

وزارةRépublique Algérienne Démocratique et Populaire

الاعلام العلمى والبحث العلمى

Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Mohamed El Bachir Elibrahimi –Bordj Bou Arreridj
Faculté des Sciences et de la Technologie
Département des Sciences de la Matière

جامعة محمد البشير الإبراهيمي « برج بوعريريج »
لكلية العلوم والتكنولوجيا
قسم علوم المادة



Mémoire de fin d'études

PRESENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLOME DE : Master

Filière : Physique
Option : Physique des matériaux

Thème

**Etude sur la résolution spatiale d'un gamma
caméra**

Préparé par : .
CHAHINAZ LAIDANI

Soutenu le : 15/09/2021

Devant le Jury :

Président :	Moula Baghdadi	MCB	Université de Bordj Bou Arreridj
Encadrant :	Betka Aberrahim	MCB	Université de Sétif
Co-Encadrant :	Bentabet Abdelouahab	Professeur	Université de Bordj Bou Arreridj
Examineur :	Mechouma Farid	MAA	Université de Bordj Bou Arreridj

Année Universitaire 2020-2021

Dédicaces

*Je dédie ce travail modeste aux personnes les plus proches de
mon cœur...*

Une pensée particulière à mes parents,

à mes frères : Nabil ,Aissa ,Redha

à ma grande-mère rabi yarhmha

A toute mes amies et En particulier :

*Youssra, Khawla Lila, Rayan Rahma, Malika Nessrine,
Ahlem, Roumaissa, Meriem, Noudjoud, Razika et Manal
qui m'ont toujours soutenu et qui m'ont fait confiance dans le
choix de mes études tout en m'encourageant à les poursuivre
quelles que soient les difficultés.*

*Je les remercie pour l'amour et la tendresse qu'ils m'ont
témoignés pendant toute cette période.*

Remerciement

*Tout d'abord, je remercie Allah de m'avoir aidé à mener à bien ce travail dans de bonnes conditions. Je tiens à exprimer ma profonde gratitude à **AbdErrahim Betka**, pour ses précieux conseils, ses encouragements constants, et surtout pour sa grande disponibilité tout au long de la période de réalisation de ce travail. C'est à la fois un honneur et un privilège de travailler sous sa direction*

*Je remercie également le professeur **Abdlouahab Bentabet** pour tout le temps qu'il nous a accordé pour faire cet humble travail.*

*Je tiens à remercier chaleureusement le Président du centre d'imagerie scintigraphie **ELBELSEM Dr.M.Mebarki**, Malgré ses occupations, il nous a toujours accueilli avec bienveillance et sympathie. Il nous a patiemment aidé tout au long de ce travail et ses conseils ont toujours été précieux.*

Bien sûr, je remercie les membres du jury pour leur intérêt pour notre travail, leur présence et leurs échanges, sans oublier de remercier chaleureusement à ma famille ainsi qu'à ceux qui m'ont soutenu et encouragé durant la production de cela humble dissertation.

Au final, je remercie tous ceux qui ont participé, de près ou de loin, à la réussite

Egalement je remercie : Ma famille, mes amis et tous ceux qui l'ont J'ai aidé à faire ce travail, j'espère que ceux que j'ai oublié me pardonneront.

Sommaire

Introduction générale	1
Chapitre I: Notion sur la scintigraphie	2
I.1.1. Définition	2
I.1.2. Les activités de la médecine nucléaire	2
I.1.2.1. L'activité diagnostic (scintigraphie)	
I.1.2.2. L'activité thérapeutique	2
I.2. Scintigraphie	2
I.3. Gamma caméra.	4
I.3.1. La tête de détection	5
I.3.1.1. Le collimateur	6
I.3.1.2. Le cristal scintillant	7
I.3.1.3. Le guide de lumière	9
I.3.1.4. Les tubes photomultiplicateurs (PM)	10
I.3.1.5. L'électronique associée	12
I.4. L'acquisition des données	15
I.4.1 Le mode planaire	15
I.4.1.1 Le mode planaire statique	15
I.4.1.2. Le mode planaire Corps Entier (CE)	15
I.4.1.3. Le mode Dynamique	16
I.4.1.4. Le mode planaire Synchronisée ECG	17
I.4.1.5. Le mode tomographique	17
I.5. Contrôle de qualité	18
I.5.1. Définition	18
I.5.2. Différent tests de control de qualité	18
Chapitre II : Matériel et méthode	
Introduction	20
II.1. Préparation de la source radioactive.	22
II.1.1. Le technétium 99 métastable	22
II.2. Procédure de la mesure	22
II.3. Détermination de la résolution spatiale à partie de la fonction PSF	23
Chapitre III : Résultat et discussion	

