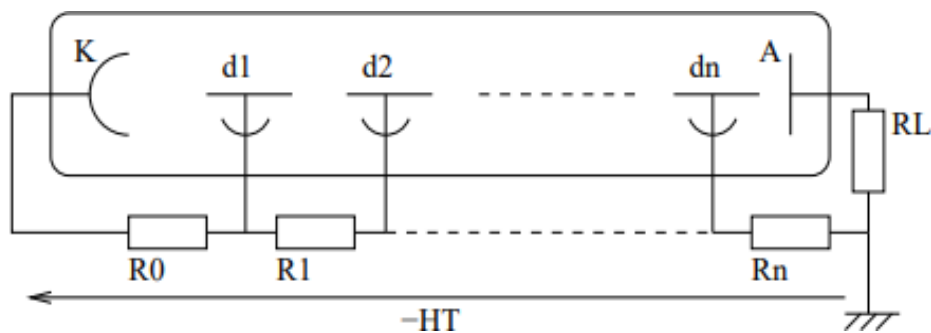


Figure I.8: Polarisation du PM

I.4.2.5. L'électronique associée (PMs) :

Associée. À la sortie des tubes photomultiplicateurs (PMs), les signaux électriques sont gérés par un circuit de positionnement (circuit d'Anger), ce qui permet de déterminer la position de l'interaction du photon dans le cristal d'origine. Effectivement, tous les PM reçoivent un signal d'amplitude différente, qui est inversement proportionnel à sa distance par rapport à la scintillation. Les coordonnées X et Y de la scintillation sont déterminées par un circuit de calcul analogique. Que représente le "centre de gravité" des signaux reçus par les divers PMs. Le fonctionnement du circuit d'Anger peut être décrit en supposant que les différentes pompes à chaleur produisent des tensions continues à travers un réseau de résistance. Quatre plaques sont connectées à chaque PM. Parmi les collectrices, deux offrent le positionnement en fonction de l'axe des abscisses (X^+ , X^-), et Deux options permettent de positionner les ordonnées en fonction de l'axe (Y^+ , Y^-). La connexion est effectuée. Par des résistances qui sont proportionnelles inversement à la distance entre le PM d'une plaque spécifique (exemple I.9). Le courant émis par le PM est donc réparti entre les 4 plaques en fonction de ces distances, tandis que le PM central se répartit également entre les 4 plaques [23]. Ces courants se combinent sur les plaques et on observe une augmentation.

En fin de compte, on obtient 4 signaux qui indiquent les distances de la scintillation par rapport à l'environnement. Avec des plaques. Les coordonnées de l'interaction sont exprimées par les équations ci-dessous.

$$X = k * (X^+/Z) - (X^-/Z) \quad (1)$$

$$Y = k * (Y^+/Z) - (Y^-/Z) \quad (2)$$

Est une constante et Z est la quantité de lumière émise lors de l'interaction du photon dans le cristal. Z est proportionnel à l'énergie du photon déposée et elle signaux de tous les PM :

$$Z = (X^++X^-) + (Y^++Y^-) \quad (3)$$

Ensuite, un spectromètre est utilisé pour analyser le signal Z et sélectionner les photons en fonction de leur énergie. Si plusieurs traceurs d'énergies différentes sont présents, il existe plusieurs fenêtres spectrométriques. On les utilise. On installe des convertisseurs analogique-numérique (CAN) à la sortie de l'ordinateur. Circuit de localisation pour relier la gamma-caméra à des systèmes de traitement. Des informations [23]. En ce moment, on utilise des caméras numériques. Contrairement à la situation. Le signal provenant de chaque PM est numérisé individuellement à l'aide d'une caméra gamma de type Anger. Cela est ceci. Permet de déterminer la localisation de la scintillation sans tenir compte de l'énergie.

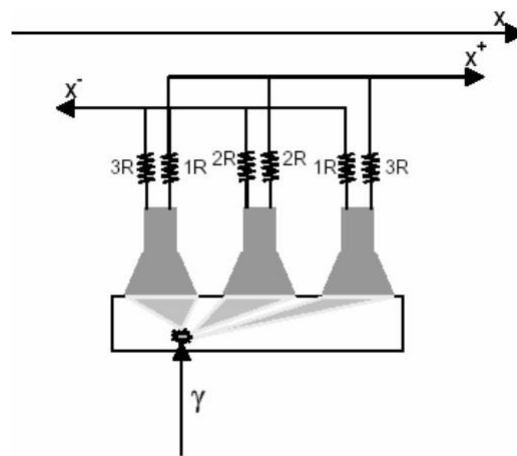


Figure1.9 : Principe du calcul de la position du point d'interaction dans le cristal

I.5. La tomographie par émission de positons (TEP) :

La tomographie par émission de positons (TEP) est une technique d'imagerie médicale utilisée pour diagnostiquer les maladies et évaluer les fonctions des organes dans le corps. Cette technique repose sur l'introduction de composés radioactifs (généralement des composés contenant des isotopes du fluor) dans le corps. Ces composés sont absorbés par les tissus vivants en fonction de leur activité métabolique. Les émissions de positons résultantes de ces composés sont enregistrées à l'aide d'une caméra TEP, et ces données sont analysées pour générer des images tridimensionnelles montrant la distribution des composés

dans le corps. La TEP est largement utilisée dans le diagnostic du cancer, des maladies cardiovasculaires, des troubles cérébraux, ainsi que dans la recherche clinique et le développement de médicaments.

I.6. L'acquisition des données :

La gamma caméra peut être employée de diverses manières. Chaque chose dépend de l'organe à examiner et de la maladie à déceler. Le fonctionnement de ces différentes formes est connu sous le nom de modes d'acquisition, qui peuvent être réalisés soit en mode planaire, soit en mode tomographique. En mode planaire, l'image est une capture d'une incidence unique. Ainsi, il s'agit d'une projection de la structure étudiée. Il ne s'agit donc que de la partie du corps qui est en face du champ de vision du détecteur. Dans le cadre de la tomographie, les têtes de détection du gamma caméra sont tournées autour du patient, puis l'image est reconstruite à partir des projections prises sous différents angles d'observation. Les évaluations seront divisées en évaluations statiques, balayées et dynamiques.

I.6.1 Le mode planaire :

I.6.1.1 Le mode planaire statique :

En mode statique, les données temporelles concernant les photons détectés ne sont pas utilisées. Seules les informations spatiales sont exploitées.

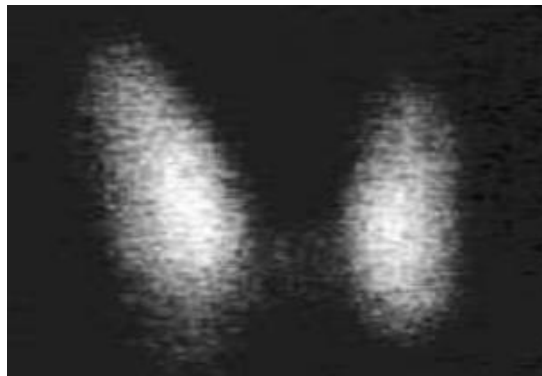


Figure I.10: Scintigraphie thyroïdienne

I.6.1.2. Le mode planaire Corps Entier (CE) :

On utilise ce mode lorsque la surface à explorer dépasse le champ de vue de la tête de détection. Le balayage permet d'obtenir des acquisitions en déplaçant lentement le dispositif de détection par rapport à un patient dans une position fixe ou inversement. En fonction du point d'impact et de la position du détecteur à l'instant de la détection, les photons détectés sont dirigés vers les pixels correspondants.

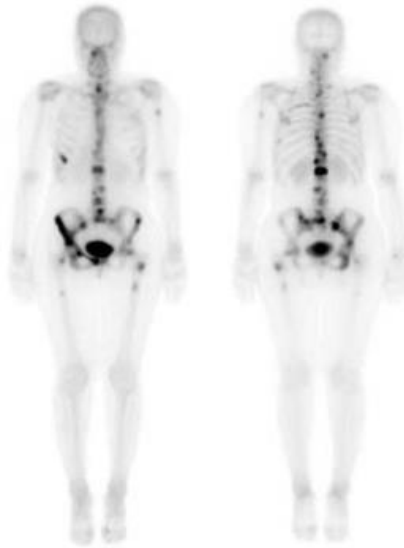


Figure I.11: Image corps entier : scintigraphie osseuse 99mTc-MDP

I.6.1.3. Le mode Dynamique :

Ce mode permet d'observer un organe en fonction de la vitesse d'un traceur en prenant une série d'images d'une même zone dans le temps (Figure I.12). Ces enregistrements permettent de suivre la vitesse du traceur dans une région spécifique appelée région d'intérêt (ROI) et d'en extraire des informations fonctionnelles.

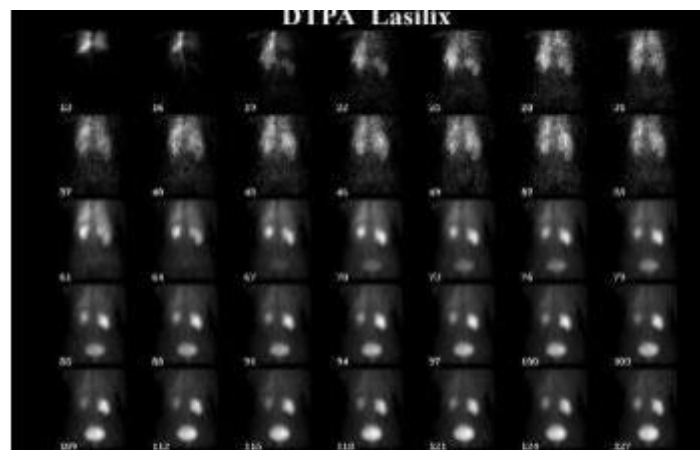


Figure I.12: Scintigraphie rénale dynamique

I.6.1.4. Le mode planaire Synchronisée ECG :

Cette méthode est couramment employée dans le domaine de la scintigraphie cardiaque. Il offre la possibilité de produire des images scintigraphiques d'intervalles de battements cardiaques réguliers (16 habituellement). Comme la quantité de photons repérés pendant une période. Le cycle est trop petit, l'idée est d'ajouter des photons qui arrivent au même endroit. À intervalles différents, mais avec la même image.

La détection est effectuée. Réalisée en fonction d'un signal ECG. L'onde R marque le commencement de chaque cycle.

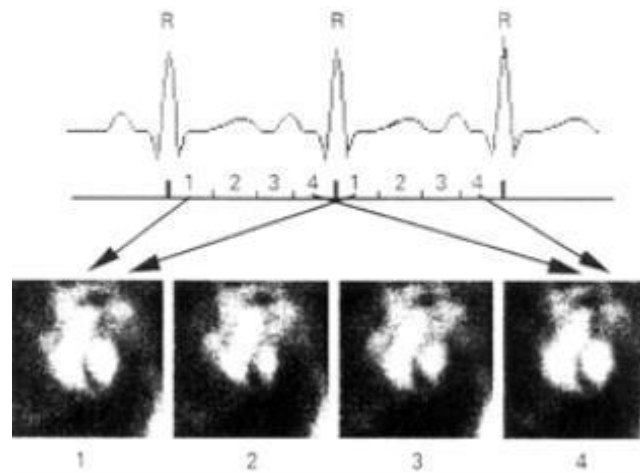


Figure I.13: Acquisition synchronisée à l'ECG.

I.6.1.5. Le mode tomographique :

La SPECT (Single photon émission computer zed tomographie), également connue sous le nom de Tomographie par Emission Mono-Photonique (TEMP), est une technique d'imagerie médicale qui vise à observer la fixation d'une molécule à l'aide d'un isotope. Le radioactif, qui émet des photons gamma, se trouve dans le corps d'un patient. Un dispositif de détection de Les photons gamma, la caméra gamma, seront ensuite tournés autour de l'organe et effectueront une rotation. Il sera donc nécessaire de récupérer plusieurs plans de projection qu'il faudra ensuite reconstruire. Afin de réaliser un volume en 3D. Il s'agit d'une imagerie fonctionnelle et métabolique. Permet de voir comment de nombreux organes fonctionnent en fonction de leur répartition. Ou de la vitesse de rotation du produit radioactif employé.

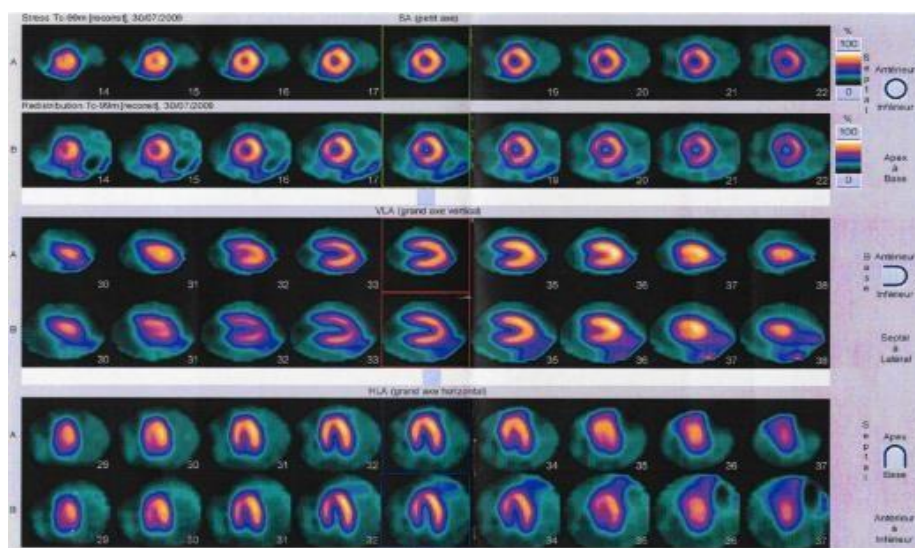


Figure I.14: Tomo-scintigraphie du myocarde

I.7. Contrôle de qualité :

I.7.1. Définition :

Le contrôle qualité est un processus systématique visant à garantir que les produits ou services répondent aux normes et aux attentes de qualité définies. Cela implique souvent des inspections, des tests et des mesures pour identifier et corriger les défauts ou les variations dans le processus de production.

I.7.2. Contrôle qualité en médecine nucléaire :

Le terme « contrôle de la qualité » est utilisé en référence aux mesures spécifiques prises pour s'assurer qu'un aspect particulier de la procédure est satisfaisant [24].

I.7.3. Différents tests de control de qualité :

Les différents tests de contrôle de qualité liés à la calibration de la gamma caméra qui sont primordiales pour l'utilisation d'une gamma caméra surtout pour la résolution spatiale sont reportés dans le tableau suivant :

Tableau I.1 Les tests de contrôle.

Test de contrôle qualité	Périodicité
1. Vérification du taux de comptage de bruit de fond	Quotidien
2. Paramètres de la fenêtre PHA	Quotidien
3. Uniformité 3.1. Uniformité intrinsèque ou 3.2. Uniformité du système	Hebdomadaire
4. Sensibilité planaire du système	Mensuel
5. Résolution spatiale et linéarité 5.1. Résolution spatiale intrinsèque et linéarité ou 5.2. Résolution spatiale et linéarité du système	Annuel
6. Décalage du centre de rotation et alignement des axes	Hebdomadaire ou mensuel
7. Uniformité tomographique	Annuel
8. Performance globale	Annuel

I.8 Avantages et limites de la scintigraphie :

I.8.1. Avantages :

- **Sensibilité diagnostique élevée** : la scintigraphie avait une sensibilité élevée dans la détection précoce de diverses pathologies, y compris le cancer, ce qui en fait une méthode précieuse pour le diagnostic précoce.
- **Information fonctionnelle** : la scintigraphie fournit des informations fonctionnelles sur les organes et les tissus, ce qui est crucial pour le diagnostic et la gestion des maladies.
- **Polyvalence clinique** : la polyvalence de la scintigraphie dans divers domaines médicaux, y compris la cardiologie, la neurologie et l'oncologie.

I.8.2. Limites :

- **Résolution spatiale limitée** : La qualité de l'image produite par la scintigraphie peut être inférieure à celle d'autres modalités d'imagerie, limitant sa capacité à fournir des détails anatomiques précis.
- **Exposition aux radiations** : Bien que les doses de radiation utilisées soient généralement faibles, il existe toujours un risque associé à l'exposition aux radiations lors de la scintigraphie, en particulier chez les patients nécessitant des examens répétés.
- **Préparation préalable nécessaire** : Certaines formes de scintigraphie peuvent nécessiter une préparation préalable du patient, comme le jeûne pendant une période donnée ou l'arrêt de certains médicaments.
- **Coût** : Les coûts associés à la scintigraphie peuvent être élevés, ce qui peut limiter l'accessibilité de cette technique pour certains patients, en particulier dans les systèmes de santé où les coûts médicaux sont élevés.

Chapitre II :

Matériels et méthodes

Chapitre II : Matériels et méthodes

II.1. Préparation de la source radioactive :

La préparation de la source radioactive est une étape cruciale en scintigraphie, car elle détermine la qualité de l'imagerie et la sécurité des patients. Le Technétium-99m TC 99m (6 heures), fabriqué en laboratoire chaud avec le générateur de Tc. Ce générateur permet d'extraire le TC 99m obtenant un isotope radioactif : le Mo 99, qui est obtenu par fission nucléaire de l'uranium. Le générateur est constitué d'un arbre cylindrique qui permet de faire échanger un anion d'alumine (Al_2O_3) avec le produit de fission Mo-99 qui est adsorbé sur celui-ci, qui est contenu dans un blindage de plomb pour la protection contre les rayonnements.

Les rayonnements gamma (Tc) et bêta (Mo) sont bloqués par le plomb. On utilise environ 5 à 10 g d'alumine dans la colonne. En utilisant une solution saline normale à 0,9%, le technétium-99M est extrait dans une fiole à vide par chromatographie sur colonne, connue sous le nom de molaire de vache (lait). Il est également connu sous le nom de rinçage.

Toutes les 23 heures, une activité maximale de 99 m3 est obtenue. Il s'accumule progressivement en fonction de la décroissance radioactive du molybdène. Par conséquent, dans la plupart des laboratoires, le rinçage est généralement effectué toutes les 24 heures pour augmenter l'efficacité du générateur. Cependant, il peut être fait.



Figure II.1 le laboratoire chaud du Centre de diagnostic médical EL CHIFA



Figure II.2. Générateur Tc de Centre de diagnostic médical EL CHIFA

II.1.1. Le technétium 99 métastable :

Le technétium 99 métastable (Tc99m) est largement employé en raison de ses multiples bénéfices. Son demi-vie de 6 heures est adéquate pour surveiller les processus physiologiques, mais assez courte pour réduire l'exposition à l'irradiation. La désintégration du noyau de molybdène 99 (instable) entraîne la formation d'un noyau stable ou plus stable, appelé technétium 99m. Ce dernier se trouve dans un état excité, ce qui se manifeste par l'émission de rayons gamma d'énergie kev 140. Cette énergie est adéquate pour pénétrer les tissus vivants et peut être efficacement captée par les cristaux d'iodure de sodium employés dans les caméras au rayonnement gamma. Son interaction avec de nombreuses molécules biologiques lui permet d'être utilisé dans les scintigraphies osseuses, ainsi que dans les études de perfusion cardiaque ou cérébrale [25].

II.2. Procédure de la mesure :

Au Centre de diagnostic médical EL CHIFA nous avons effectué la mesure à l'aide d'un appareil gamma caméra, qui est du type mediso Any scan S et de paramètre d'acquisition :

- image statique : 1min (60s)
- matrice : 256 * 256
- taille pixel : 1.183
- collimateur : parallèle LEHR 200cm



Figure II.3. Le gamma camera de Centre de diagnostic médical EL CHIFA

Dans le premier chapitre, nous avons rappelé le principe de fonctionnement du collimateur ainsi que les différentes méthodes pour déterminer sa réponse impulsionnelle, en tenant compte du fonctionnement du collimateur.

En modifiant la distance du collimateur à la source ponctuelle afin d'obtenir des images différentes, nous choisissons la résolution spatiale optimale du gamma caméra.

Après avoir été préparé dans le générateur, on transfère le TC99m dans un conteneur en verre qui est placé dans un autre conteneur de protection en plomb. Ensuite, la source radioactive est retirée à l'aide d'une seringue contenant du plomb afin d'éviter toute irradiation. Ensuite, on place cette source radioactive sur une gamma caméra. La distance entre cette source radioactive et le collimateur est modifiée, en partant de la distance détecteur-source de 6 cm dans la première image. Ensuite, chaque fois qu'on augmente la distance précédente de 11 cm.

On obtient 9 images qui sont calculées à l'aide du programme Imagej.

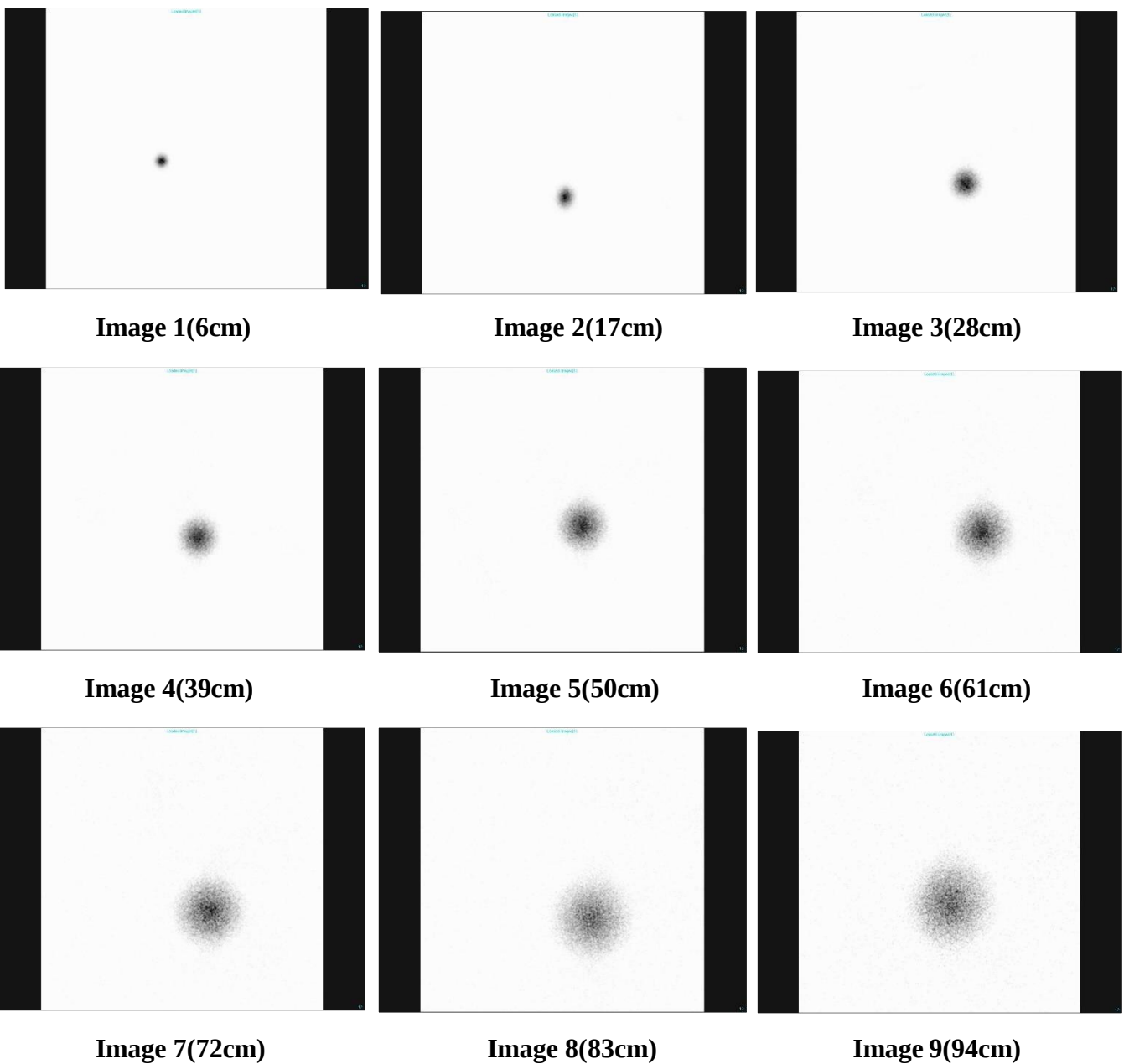


Figure II.4. Les images

II.3. Détermination de la résolution spatiale à partir de la fonction PSF :

La résolution spatiale est déterminée par la distance minimale entre deux sources radioactives ponctuelles, chacune produisant deux images distinctes détectées par le dispositif. Contrairement à une idée reçue, une source ponctuelle ne génère pas une image pointue mais plutôt une tache. Pour mesurer cette résolution, on évalue la largeur à mi-hauteur (FWHM pour Full Width at Half Maximum) de la fonction de dispersion ponctuelle (PSF) obtenue lors de l'imagerie d'une source ponctuelle (voir figure II.1) ou par le biais de la fonction de transfert de modulation (MTF) afin de quantifier la capacité du système à restituer l'objet. De plus, les événements de diffusion par effet Compton et la pénétration des septa sont également pris en compte [1].

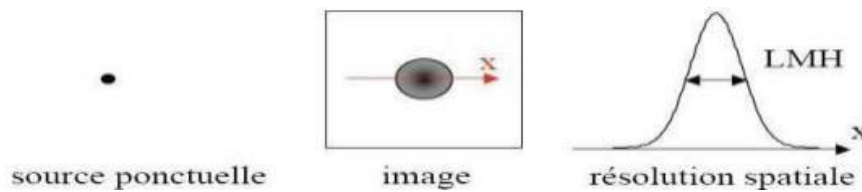


Figure II.5 : La Largeur à Mi-Hauteur (LMH) d'une source ponctuelle

Après avoir mesuré la résolution spatiale PSF, nous obtenons les images 1 à 9 et les transférons individuellement vers le logiciel Imagej pour le calcul.

On trace une droite qui passe par le centre du noyau 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 Excel. Ensuite, nous traçons la courbe finale Pour PSF.

Le même processus pour l'axe y en traçant une ligne perpendiculaire au centre du noyau et en suivant les mêmes étapes. Pour obtenir la valeur de la résolution spatiale en divisant la valeur maximale par 2, puis par la courbe on en déduit deux valeurs proches, on prend la valeur de la distance en pixels puis on soustrait la différence entre les deux valeurs pour obtenir la résolution spatiale en pixels et convertissez le en mm en multipliant le résultat par la taille de pixel 1.183.

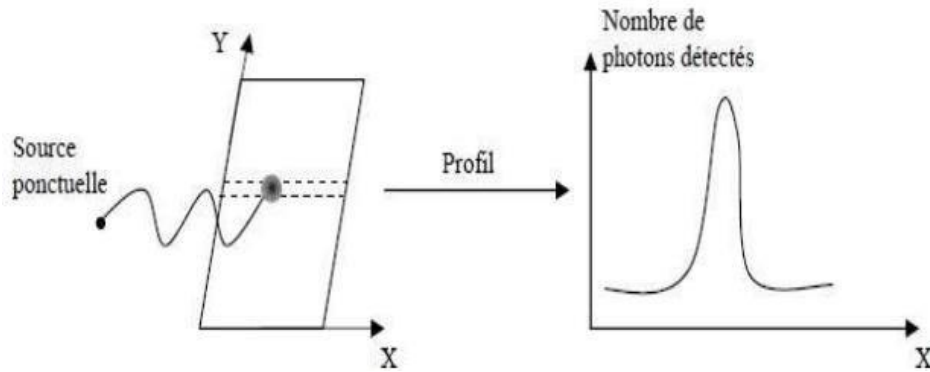


Figure II.6. Mesure de la résolution spatiale d'un gamma-camera, donnée par la largeur à mi-hauteur de la fonction de dispersion ponctuelle.

II.4. Détermination de la résolution spatiale à partir de la fonction MTF :

Nous prenons une image parmi celles que nous avons obtenues lors de l'expérience, puis nous la convertissons en représentation fréquentielle en utilisant la transformée de Fourier. Ensuite, nous calculons la fonction MTF en utilisant la transformée inverse de l'image transformée. Nous déterminons le contraste approprié pour la mesure, qui est de 80% et 50%, et enfin nous lisons la fréquence la plus élevée de la fonction MTF pour obtenir la valeur de la résolution spatiale.

II.5. Détermination du contraste à partir de la fonction PSF :

La fonction PSF (Point Spread Function) décrit la réponse d'un système optique à un point lumineux. Pour calculer le contraste à partir de la PSF, on peut comparer l'intensité lumineuse maximale avec l'intensité lumineuse minimale dans l'image. Le contraste est généralement défini comme la différence entre ces deux valeurs divisées par leur somme (le contraste de Michelson) [26].

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

Le même processus est utilisé pour le contraste, en traçant un cercle au centre du noyau et en suivant les mêmes étapes. On procède à analyser et mesurer l'intensité du niveau de gris pour déterminer le maximum et le minimum du PSF.

Chapitre III

Résultats et discussion

Chapitre III : Résultats et discussion

Notre étude vise à évaluer la résolution spatiale et le contraste d'une caméra gamma en utilisant la fonction de dispersion ponctuelle (PSF) et par présentation de la fonction MTF (Modulation Transfer Function) selon les axes X et Y, en fonction de diverses variables telles que la distance.