Introduction	27
III.1. Résolution spatiale suivant X	27
III.2. Résolution spatiale suivant Y	30
III.3. Conclusion.	31
Conclusion général	32
Références bibliographiques	32
Annexes :	
Annexe 1	32
Annexe 2	40
Annexe3	45

La liste des figures

Figure I.1 : La gamma caméra	5
Figure I.2 : Les différents composants de la tête de détection	6
Figure I.3. Différents types de collimateur et leurs géométries correspondantes : (a) collimation parallèle, (b) collimation en éventail (fanbeam), (c) collimation sténopé (pinhole).	7
Figure I.4 : Guide de lumière	10
Figure I.5. Schéma d'un tube photomultiplicateur couplé à un scintillateur	11
Figure I.6. Schéma de principe d'une gamma-caméra à logique d'Anger.	14
Figure I.7. Principe du calcul de la position du point d'interaction dans le cristal	14
Figure I.8 : Scintigraphie thyroïdienne	15
Figure I.9 : un balayage «corps entier» obtenu en déplaçant la gamma-caméra à vitesse constante dans le cas d'une scintigraphie osseuse	16
Figure I.10: Scintigraphie rénale dynamique	16
Figure I.11. : Mode d'acquisition synchronisé	17
Figure I.12. (a) Orientation des coupes reconstruites, (b) Profil obtenu avec une gamma-caméra	17
Figure II.1 le labo chaud de clinique Elbelssem	21
Figure II.2. Générateur Tc de clinique Elbelssem	21
Figure II.3. La gamma camera de clinique Elbelssem	23
Figure II.4 : La Largeur à Mi-Hauteur (LMH) d'une source ponctuelle	23
Figure II.5: Image schématique d'un collimateur parallèle	24
Figure II.6. Mesure de la résolution spatiale d'une gamma-camera, donnée par la largeur à mi-hauteur de la fonction de dispersion ponctuelle	25
Figure III.1. logicielle image j	27
Figure III.2. image PSF à distance 6 cm	28
Figure III.3: PSF suivant x pour l'image 1	28
Figure III.4 : la variation de la résolution spatiale d'un gamma caméra en fonction de la distance suivant X	29

Figure III.5: PSF suivant Y pour l'image 1	30
Figure III.6: la variation de la résolution spatial d'un gamma caméra en fonction de la distance suivant Y	31
Annexe :	
Figure A.1: PSF suivant x pour l'image 2(a distance 17cm)	32
Figure A.2: PSF suivant x pour l'image 3 (a distance 28cm)	33
Figure A.3: PSF suivant x pour l'image 4(a distance 39cm)	34
Figure A.4: PSF suivant x pour l'image 5(a distance 50cm)	35
Figure A.5: PSF suivant x pour l'image 6(a distance 61cm)	36
Figure A.6: PSF suivant x pour l'image 7(a distance 72cm)	37
Figure A.7: PSF suivant x pour l'image 8(a distance 83cm)	38
Figure A.8: PSF suivant x pour l'image 9(a distance 94cm)	39
Figure A.9: PSF suivant Y pour l'image 2(a distance 17cm)	40
Figure A.10: PSF suivant Y pour l'image 3(a distance 28cm)	41
Figure A.11: PSF suivant Y pour l'image 4(a distance 39cm)	41
Figure A.12: PSF suivant Y pour l'image 5(a distance 50cm)	42
Figure A.13: PSF suivant Y pour l'image 6(a distance 61cm)	42
Figure A.14: PSF suivant Y pour l'image 7(a distance 72cm)	43
Figure A.15: PSF suivant Y pour l'image 8(a distance 83cm)	43
Figure A16: PSF suivant Y pour l'image 9(distance 94cm)	44
Figure A17.Schéma désintégration de technétium (Tc99m)	45

La liste des tableaux

Tableau I.1. Exemples d'examens scintigraphies réalisés dans les services de médecine nucléaire	4
Tableau I.2. Propriétés des principaux scintillateurs utilisés en SPECT	8
Tableau I.3. Les différents tests de contrôle de qualité liés à la calibration du gamma caméra	18
Tableau III.1. Etude de la résolution spatiale en fonction de la distance suivant X	29
Tableau III.2. Etude de la résolution spatiale en fonction de la distance suivant Y	30

Introduction générale

La médecine nucléaire est une spécialité médicale qui utilise des matières radioactives pour le traitement et le diagnostic (scintigraphie) ; La méthode d'imagerie repose sur la détection externe des rayons gamma émis après administration dans la régulation des radios pharmaceutiques appropriés, permettant l'exploration fonctionnelle de l'organe d'intérêt.

La scintigraphie est une application de la médecine nucléaire qui s'est développée depuis les années 1950, et elle est basée sur la possibilité de détection avec une très grande sensibilité aux rayonnements émis par les atomes radioactifs,

Les isotopes sont sélectionnés pour leurs propriétés métaboliques et/ou physiopathologiques. En effet, l'élément radioactif est introduit par voie intraveineuse (principalement) dans le corps du patient. Produit seul ou en conjonction avec un transporteur à pour cible un organe ou une pathologie prédéterminés, l'enregistrement de sa distribution, sa concentration et son élimination, se fait par un système de détection adapté appelé « gamma caméra ».[1]

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 control de qualité nous avons intéressé dans cette étude à la résolution spatial.

L'objectif de notre travail est de procéder à la détermination de la résolution spatial du gamma camera installé au niveau de clinique ELBELSSEM, ensuit l'étude de sa variation en fonction de la distance source-détecteur.

Ce mémoire est sciéniidé sur trois chapitres. Dans le premier chapitre (notion sur la scintigraphie) nous avons présenté quelques notions de base sur la médecine nucléaire et ses applications. Le chapitre 2 fait comme objet : matériel et méthode. Alors le dernier chapitre représente nos résultats et discussions. Enfin notre mémoire est achevé par une conclusion générale.

Chapitre I :

Notions sur la scintigraphie

Chapitre I :

Notions sur la scintigraphie

I.1. La médecine nucléaire

I.1.1. Définition

La médecine nucléaire est une spécialité médicale qui utilise les rayonnements émis par des isotopes radioactifs appelés radionucléides, qui sont administrés au patient dans le but de diagnostiquer ou traiter des maladies. Ce travail de thèse se limite à l'imagerie diagnostique, notamment à l'imagerie médicale nucléaire.

I.1.2. Les activités de la médecine nucléaire

I.1.2.1. L'activité diagnostic (scintigraphie)

Les images (pour le diagnostic) sont réalisées à l'aide de détecteurs externes (les gammacaméras) qui sont des détecteurs proportionnels des rayonnements ionisants (émetteurs de photons) et permettent la réalisation d'image mais aussi des quantifications, Autrement dit, cela dépend principalement de l'analyse d'images fonctionnelles.

I.1.2.2. L'activité thérapeutique

Consiste en l'utilisation de produits radioactifs à des fins de soins, par exemple, la destruction de cellules tumorales par injection de produits radioactifs qui iront se fixer directement sur les cellules cible [2].

Les aspects diagnostiques de la médecine nucléaire entrent dans la famille des techniques d'imagerie, et de ce point de vue s'apparentent à d'autres techniques d'imagerie, comme la radiologie, l'imagerie par résonance magnétique ou l'échographie. C'est l'administration d'un traceur radioactif qui est à l'origine de la constitution d'images, décrivant la bio distribution de traceur et la dynamique de son transport à travers l'organisme. Les images radio isotopiques, encore appelées scintigraphies, présentent donc un caractère fonctionnel très affirmé ce qui les distinguent des techniques d'imagerie plutôt morphologique comme la radiologie. Isotopiques, encore appelé s scintigraphies, présentent donc un caractère fonctionnel très affirmé ce qui les distinguent des techniques d'imagerie plutôt morphologiques comme la radiologie.

I.2. Scintigraphie

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'oxygéné (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 $f(x)$.