Après avoir mené des expériences au Centre de diagnostic médical EL CHIFA (service de la scintigraphie), dans le but de déterminer la résolution spatiale et le contraste et d'étudier sa variation en fonction de la distance source-détecteur, nous avons obtenu des images d'une source ponctuelle de Tc-99m à différentes distances source-détecteur. Ensuite, pour évaluer les différentes résolutions spatiales et les contrastes, nous avons utilisé le logiciel libre "ImageJ"[28], qui est compatible avec les plateformes Windows, Mac ou Linux. À l'origine développé par le National Institute of Health pour l'analyse d'images médicales, cet outil polyvalent permet également d'analyse et d'effectuer des mesures physiques à partir d'images ou de vidéos.



Figure III.1. Logicielle ImageJ

III.1. La Résolution Spatial

III.1.1 La Fonction De Dispersion Ponctuelle PSF

III.1.1.1 Résolution spatial suivant X

À titre d'exemple, nous exposons les résultats obtenus avec une distance de 6 cm entre la source et le détecteur. Après avoir acquis l'image avec la gamma caméra en utilisant une source ponctuelle, nous avons obtenu l'image illustrée dans la figure (Figure III.2)

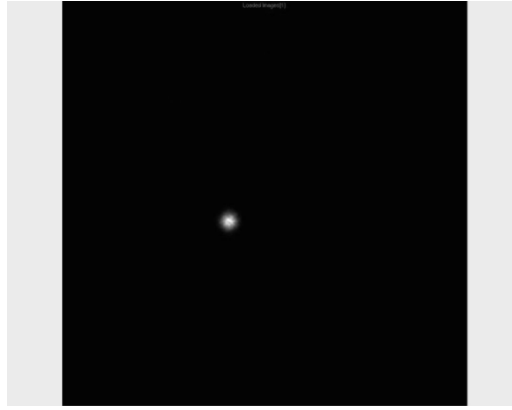


Figure III.2. Image PSF à distance 6 cm

Nous avons réussi à établir le profil suivant x (PSF) en utilisant le logiciel ImageJ, comme illustré dans la figure II.6. En utilisant ce profil, nous avons obtenu la résolution spatiale en évaluant la largeur à mi-hauteur du profil, qui est une fonction presque gaussienne, comme illustré dans la figure III.3.

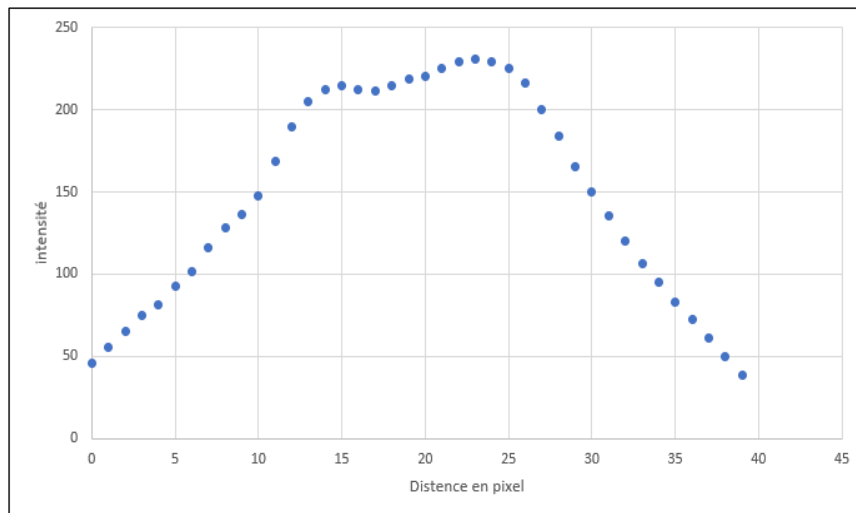


Figure III.3: PSF suivant x pour l'image 1

La résolution spatiale est calculée en utilisant des pixels, puis nous avons divisé la dimension d'un pixel en mm.

Les résultats spatiaux obtenus en fonction de l'axe x et pour les différentes distances entre la source et le détecteur sont résumés dans le tableau III.1.

(RS : Résolution spatiale, D : distance source-détecteur intensité)

D (cm)	6	17	28	39	50	61	72	83	94
Rs en pixel (FWHM)	25	27	45	55	63	77	83	92	130
Rs en mm	29,575	31,941	53,235	65,065	74,529	91,091	98,189	108,836	153,79

Tableau III.1. Etude de la résolution spatiale en fonction la distance suivant X

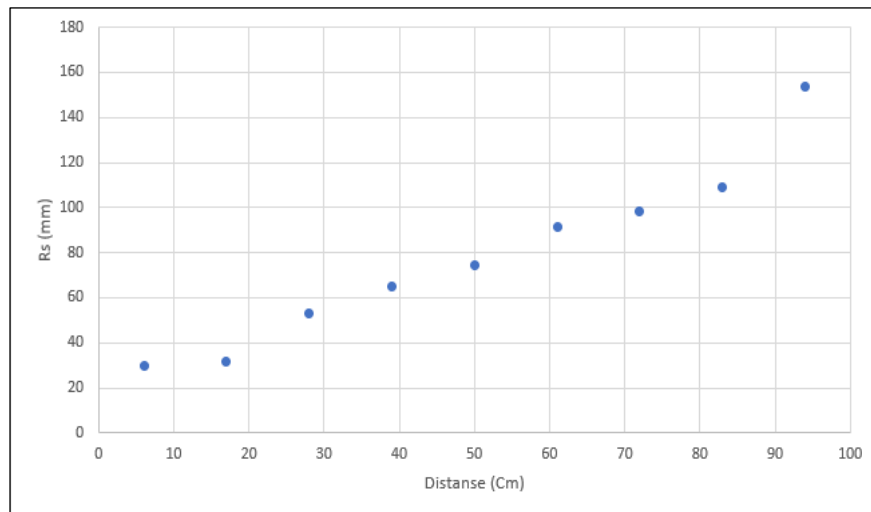


Figure III.4 : la variation de la résolution spatiale d'un gamma caméra en fonction de la distance suivant X

L'évolution de la résolution spatiale en fonction de la distance est illustrée dans la figure III.4, où nous constatons qu'elle augmente avec l'augmentation de la distance source-détecteur d'une valeur minimale de 29,575 pour une distance de 6 cm, à une valeur maximale de 153,79 pour une distance de 94 cm.

III.1.1.2 Résolution spatiale suivant Y

Nous avons répété le même processus pour suivant Y : A une distance source-détecteur à 6cm :

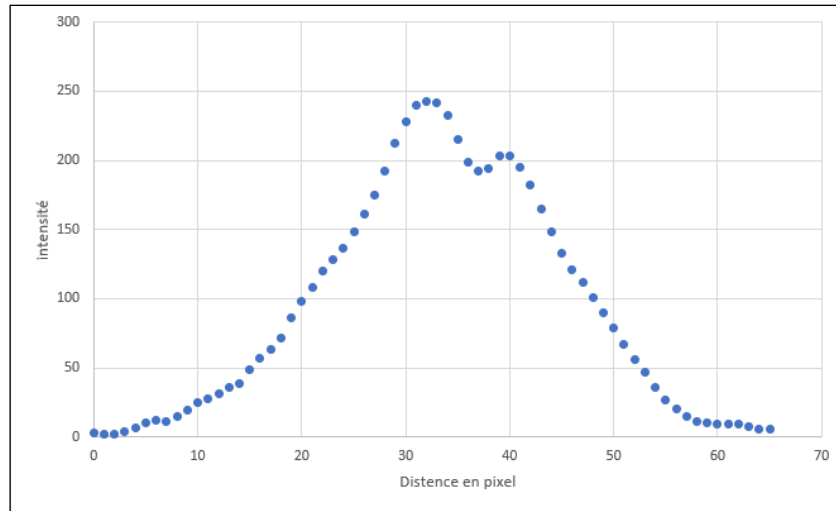


Figure III.5: PSF suivant Y pour l'image

Les résolutions spatiales obtenues suivant l'axe Y et pour les différentes distances source-détecteur sont récapitulé dans le tableau III.2.

D (cm)	6	17	28	39	50	61	72	83	94
Rs en pixel (FWHM)	24	36	48	61	70	73	78	83	111
Rs en mm	28,392	42,588	56,784	72,163	82,81	86,359	92,274	98,189	131,313

Tableau III.2 Etude de la résolution spatiale en fonction la distance suivant Y

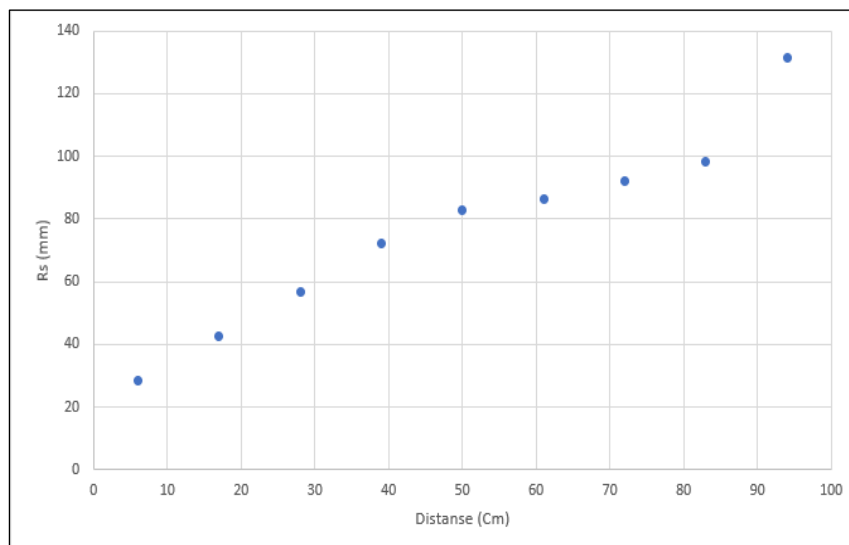


Figure III.6: la variation de la résolution spatiale d'un gamma caméra en fonction de la distance suivant Y

L'évolution de la résolution spatiale en fonction de la distance est illustrée dans la figure III.6, où nous constatons qu'elle augmente avec la distance et atteint une valeur minimale de 28,392 pour une distance de 6 cm, et une valeur maximale de 131,313 pour une distance de 94 cm.

III.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, nous avons calculé le MTF pour différentes distances entre Source-Détecteur. Nous présentant ici comme exemple les résultats obtenus avec la distance source- détecteur 6 cm, les figures (III.7 et III.8) illustrent la MTF suivant x et suivant y respectivement pour l'image 1

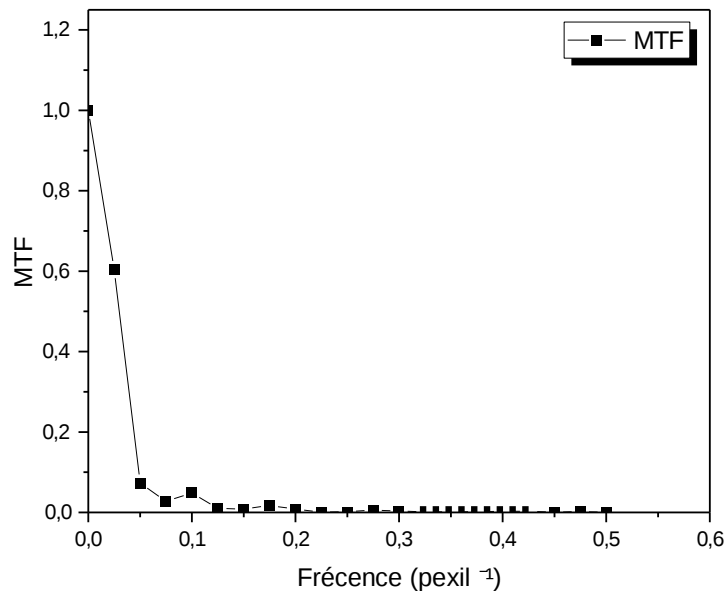


Figure III.7: MTF suivant x pour l'image 1

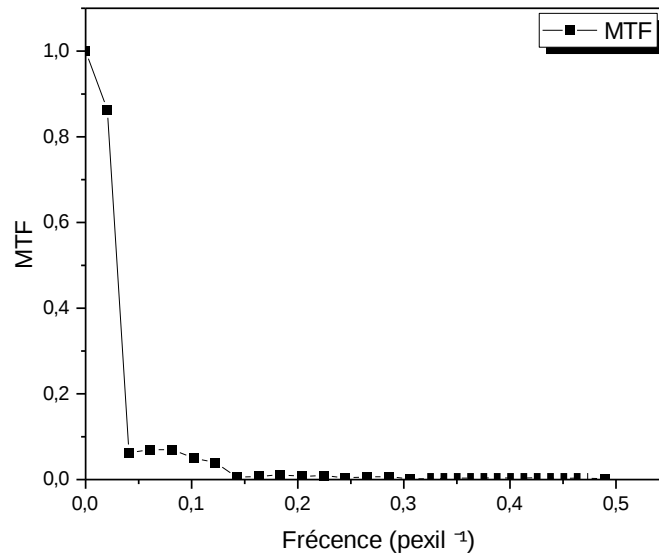


Figure III.8: MTF suivant Y pour l'image 1

On a aussi calculé les fréquences spatiales du MTF à 80% et 50% pour différentes distances. Les résultats obtenus sont illustrés dans Les tableau III.3 et III.4 selon X et Y respectivement :

Distance (cm)	6	17	28	39	50	61	72	83	94
Fréquence spatiale à 80% (pixel ⁻¹)	0,0186	0,0139	0,0104	0,0081	0,0068	0,0057	0,0045	0,0042	0,0034
Fréquence spatiale à 50% (pixel ⁻¹)	0,03	0,0171	0,0137	0,0112	0,0085	0,0078	0,0063	0,0055	0,0051

Tableau III.3 Les Fréquences spatiales du MTF à 80% et 50% en fonction la distance suivant X

Distance (cm)	6	17	28	39	50	61	72	83	94
Fréquence spatiale à 80% (pixel ⁻¹)	0,0126	0,0123	0,0104	0,0091	0,0068	0,0053	0,0047	0,0044	0,0011
Fréquence spatiale à 50% (pixel ⁻¹)	0,03	0,0264	0,0137	0,0125	0,0089	0,0078	0,0066	0,0055	0,0019

Tableau III.4 Les Fréquences spatiales du MTF à 80% et 50% en fonction la distance suivant Y

D'après ces tableaux, on remarque que les valeurs maximales des fréquences du MTF à (80% et à 50%) sont pour la distance source-détecteur de 6 cm. Nous avons aussi calculé la variation de la

fréquence spatiale du MTF à (80%, 50%) d'un gamma caméra en fonction de la distance source-détecteur selon X et Y , représenté dans les figures III.8 et III.9 respectivement.

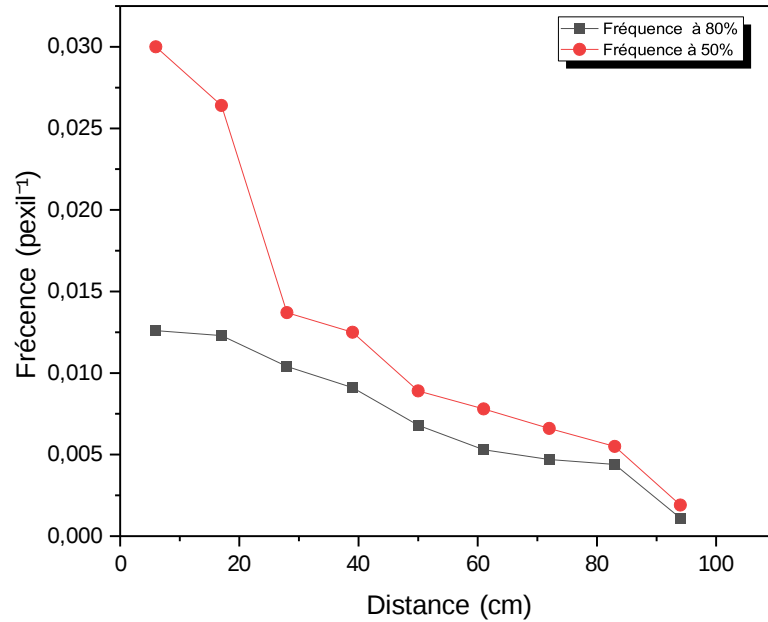


Figure III.9: la variation des fréquences spatiales du MTF à (80%, 50%) d'un gamma caméra en fonction de la distance source-détecteur suivant X

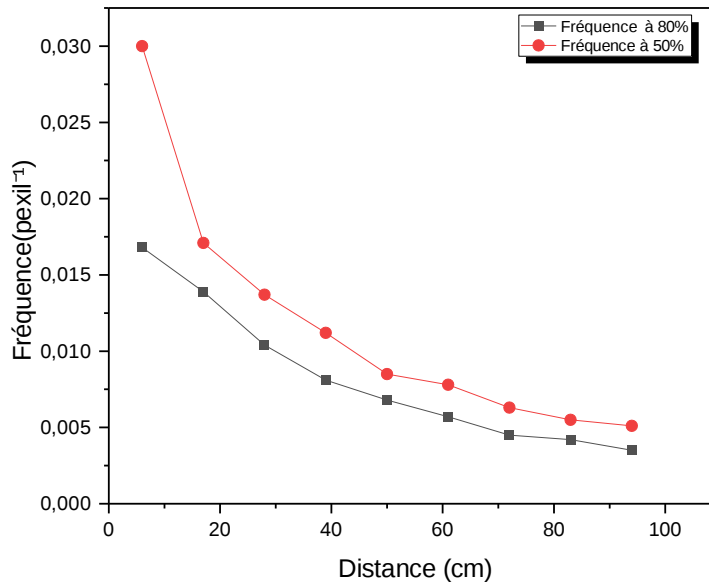


Figure III.10: la variation des fréquences spatiales du MTF à (80%, 50%) d'un gamma caméra en fonction de la distance source-détecteur suivant Y

D'après ces figures, on constate que la variation des fréquences spatiales du MTF à 80% et à 50% diminue avec l'augmentation de la distance source-détecteur et atteint des fréquences spatiales maximales pour des distances source-détecteur minimales (6cm dans notre cas)

III.2. Contraste

Nous avons calculé le contraste de nos images selon la relation de Michelson [27]. Les résultats sont regroupés dans le tableau III.5:

Tableau III.5 Etude de la Contraste en fonction la distance

Distance (cm)	6	17	28	39	50	61	72	83	94
Contraste %	91	85	83	80	74	70	65	59	55

On a aussi tracé la variation du contraste en fonction de la distance source-détecteur, illustré dans la figure III.11

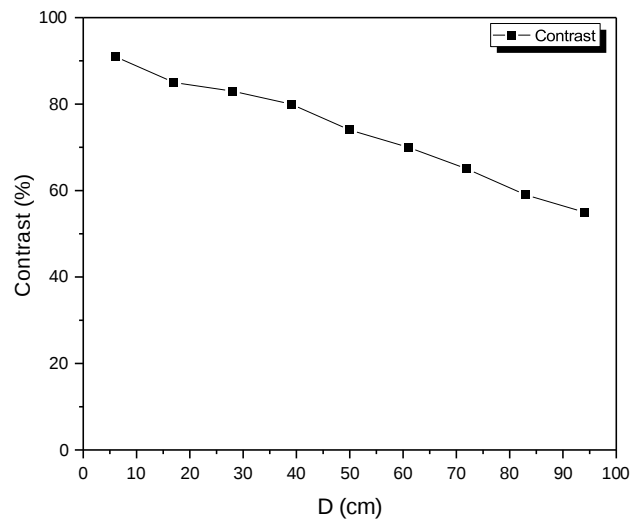


Figure III.11: la variation de la contraste en fonction de la distance

Selon cette figure on remarque que la variation du contraste diminue avec l'augmentation de la distance source-détecteur et atteint son maximum pour la distance 6 cm.

III.3. Conclusion :

La distance est un facteur déterminant dans le calcul de la résolution spatiale et le contraste d'un gamma caméra. Par conséquent, le choix de la distance appropriée est essentiel pour assurer des images de qualité supérieure, sans bruit.

En diminuant la distance, on améliore la résolution spatiale et le contraste.

Conclusion Générale

Conclusion Générale

Dans ce mémoire, Nous avons étudié la résolution spatiale et le contraste d'un gamma caméra en utilisant la fonction de dispersion ponctuelle (PSF) et la fonction MTF (Modulation Transfer Function) selon les axes X et Y, en fonction de la distance objet-source.

Après avoir mené des expériences au Centre de diagnostic médical EL CHIFA (service de la scintigraphie), dans le but de déterminer la résolution spatiale et le contraste et d'étudier sa variation en fonction de la distance source-détecteur, nous avons obtenu des images d'une source ponctuelle de Tc-99m à différentes distances source-détecteur. Ensuite, pour évaluer les différentes résolutions spatiales et les contrastes, nous avons utilisé le logiciel ImageJ.

La résolution spatiale peut être déterminée aussi à partir de la fonction MTF (Modulation Transfer Function) en analysant à quel point le contraste d'une image est préservé à différentes fréquences spatiales. Plus la fonction MTF chute rapidement avec les fréquences spatiales, plus la résolution de l'image est faible. Ainsi, la résolution spatiale peut être estimée en mesurant la fréquence spatiale à laquelle la fonction MTF atteint un seuil de contraste donné.

Nous avons également calculé le contraste à partir de la fonction PSF en calculant la différence entre la valeur maximale et la valeur minimale de la fonction PSF, puis en divisant cette différence par la somme de ces deux valeurs.

En conclusion, modifier la distance est très important pour mesurer la résolution spatiale, car plus la distance augmente, plus la valeur de la résolution spatiale augmente, et donc la résolution spatiale est moindre. De même, plus la distance diminue, meilleure est la résolution spatiale. En ce qui concerne le contraste, c'est le contraire : plus la distance diminue, plus la valeur du contraste augmente et la valeur de la résolution spatiale diminue, ce qui contribue à améliorer la qualité de l'image.

Bibliographiques

- [1] Laidani C., Etude sur la résolution spatiale d'un gamma Caméra, Mémoire de Master, Université Bordj Bou Arreridj, (2021).
- [2] Dowsett, David J., Kenny, Patrick A., and Johnston, R. Eugene. Physics for Diagnostic Radiology. 3rd ed., CRC Press, 2011.
- [3] <https://www.assistancescolaire.com/enseignant/lycee/ressources/base-documentaire-en-physique-chimie/histoire-de-l-imagerie-medecine-cea103/print?print=1&printSheet=1>
- [4] Thayalan, K. The Physics of Radiology and Imaging. Jaypee Brothers Medical Publishers, 2014.
- [5] <https://www.hug.ch/atlas-sante/examen/scintigraphie-osseuse>
- [6] Kahn, Charles E. Imagerie Médicale: Principes et Techniques. Elsevier Masson, 2013.
- [7] <https://laradioactivite.com/articles/medecin/scintigraphiespulmonaires>
- [8] <https://www.primomedico.com/fr/cure/scintigraphie-thyroidienne/>
- [9] Hendee, William R., and Ritenour, E. Russell. Medical Imaging Physics. 4th ed., Wiley-Liss, 2002
- [10] <https://www.imagerie.pro/pages/scintigraphie/scintigraphie-renale.html>
- [11] Dutreix, J., Desgrez A., Bok B., and Vinot M., «Biophysique des radiations et imagerie» 4ème édition, Masson. Paris 1997.
- [12] Aurengo A., Petitclerc T., and Gremy F., «Biophysique», Flammarion, 1997.
- [13] Gremy F., and Perrin J., « Eléments de Biophysique 2 », Flammarion, 1977.
- [14] Tsui B. M. W., and Gullberg G. T., The geometric transfer function for cone and fan beam collimators, Phys. Med. Biol, vol. 35, p. 81-93, (1990).
- [15] Makhoulouf F., Restauration des images en scintigraphie planaire et SPECT suite à la réduction des doses administrées et des temps de pause, Doctoral dissertation, Télécom Bretagne ; Université de Rennes 1, (2014).
- [16] Tsuchimochi M., Sakahara H., Hayama K., Funaki M., Shirahata T., Orskaug T., Maehlum G., Yoshioka K., and Nygard E., Performance of a small CdTe gamma camera for radio-guided surgery, SPIE Proceeding, vol. 4508-11, p 74-87, (2001).
- [17] Mechoub Y. et Derradj M. A., Le contrôle de qualité en médecine nucléaire (gamma-caméra) ; mémoire de master, université Mouloud Mammert de Tizi-Ouzou, (2016).
- [18] Mokadem S, Mémoire de Master, Université de kasdi merbah-Ouargla, (2023)
- [19] Buvat I. (2006). Tomographie d'émission mono photonique et tomographie d'émission de positon .

- [20] LADOUR N, Mémoire de Master, Université Mohamed El Bachir Elibrahimi –Bordj Bou Arreridj,
(2017/2018)
- [21] Bottigli U., Guzzardi R., Mey M., Bellazzini R., Giannetti P., Giorgi M. A., Massai M. M., and Tonelli G., Monte Carlo simulation and experimental tests on BGO, CsF and NaI (Tl) crystals for positron emission tomography, J. Nucl. Med., vol. 29, p. 221-227, (1985).
- [22] Hamamatsu Photonics K. K. Photo multiplier Tube Handbook. Révision 2.
- [23] Coequyt S. (1998). « La médecine nucléaire » : Faculté de médecine de Lille. p.114-116.
- [24] Varmenot N, « Atelier régional de formation sur le CQ en radiodiagnostic et en médecine nucléaire», Sousse, Tunisie, 2022.
- [25] Sana ABIDI Zohra MLAOUHI , mémoire de master , Institut Supérieur des Technologies Médicales de Tunis,(2007 \ 2008) .
- [26] A.A. MICHELSON, Studies in Optics, University of Chicago Press, 1927.
- [27] Jenkins, Francis A., and Harvey E. White. Fundamentals of Optics. 4th ed., McGraw-Hill, 1976.
- [28] <https://imagej.nih.gov/ij>

Annexe 1 Pour tous les résultats PSF suivant X

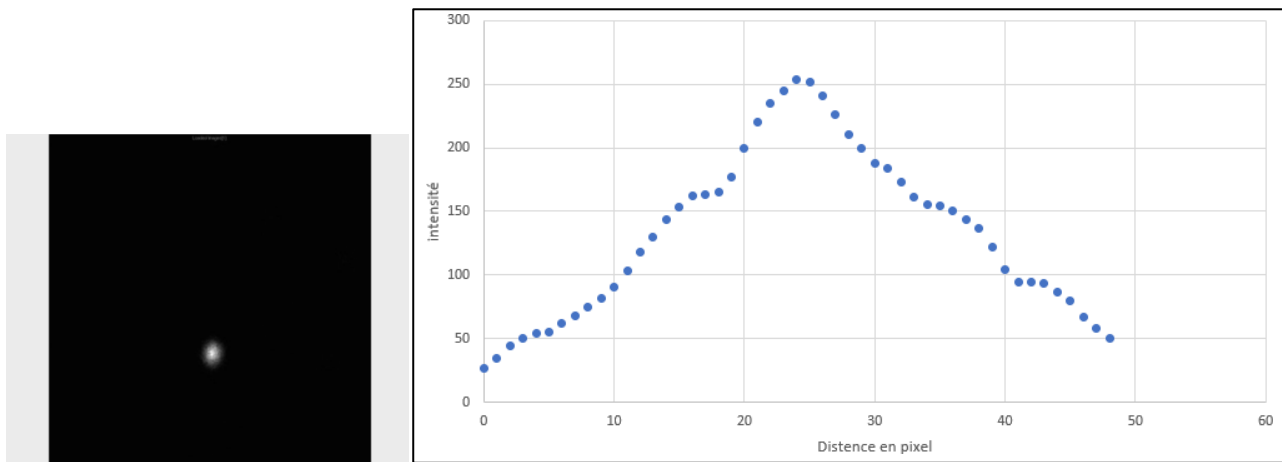


Figure A.1: PSF suivant x pour l'image 2(a distance 17cm)

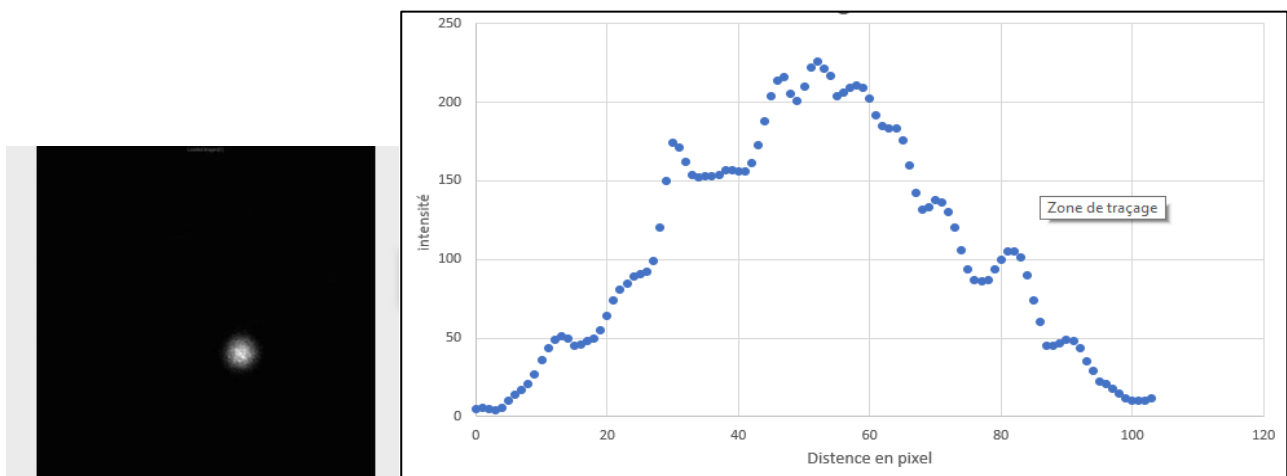


Figure A.2: PSF suivant x pour l'image 3 (a distance 28cm)