Différentes spécialités médicales font appels aux examens scintigraphies, afin de mettre en évidence certaines pathologies. Par exemple, - la scintigraphie est utilisée en cardiologie (étude du cœur). Elle permet alors d'étudier le fonctionnement de ce muscle (sa façon de se contracter) et de mettre en évidence d'éventuelles zones ischémiques pendant un effort ou les zones nécrosées (dans le cas de l'infarctus). - la scintigraphie est utilisée en neurologie (étude du cerveau). Elle permet par exemple l'étude de certaines maladies dégénératives (comme la maladie d'Alzheimer), épileptiques, ou infectieuses. - la scintigraphie est utilisée en endocrinologie. Elle permet notamment l'étude de la thyroïde et des parathyroïdes. Par exemple, elle est demandée si l'on suspecte une hyperthyroïdie, voire éventuellement un hypofonctionnement ou une augmentation de volume de la thyroïde (goitre) ou encore pour le contrôle d'une opération chirurgicale. - la scintigraphie est utilisée en oncologie. Elle permet, par exemple, de mettre en évidence des tumeurs ou métastases au niveau des os, ou de repérer les ganglions sentinelles lors d'un cancer du sein. Ces exemples d'examens scintigraphies, sont présentés dans le Tableau I.1.

Tableau I.1. Exemples d'examens scintigraphies réalisés dans les services de médecine nucléaire

Isotope	^{99m} Tc				²⁰¹ Tl	¹²³ I	¹¹¹ In
Energie (keV)	140				75 et 135	159	171 et 245
Période	6 heures				73 heures	13 heures	67 heures
Radio-traceur	^{99m} Tc-HMDP ^{99m} Tc-HDP	^{99m} Tc- HMPAO	^{99m} Tc- nanocolloïde	^{99m} Tc-MIBI	²⁰¹ Tl sous forme ionisée	¹²³ I sous forme ionisée	¹¹¹ In-octreotide
Application	Imagerie des os	Imagerie du cerveau	Imagerie des ganglions sentinelles	Imagerie du myocarde	Imagerie du myocarde	Imagerie de la thyroïde	Imagerie des récepteurs de la somatostatine*
Activité injectée** (MBq)	300-700	350-500	-	250 (repos) 700 (effort)	110	10-15	110-220
Type d'acquisition	Planaire / Tomographique	Tomogra- phique	Planaire / Tomographique	Tomogra- phique	Tomogra- phique	Planaire / Tomographique	Tomogra- phique
Nombre de projection	1	64 ou 128	1	60	60	1	60
Temps par projection	10 min	30 ou 15 s	10 min	30 s	30 s	10 min	30 s
Temps de l'acquisition	10 min	32 min	10 min	30 min	30 min	10 min	30 min

I.3. Gamma caméra

Mesurer précisément les rayonnements gamma n'a pu se faire qu'après la découverte en 1908-1910 de compteurs spéciaux par Hans W. Geiger. Le système de détection a été amélioré par Walter Müller en 1928, avec la mise au point des tubes de comptage permettant de quantifier ces rayonnements. Ces détecteurs sont connus sous le nom de compteurs Geiger Müller. Plus tard dans les années 1940, ces compteurs ont été remplacés par des cristaux à scintillation associés à des photomultiplicateurs. L'évolution significative dans le domaine de l'imagerie nucléaire a continué en 1950 avec l'invention du scanner rectiligne par « Benedict Cassen ». Hal Anger développa en 1957 la gamma-caméra, capable de mesurer la radioactivité d'une surface en une seule fois, plutôt que point par point comme dans le scanner rectiligne. C'est après l'apparition du principe de la tomographie en 1962 que la première caméra SPECT a été développée.

Une gamma-caméra se compose d'une ou plusieurs têtes de détections. Chaque tête se constitue d'un collimateur, d'un cristal scintillant, d'un guide de lumière et de tubes photomultiplicateurs. Un circuit analogique ou digital est associé à une gamma-caméra pour localiser les photons détectés par le cristal. Ce circuit permet une réalisation de la spectrométrie, l'acquisition et le stockage des données ainsi que leur manipulation, les corrections en ligne et le traitement d'image : affichage et manipulation.

Le principe de la caméra d'Anger est résumé par ce qui suit : les photons émis dans toutes les directions par le marqueur radioactif sont sélectionnés par passage au travers du collimateur. Ce

dernier ne laisse passer que les photons ayant une direction bien spécifique. Le photon atteint ensuite le cristal et subit une ou plusieurs interactions en déposant à chaque fois une partie de son énergie jusqu'à son absorption totale. Ces interactions créent des photons de scintillation qui sont guidés aux tubes photomultiplicateurs à l'aide du guide de lumière. Les tubes photomultiplicateurs déterminent l'énergie et la position des photons de scintillation et les transforment en impulsion électrique. La localisation de la distribution radioactive dans le patient est enfin réalisée après le traitement et l'analyse du signal électrique. La description de la gamma-caméra ainsi que son fonctionnement sont détaillés dans le paragraphe suivant.



Figure I.1 : Le gamma caméra

I.3.1. La tête de détection

La tête de détection est composée d'un collimateur, d'un cristal scintillant, d'une série de tubes photomultiplicateurs (PM) et souvent d'un guide de lumière assurant le couplage entre le cristal et les PM ainsi que de l'électronique associée servant au traitement de signal. Un blindage de plomb est utilisé pour protéger la tête de détection, minimiser la détection des rayonnements provenant de sources radioactives en dehors du champ de vision et réduire le bruit de fond. La Figure suivante présente les différents composants de la tête de détection que nous allons détailler de façon schématique.

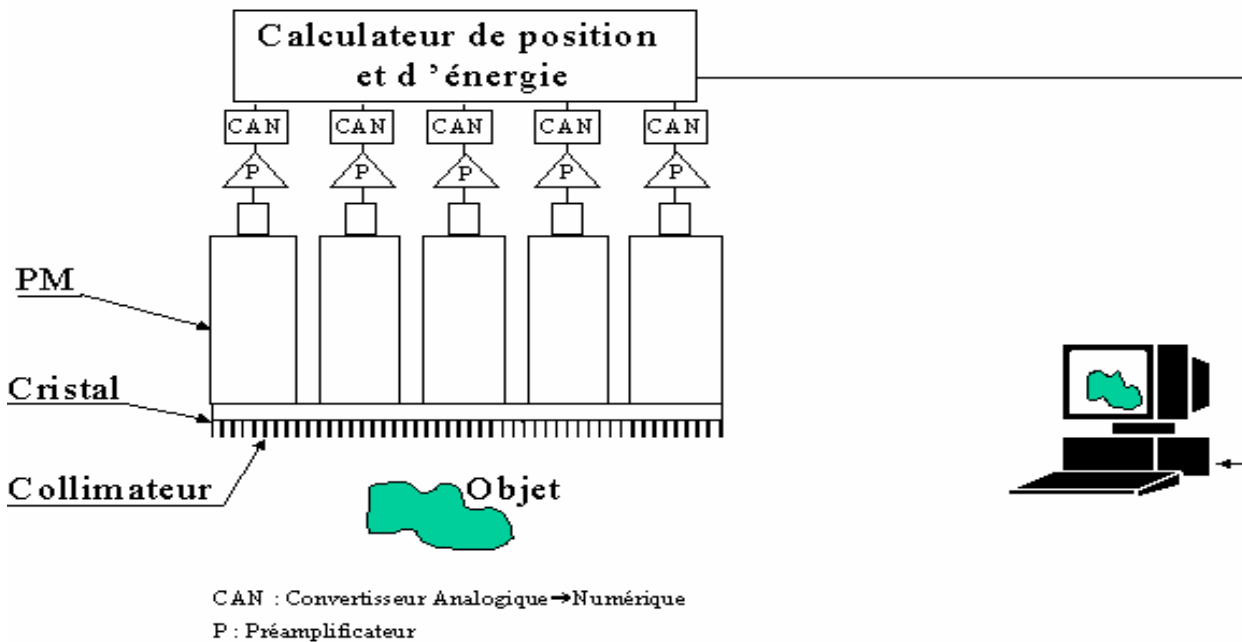


Figure I.2 : Les différents composants de la tête de détection

I.3.1.1. Le collimateur

Un collimateur est une plaque épaisse percée de trous cylindriques ou coniques, à section circulaire ou hexagonale, suivant un système d'axes déterminé. [3]. L'épaisseur séparant deux trous voisins est appelée septum (septa au pluriel). Le collimateur est constitué d'un matériau de numéroatomique élevé, très absorbant pour les photons.