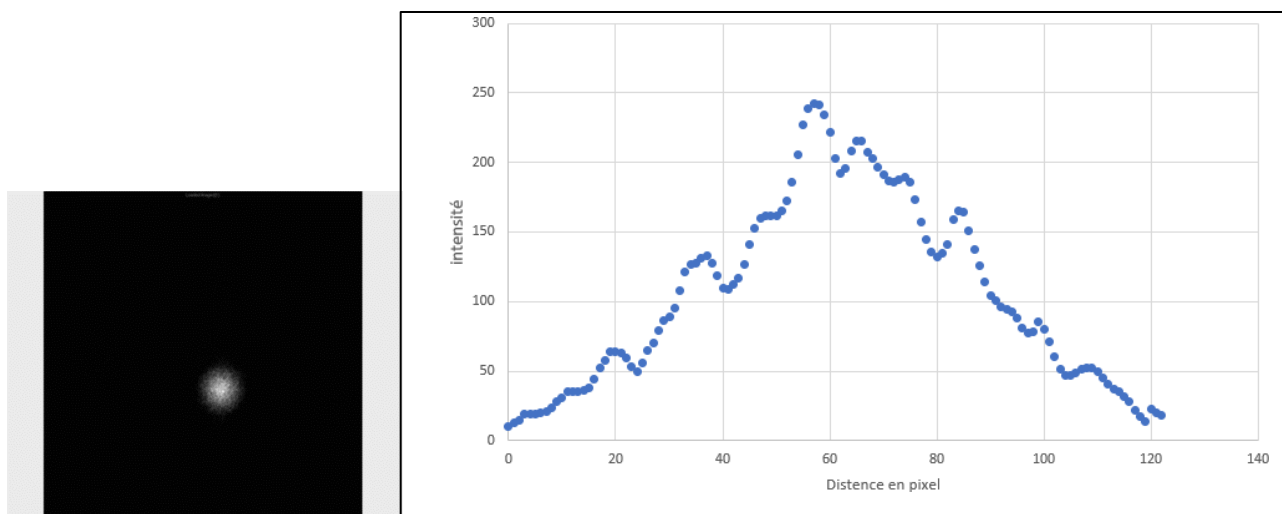


Figure A.3: PSF suivant x pour l'image 4(a distance 39cm)

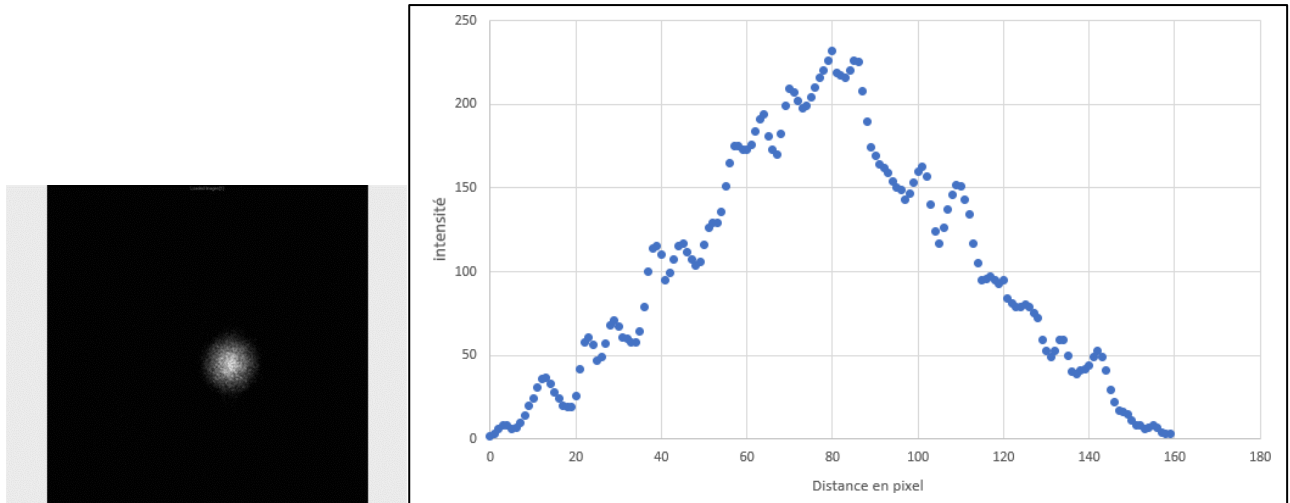


Figure A.4: PSF suivant x pour l'image 5(a distance 50cm)

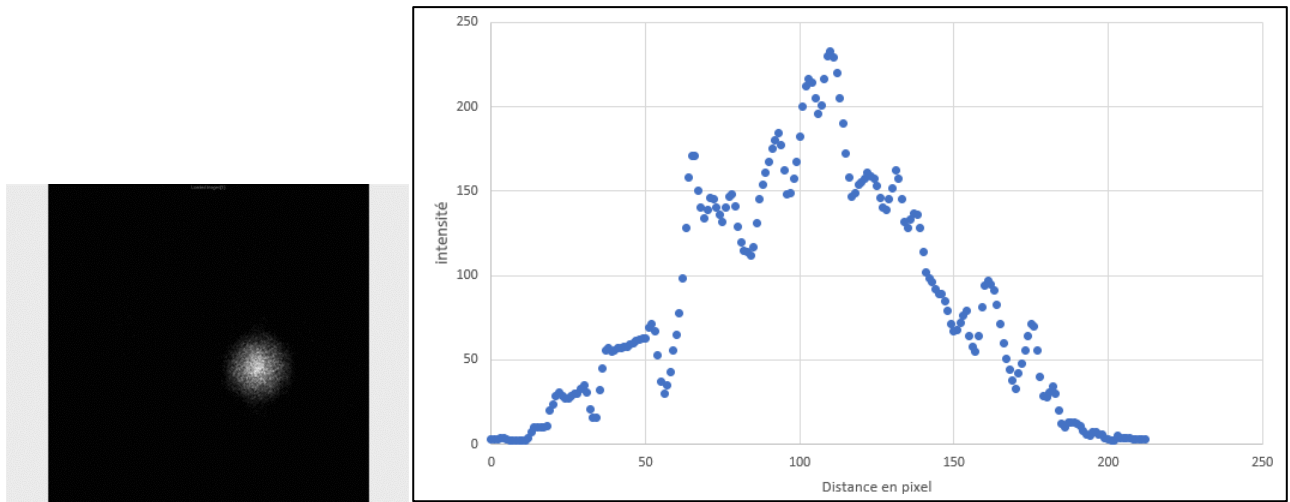


Figure A.5: PSF suivant x pour l'image 6(a distance 61cm)

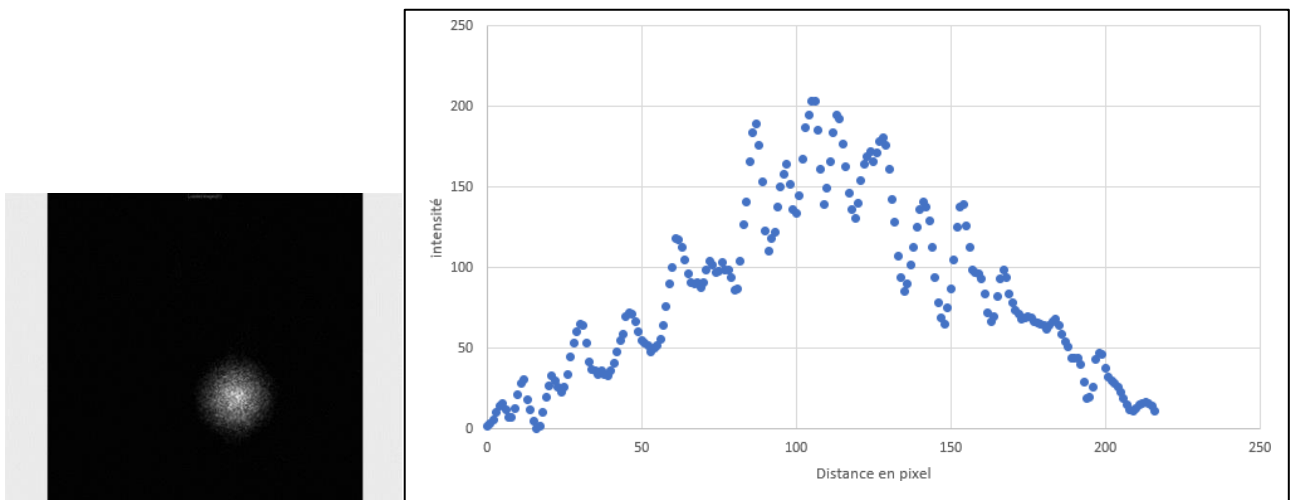


Figure A.6: PSF suivant x pour l'image 7(a distance 72cm)

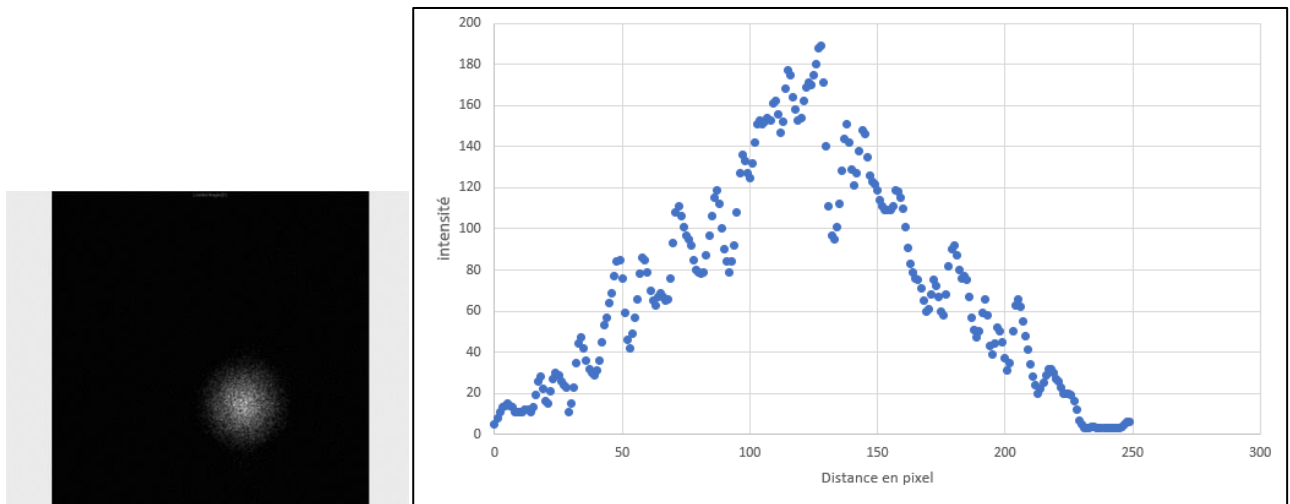


Figure A.7: PSF suivant x pour l'image 8(a distance 83cm)

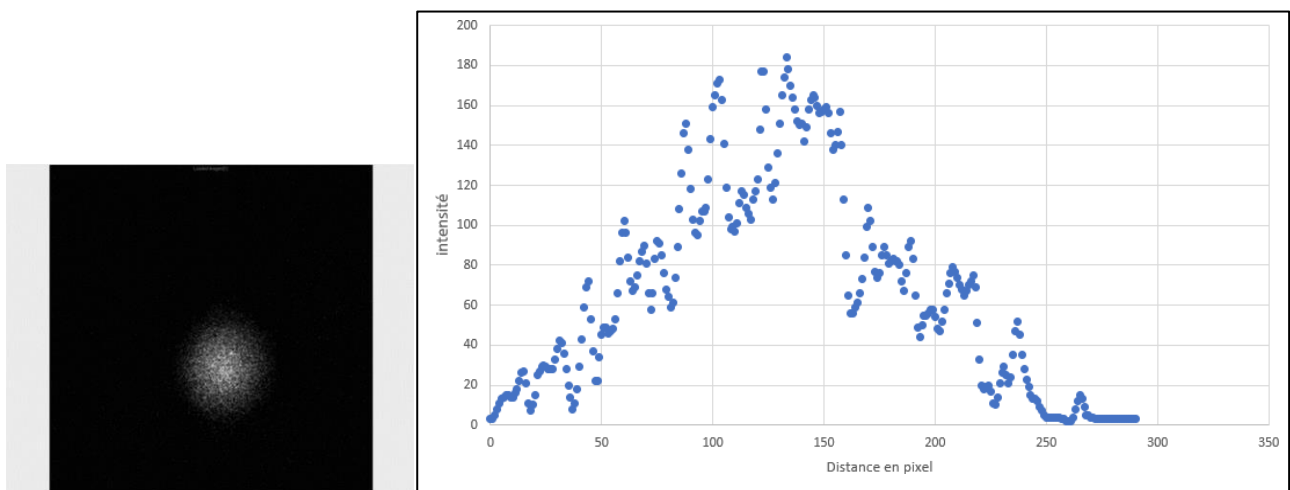


Figure A.8: PSF suivant x pour l'image 9 (a distance 94cm)

Annexe 2 Pour tous les résultats PSF suivant Y

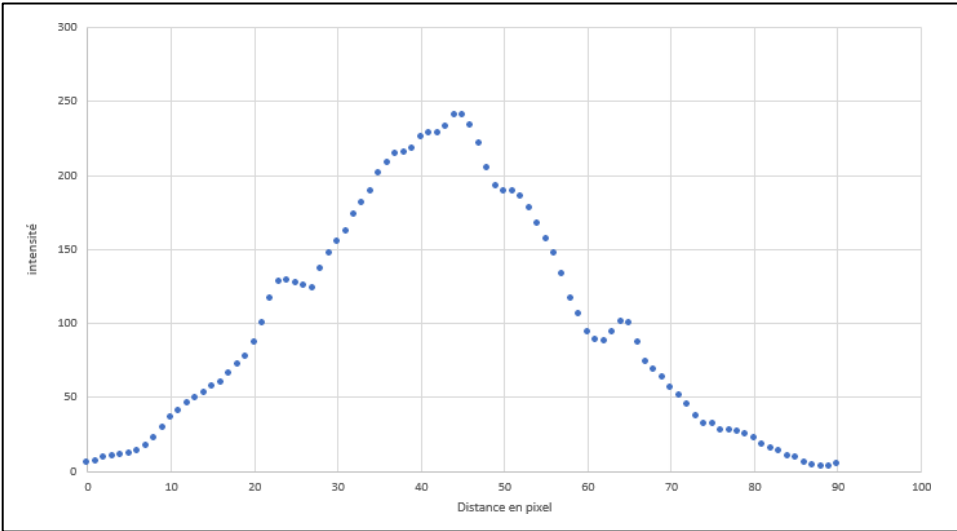


Figure A.9: PSF suivant Y pour l'image 2(a distance 17cm)