Le rôle d'un collimateur est de laisser passer uniquement les photons arrivant sur la face avant de la gamma-caméra avec une direction spécifique. Les photons sélectionnés atteignent le cristal formant ainsi une projection de la distribution radioactive, et les autres photons sont arrêtés ou absorbés par les septa. Le collimateur détermine donc la direction de la projection.

La plupart des centres hospitaliers utilisent une collimation parallèle (cf. Figure 1.3.a) pour les examens SPECT. Ce type de collimateurs conserve les dimensions de l'image. Les paramètres géométriques (longueur et diamètre des trous, épaisseur des septa, etc.) d'un Collimateur à trous parallèles varient en fonction des énergies des isotopes employés et des examens à réaliser. Certaines cliniques utilisent aussi les collimateurs en éventail (ou fanbeamen anglais) surtout pour l'imagerie d'organes de taille moyenne (cf. Figure I.3.)

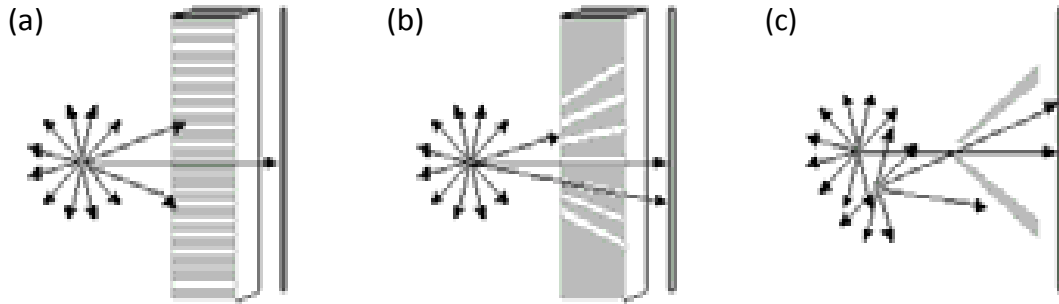


Figure I.3. Différents types de collimateur et leurs géométries correspondantes :
 (a)collimation parallèle, (b) collimation en éventail (fanbeam), (c) collimation sténopé (pinhole).

Le premier collimateur utilisé par H. Anger pour sa caméra de scintillation était un collimateur sténopé (pinhole en anglais) (cf. Figure I.3.c). Après plusieurs décennies désaffection, ce type de collimateurs connaît à nouveau le succès depuis une dizaine d'années surtout avec l'évolution de l'imagerie petit animal. Les collimateurs sténopés sont donc employés en routine clinique pour l'imagerie d'organes de petite taille et superficiels (glande thyroïde, articulations, etc.). La géométrie parallèle est la plus simple du point de vue de la reconstruction, mais les géométries non parallèles ont l'avantage d'augmenter la surface de projection de l'objet, et donc le nombre de photons détectés [4]. Par contre, cette augmentation de taille conduit à des projections tronquées dont il faut tenir compte. Les caractéristiques géométriques du collimateur ont un impact direct sur le champ de vue, la résolution spatiale et la sensibilité du système de détection.

I .3.1.2.Le cristal scintillant

Le cristal scintillant est la partie du gamma-camera où toutes les interactions des photons sont prises en compte. En d'autres termes, le cristal représente la partie « détecteur » de la camera. Les cristaux inorganiques sont des matériaux qui convertissent l'énergie déposée par les particules énergétiques (chargées, photons gamma ou X) en scintillation lumineuse (ou photons « lumineux »). En effet, lorsqu'un photon interagit dans le cristal scintillant par un effet Compton ou un effet photoélectrique, il lui cède respectivement une partie ou toute son énergie. De chaque point d'impact, le cristal à son tour émet des photons « lumineux » ayant une longueur d'onde bien adaptée à un traitement par des tubes photomultiplicateurs.

Un cristal scintillant doit avoir une efficacité intrinsèque élevée, une bonne résolution spatiale intrinsèque et une bonne résolution en énergie. Les matériaux denses et de numéro atomique élevé possèdent un pouvoir d'arrêt élevé, ce qui permet d'améliorer l'efficacité du détecteur. La résolution spatiale et la résolution en énergie dépendent fortement de la grandeur du

signal (scintillation) génère a chaque événement détecte. Les scintillateurs, détecteurs de rayonnement gamma, ont l'avantage d'avoir une efficacité intrinsèque élevée et un cout de fabrication raisonnable. De plus, ils sont disponibles sous plusieurs formes et plusieurs dimensions. L'inconvénient des cristaux scintillants repose sur leur nécessite d'un convertisseur de photons lumineux en une impulsion électrique. Ceci entraine des pertes d'informations (photons lumineux) au niveau de l'interface entre le cristal et le convertisseur (PMT), qui limitent la résolution en énergie du détecteur.

Un cristal peut être soit continu (plat) soit pixélise. L'utilisation d'un cristal scintillant pixélise permet une amélioration de la résolution spatiale au détriment de l'efficacité, de la résolution en énergie et du cout de production .

Le Tableau I.2 présente quatre cristaux scintillants utilisent en routine clinique ainsi que leurs principales propriétés. Ayant des numéros atomiques effectifs et des densités comparables, ces quatre cristaux auront des valeurs d'efficacité presque similaires.

Tableau I.2. Propriétés des principaux scintillateurs utilisés en SPECT.

Scintillateur	Numéro atomique effectif Z	Densité (g/cm ³)	Temps de décroissance (ns)	Longueur d'onde (nm)	Réponse lumineuse relative (% de NaI(Tl))
NaI(Tl)	50	3,67	200	415	100
CsI(Tl)	54	4,5	1000	550	45
CsI(Na)	54	4,51	630	420	85
LaBr ₃ :Ce	47	5,3	25	360	160

La plupart des systèmes SPECT et μ -SPECT (à petit champ de vue) sont équipés d'un cristal d'iodure de sodium dopé au thallium NaI(Tl). Il présente une bonne efficacité pour les photons d'énergie inférieure à 200 keV ainsi qu'un bon rendement lumineux : 13% de l'énergie déposée est réémise sous forme de photons de fluorescence d'énergie 3 keV (415 nm). Il est transparent à sa propre lumière de scintillation, ce qui n'engendre pas de pertes de lumière de scintillation liées à l'auto-absorption. Sa constante de décroissance de 230 ns permet d'enregistrer des taux de comptage de l'ordre de dix mille coups par seconde. Son principal inconvénient est son caractère hygroscopique (sensible à l'humidité) et nécessite donc une isolation hermétique (e.g. couche de

Al_2O_3 , époxy, etc.)[5]. L'épaisseur du $\text{NaI}(\text{Tl})$ est typiquement entre 6 et 10 mm pour les systèmes SPECT et peut atteindre jusqu'à 25,4 mm afin de pouvoir arrêter les photons de plus haute énergie. Le choix de l'épaisseur du cristal est un compromis entre l'efficacité de détection (cristal épais) et la résolution spatiale qui se dégrade quand le cristal devient plus épais.

La résolution spatiale intrinsèque et la résolution en énergie moyennes ainsi que le caractère hygroscopique du $\text{NaI}(\text{Tl})$ ont poussé les chercheurs à développer d'autres scintillateurs inorganiques. Le $\text{CsI}(\text{Tl})$ est par exemple moins hygroscopique que le $\text{NaI}(\text{Tl})$, mais aussi moins performant avec les PMTs, même si le nombre de scintillations lumineuses est 18% plus élevé que celui du $\text{NaI}(\text{Tl})$. Par contre, la détection des photons lumineux générés par le $\text{CsI}(\text{Tl})$ est plus efficace en remplaçant les PMTs par des photodiodes. Le $\text{CsI}(\text{Na})$ possède les mêmes caractéristiques que le $\text{CsI}(\text{Tl})$ avec une scintillation mieux adaptée aux PMTs. Le LaBr_3 a attiré l'attention en PET comme un scintillateur potentiel, mais ses propriétés sont aussi attractives pour la SPECT. Sa réponse lumineuse est très rapide et sa résolution en énergie ($< 6\%$ à 140 keV) est bien meilleure que celle du $\text{NaI}(\text{Tl})$ ($\sim 10\%$ à 140 keV). Récemment, Le LaBr_3 a été aussi utilisé comme détecteur dans les systèmes SPECT petit animal.