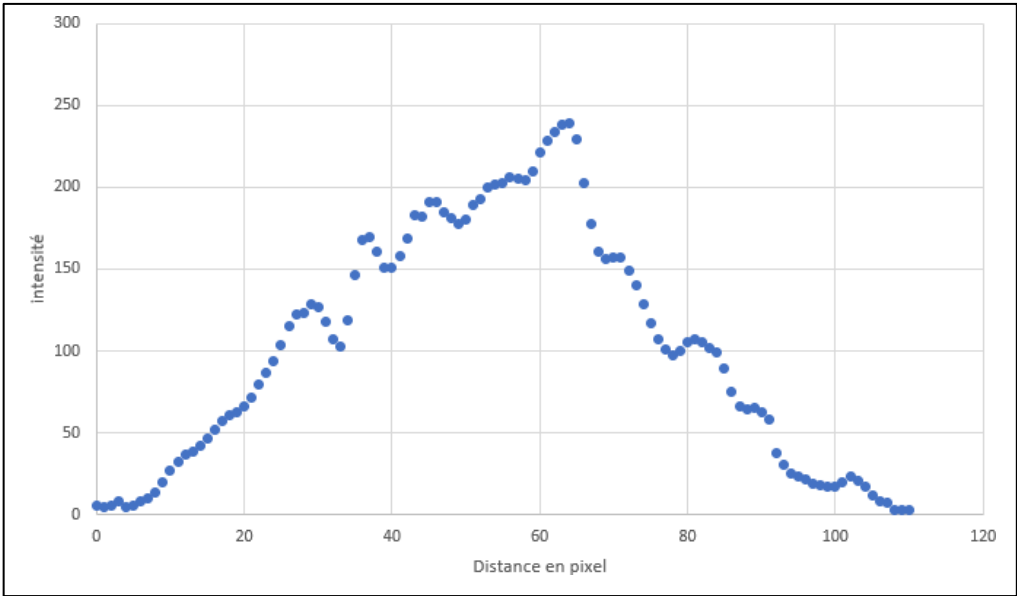


Figure A.10: PSF suivant Y pour l'image 3(a distance 28cm)

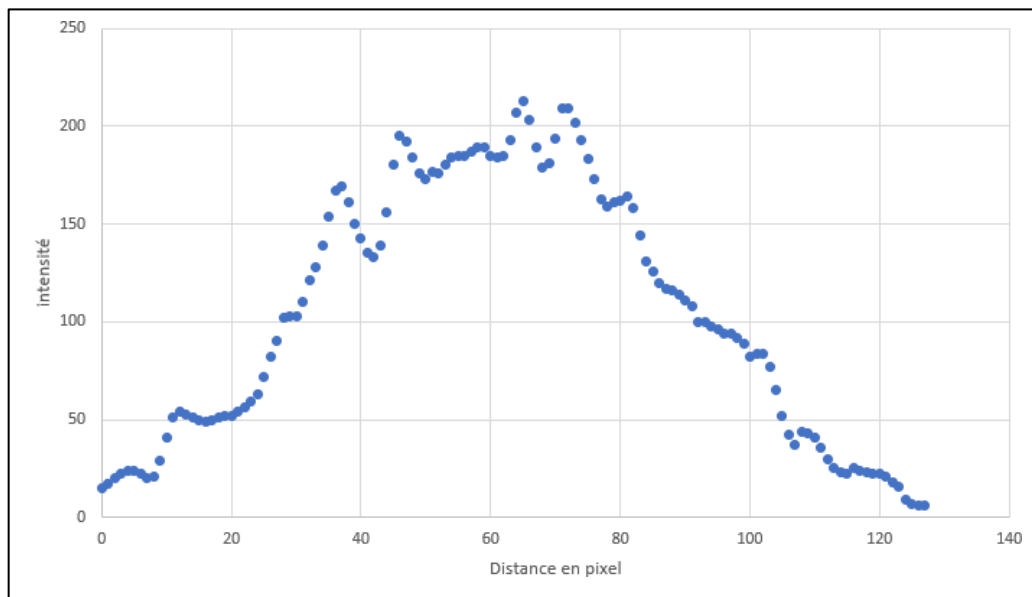


Figure A.11: PSF suivant Y pour l'image 4(a distance 39cm)

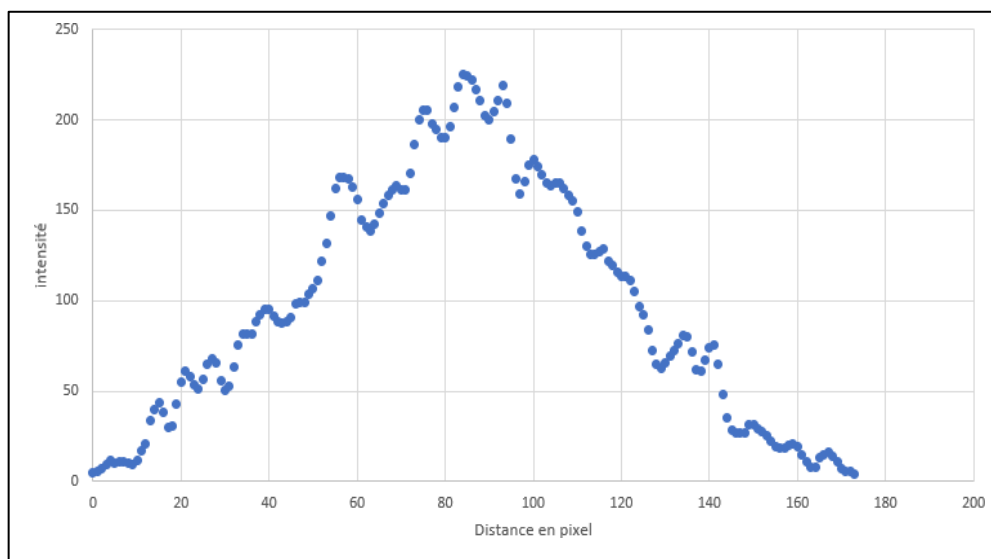


Figure A.12: PSF suivant Y pour l'image 5(a distance 50cm)

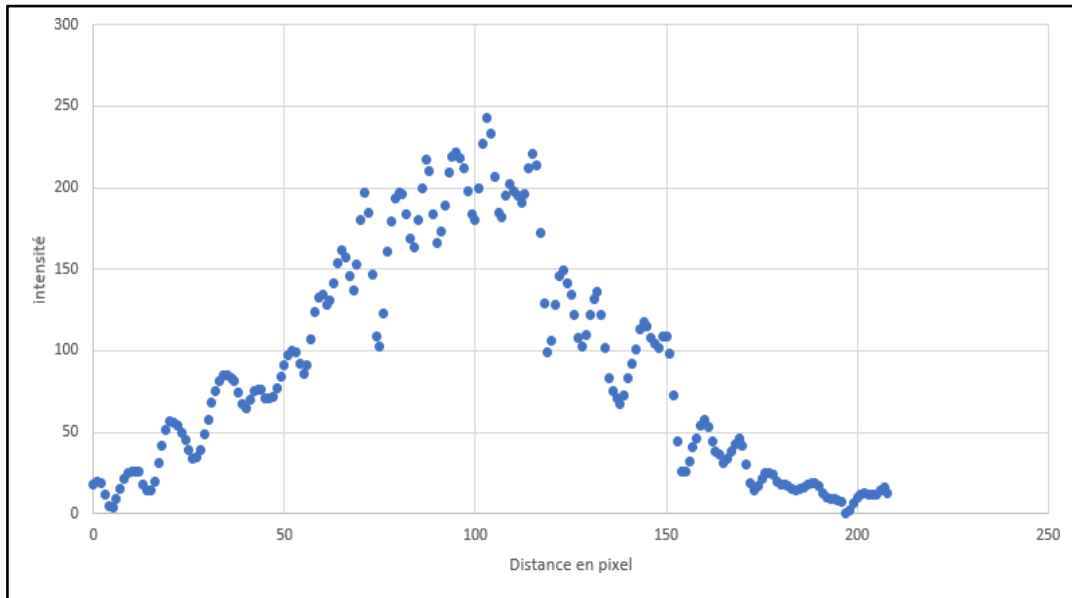


Figure A.13: PSF suivant Y pour l'image 6 (a distance 61cm)

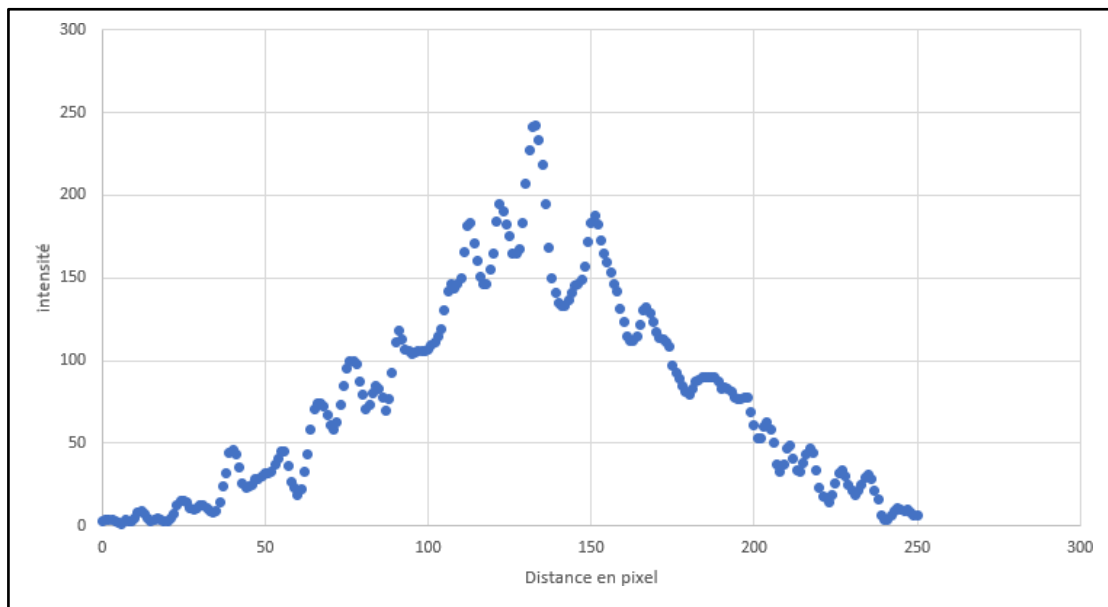


Figure A.14: PSF suivant Y pour l'image 7(a distance 72cm)

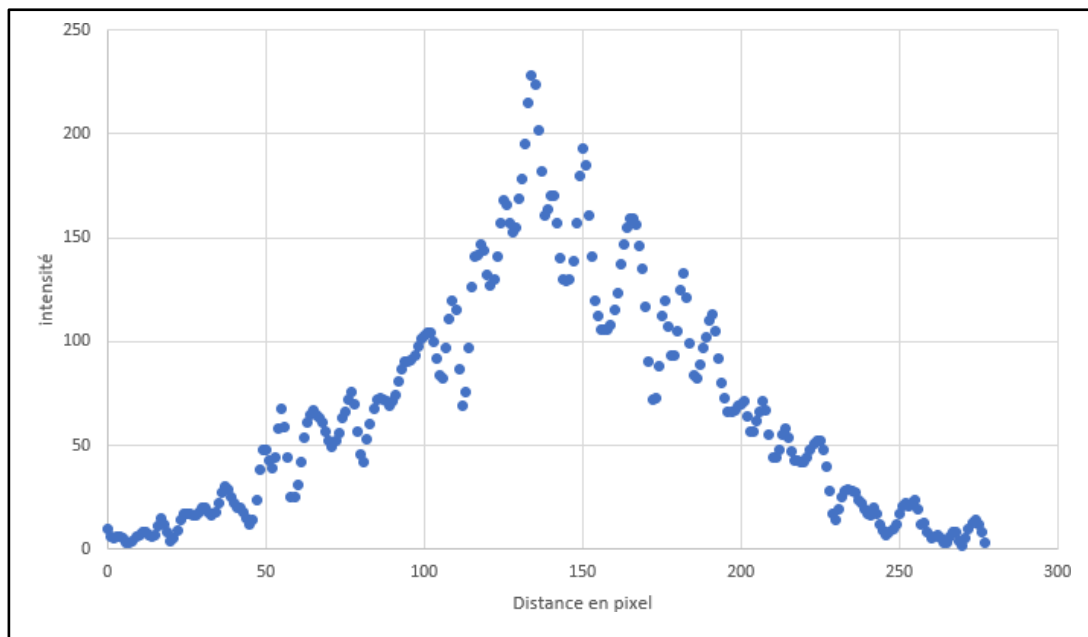


Figure A.15: PSF suivant Y pour l'image 8(a distance 83cm)

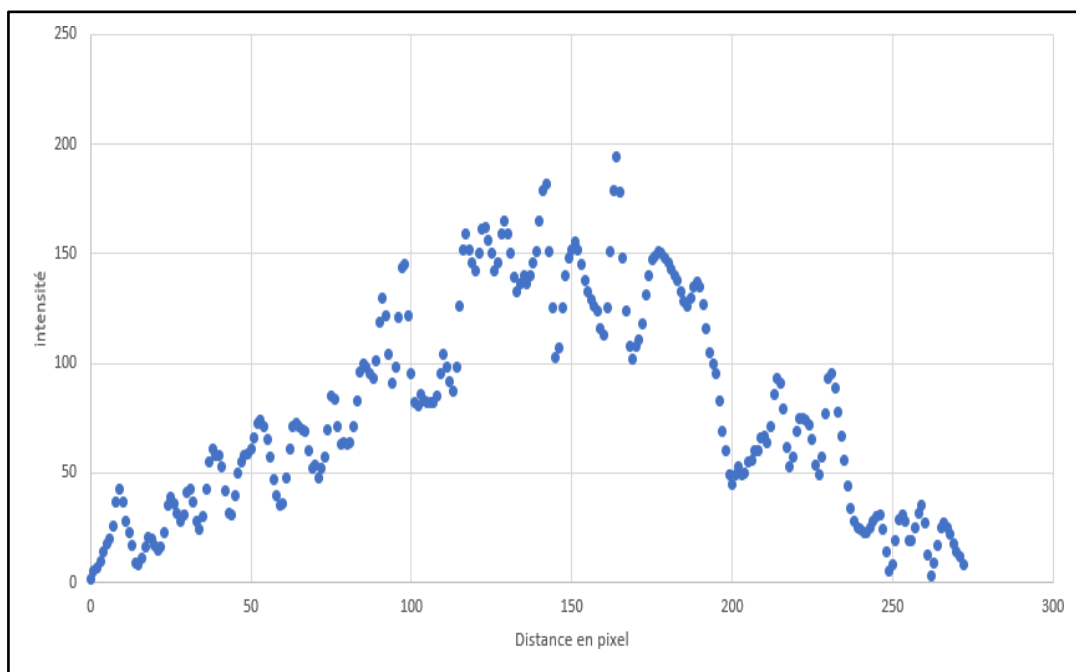


Figure A.16: PSF suivant Y pour l'image 9(a distance 94cm)

Annexe 3 Pour tous les résultats MTF suivant X

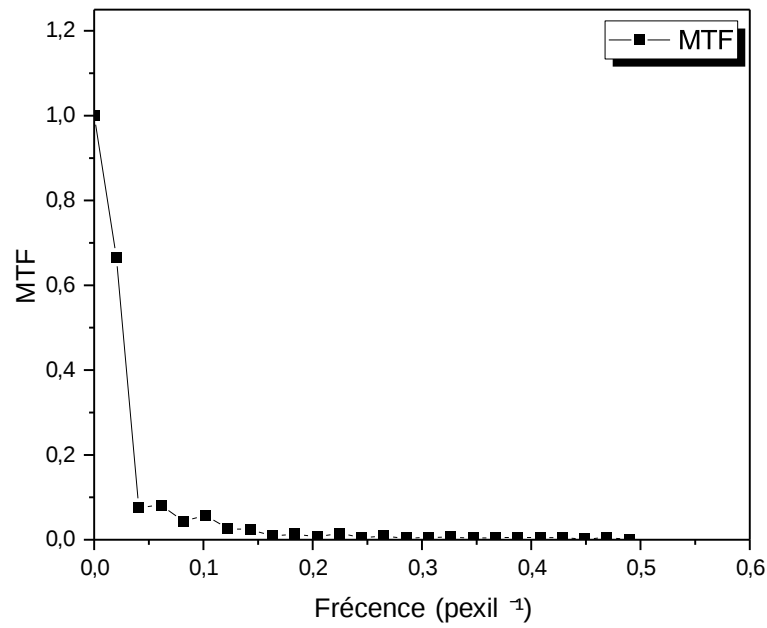


Figure A.17: MTF suivant X pour l'image 2(a distance 17cm)

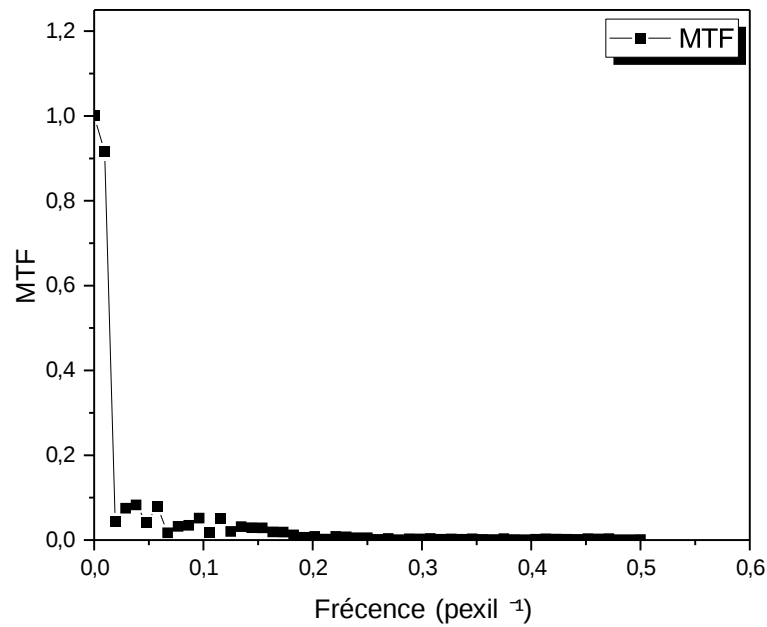


Figure A.18: MTF suivant X pour l'image 3(a distance 28 cm)

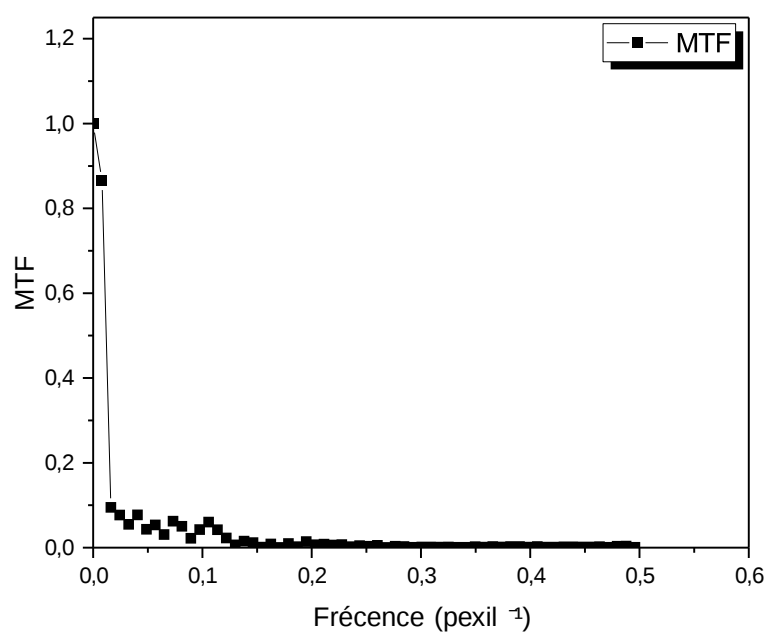


Figure A.19: MTF suivant X pour l'image 4(a distance 39cm)

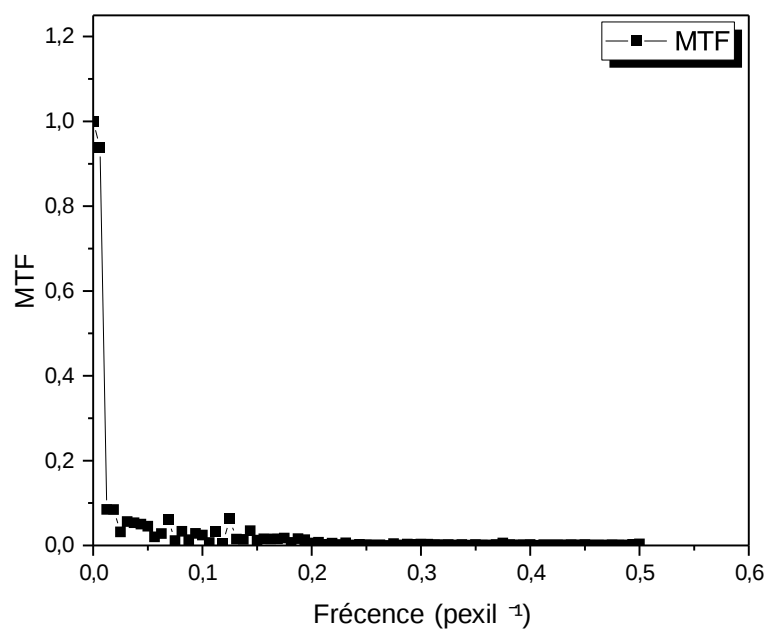


Figure A.20: MTF suivant X pour l'image 5(a distance 50cm)

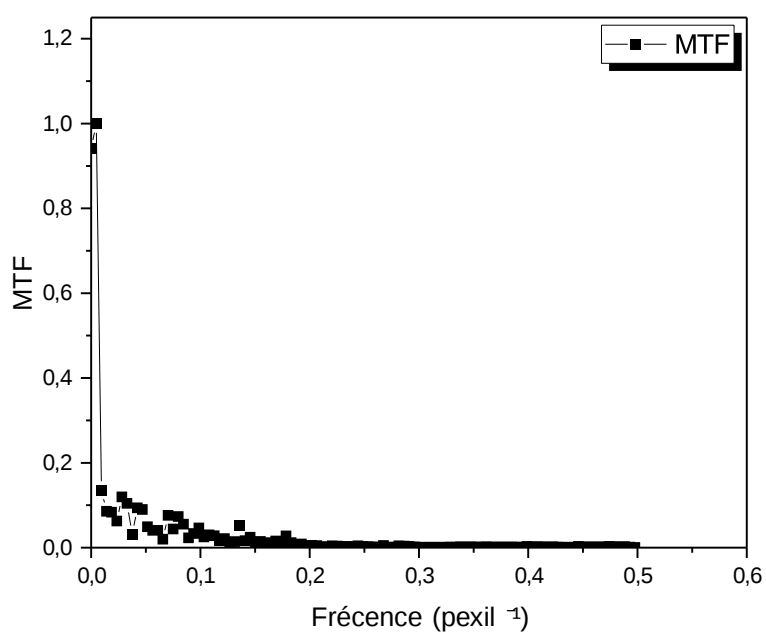


Figure A.21: MTF suivant X pour l'image 6(a distance 61cm)

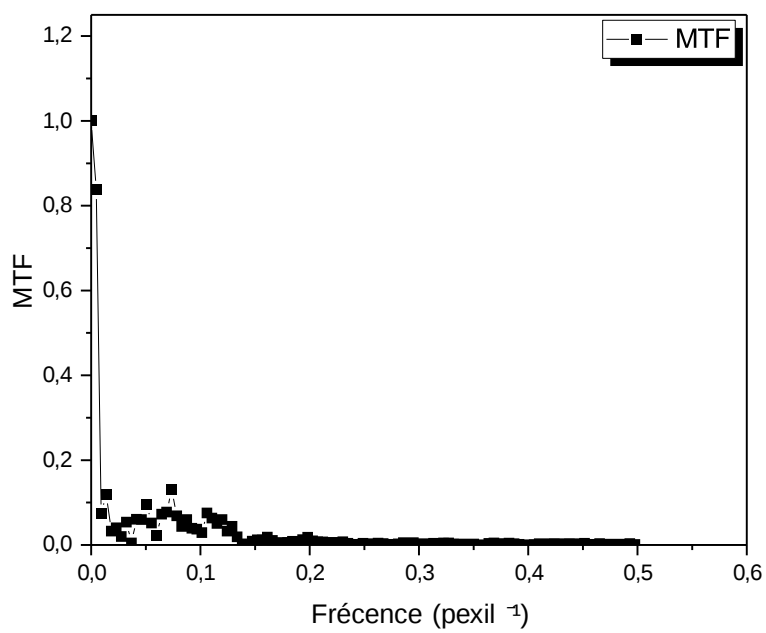


Figure A.22: MTF suivant X pour l'image 7(a distance 72cm)

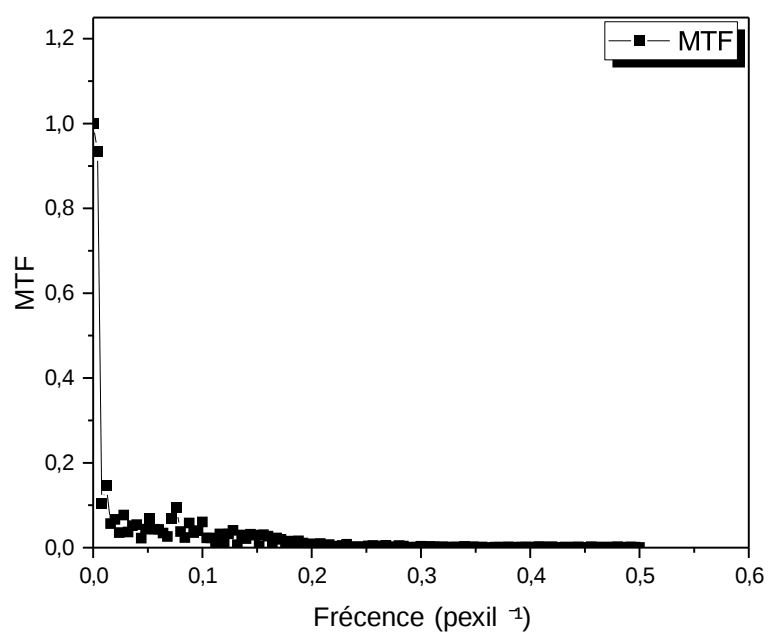


Figure A.23: MTF suivant X pour l'image 8(a distance 83cm)

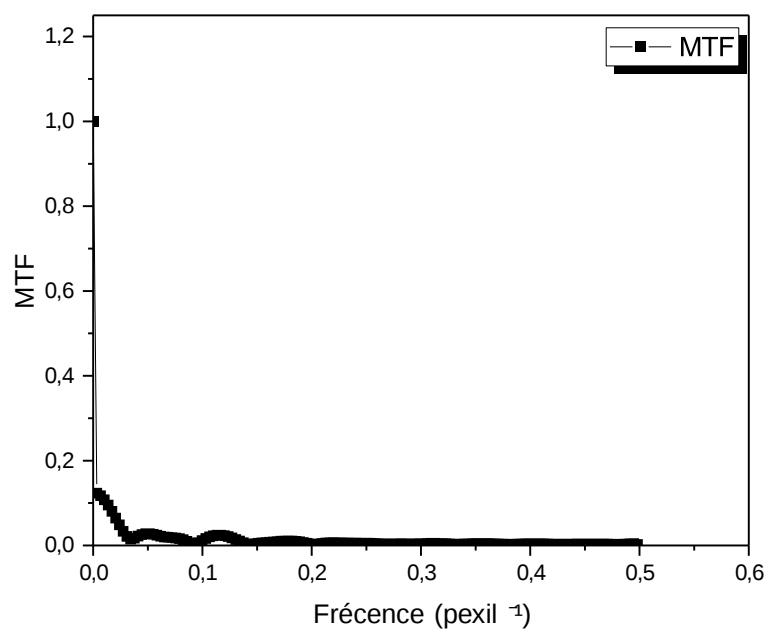


Figure A.24: MTF suivant X pour l'image 9(a distance 94cm)

Annexe 4 Pour tous les résultats MTF suivant Y

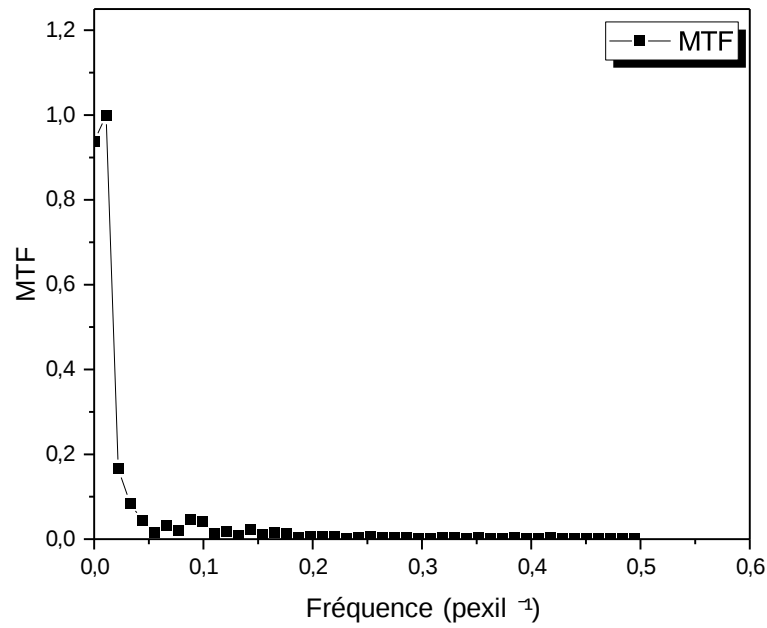


Figure A.25: MTF suivant Y pour l'image 2(a distance 17cm)

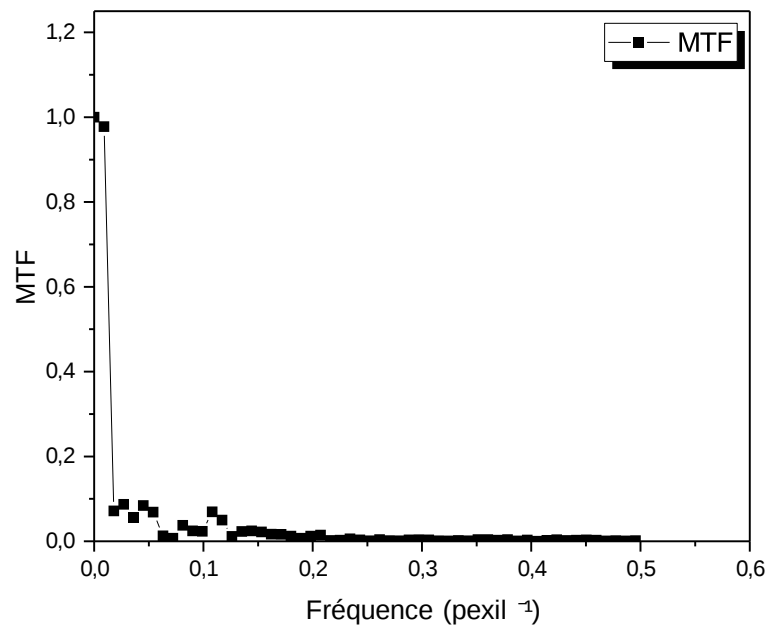


Figure A.26: MTF suivant Y pour l'image 3(a distance 28cm)

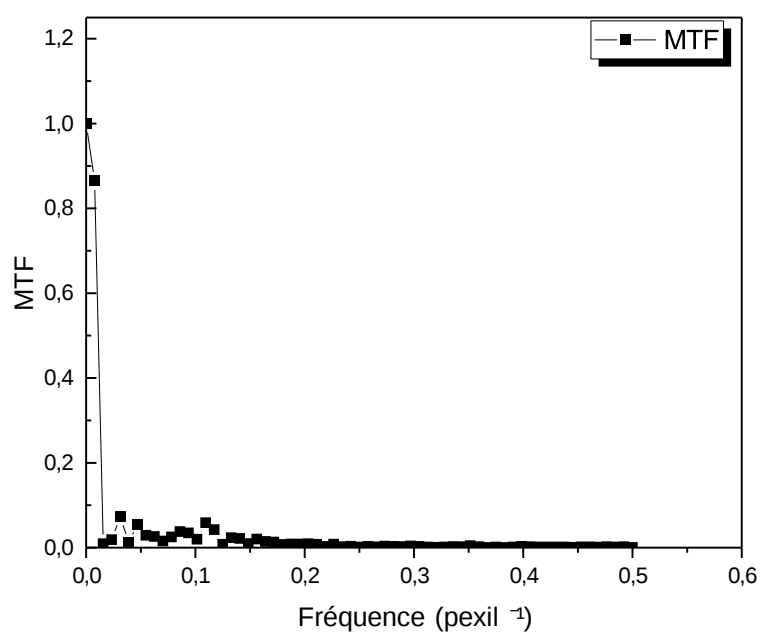


Figure A.27: MTF suivant Y pour l'image 4(a distance 39cm)

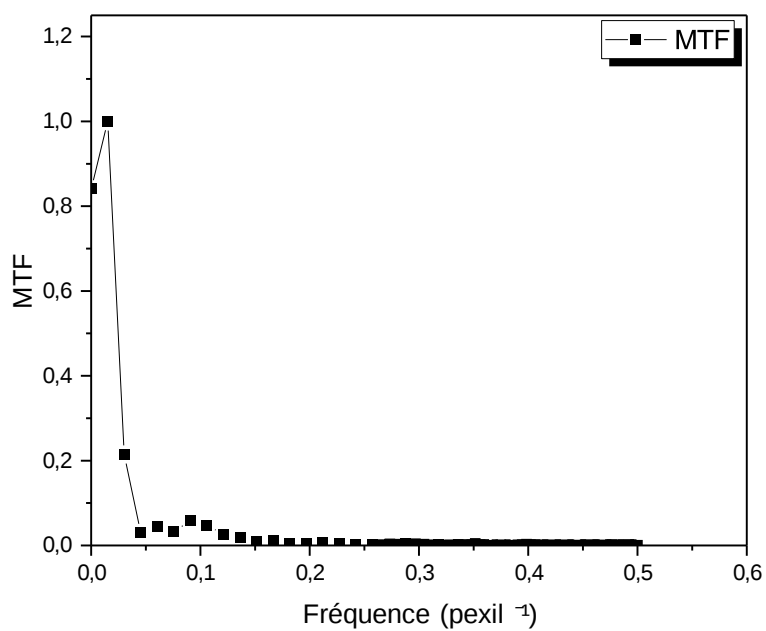


Figure A.28: MTF suivant Y pour l'image 5(a distance 50cm)

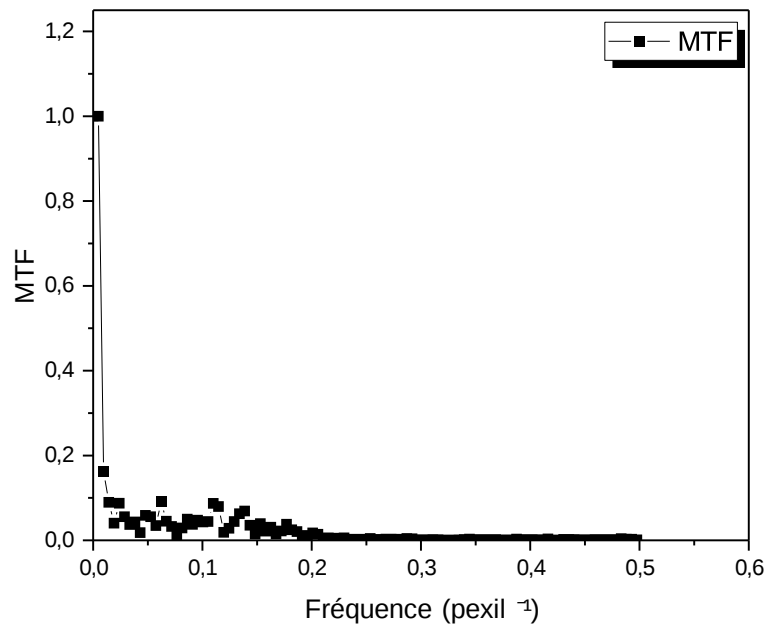


Figure A.29: MTF suivant Y pour l'image 6(a distance 61cm)

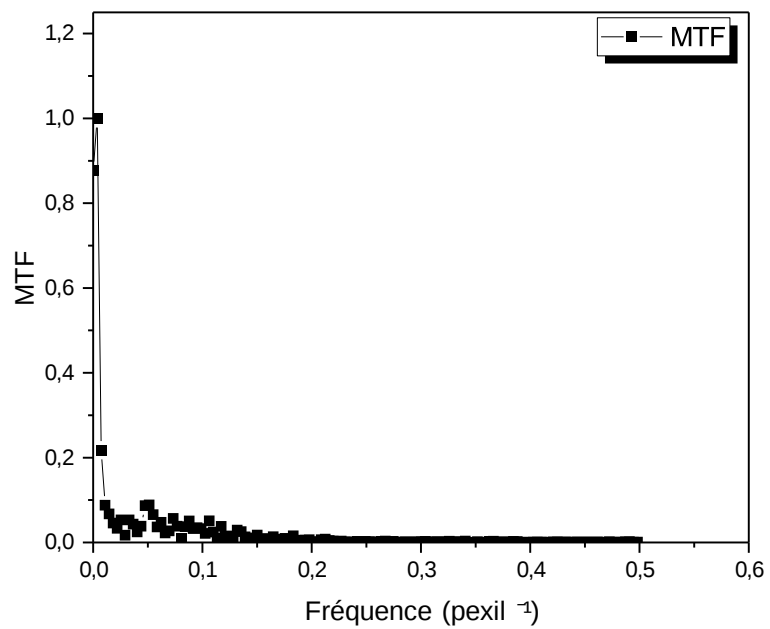


Figure A.30: MTF suivant Y pour l'image 7(a distance 72cm)

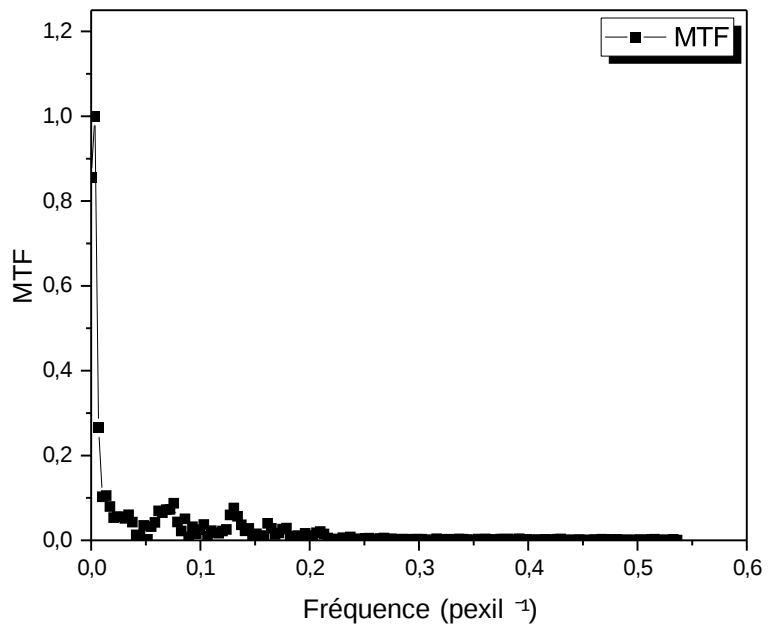


Figure A.31: MTF suivant Y pour l'image 8(a distance 83cm)

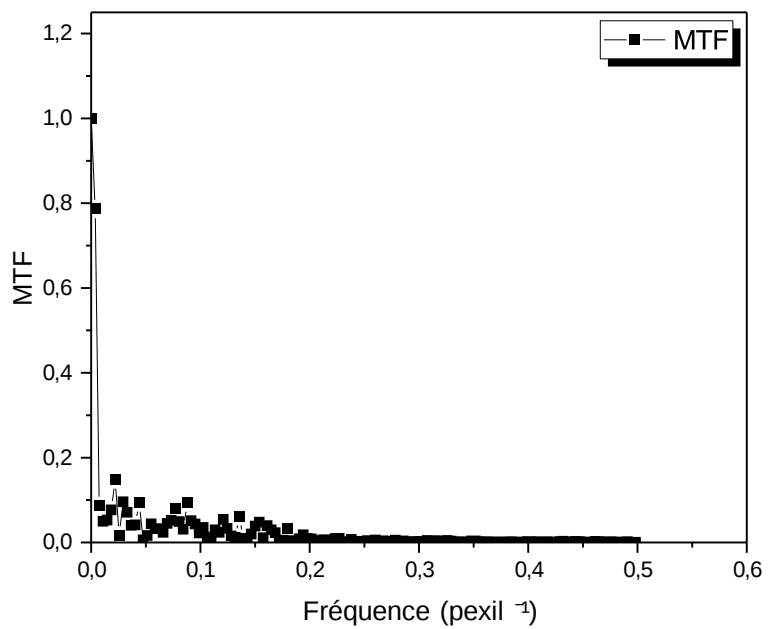


Figure A.32: MTF suivant Y pour l'image 9(a distance 94cm)

Résumé :

L'objectif de ce mémoire est de déterminer la résolution spatiale et le contraste et d'étudier sa variation en fonction de la distance source-détecteur, nous avons obtenu des images d'une source ponctuelle de Tc-99m à différentes distances à partir d'un gamma caméra. Ensuite, en utilisant le logiciel ImageJ, nous avons déterminé la fonction PSF (Point Spread Function), la largeur mi-hauteur (FWHM), et la fonction MTF (Modulation Transfer Function). Nous avons trouvé la variation de ces paramètres en fonction de la variation de la distance source-détecteur.

Mots clés : Gamma caméra, tomographie d'émission monophonique (TEMP), Control de qualité , SPECT, PMT, La résolution spatiale globale.

Abstract:

The objective of this memory is to determine the spatial resolution and contrast and to study their variation as a function of the source-detector distance. We obtained images of a Tc-99m point source at different distances from a gamma camera. Then, using ImageJ software, we determined the Point Spread Function (PSF), the Full Width at Half Maximum (FWHM), and the Modulation Transfer Function (MTF). We found the variation of these parameters as a function of the source-detector distance.

Keywords: Gamma camera, monophonic emission tomography (TEMP), quality control, SPECT, PMT, Global spatial resolution.

ملخص :

الهدف من هذه الرسالة هو تحديد الدقة المكانية والتباين ودراسة تغيرهما بناء على مسافة بين المصدر والكاشف. لقد حصلنا على صور لمصدر نقطي لـ Tc-99m عند مسافات مختلفة باستخدام كاميرا غاما. بعد ذلك، باستخدام برنامج ImageJ، قمنا بتحديد دالة انتشار النقطة (FSP)، وعرض نصف الارتفاع (PHWF)، ودالة نقل التضمين (MTF). وجدنا تغير هذه المعايير بناء على تغير مسافة بين المصدر والكاشف.

الكلمات المفتاحية: كاميرا جاما، التصوير المقطعي بالانبعاث الأحادي (TEMP)، مراقبة الجودة، SPECT، PMT، الدقة

المكانية.