Les semi-conducteurs peuvent remplacer les cristaux scintillants et être aussi utilisés comme détecteurs. Ils ne nécessitent pas de tubes photomultiplicateurs parce qu'ils sont capables de convertir directement les photons détectés en impulsions électriques. Ceci entraîne une meilleure précision du signal et une meilleure résolution en énergie. Ils sont compacts et sont opérationnels à bas voltage. Leur principal inconvénient est leur efficacité intrinsèque, surtout pour les photons de haute énergie, et leur coût de fabrication élevé. Le CdTe et le CdZnTe (ou CZT) sont les détecteurs semi-conducteurs les plus connus. [6]

I.3.1.3. Le guide de lumière

Le guide de lumière assure le couplage optique entre le cristal et les tubes photomultiplicateurs. Il est fait d'un matériau possédant un indice de réfraction proche de celui du cristal scintillant, de façon à optimiser le transport de la lumière vers les PMTs[7]. La forme du guide de lumière est soigneusement adaptée à la forme de la photocathode du PMT.

Le guide de lumière aide également à réduire les variations d'efficacité de collection de la lumière par les PMTs : la perte de lumière engendrée par les espaces morts qui ne couvrent pas la face d'entrée des PMTs, est réduite par le guide de lumière qui collecte la lumière émise dans ces espaces morts et la dirige vers la photocathode du PMT. Dans les premières

gamma-caméras, le guide de lumière a considérablement contribué à améliorer la linéarité de la réponse de détection, au détriment de la résolution spatiale intrinsèque. Actuellement, les PMTs disponibles permettent une couverture optimale de la surface du cristal (donc une réduction des espaces morts) et le guide de lumière est remplacé de plus en plus par des méthodes de correction automatique d'uniformité.



Figure I.4 : Guide de lumière

I.3.1.4. Les tubes photomultiplicateurs (PM)

Un tube photomultiplicateur (cf. Figure I.5) sert à convertir les photons « lumineux » issus de la scintillation dans le cristal en un signal électrique exploitable par les circuits électriques.

Le PMT est un tube à vide en verre de forme cylindrique, hexagonale ou carrée. Il contient à l'entrée une photocathode (potentiel négatif) et à la sortie une anode (potentiel positif) entre lesquelles se trouve un ensemble d'électrodes, appelées dynodes. Une gamma- caméra comporte entre 50 et 100[4] tubes photomultiplicateurs posés à la face du guide de lumière.

Les photons de scintillation provenant du cristal sont guidés par le guide de lumière vers la photocathode du PMT pour interagir avec celle-ci. Un électron est alors produit par effet photoélectrique. L'électron sort de la photocathode avec une énergie correspondant à celle du photon incident et suit des lignes de champ, créées par des électrodes mises à un certain potentiel, pour atteindre la première dynode. L'interaction de l'électron accéléré avec la première dynode provoque un mécanisme appelé émission secondaire, qui ressemble à l'effet photoélectrique mais

avec un électron comme particule incidente. D'autres électrons de plus faible énergie que celle de l'électron incident, sont donc émis par cette émission secondaire. Chaque dynode est maintenue à une valeur de potentiel plus importante que la précédente. Grâce à la différence de potentiel, ces électrons sont eux aussi accélérés en direction de la deuxième dynode, et le processus continue jusqu'à l'anode. La structure de la chaîne des dynodes est telle que le nombre d'électrons émis augmente toujours à chaque étape de la cascade. Les électrons finalement collectés au niveau de l'anode donnent une impulsion électrique mesurable en sortie.

Les tubes photomultiplicateurs ont un facteur d'amplification de l'ordre de 10^6 avec un bruit relativement bas. Ils sont caractérisés aussi par leur rendement de conversion, défini par le nombre de photoélectrons émis par la photocathode sur le nombre de photons incidents. Ce rendement, connu aussi sous le nom de rendement quantique, dépend de la longueur d'onde de la lumière incidente. L'inconvénient majeur des PMTs est leur faible rendement quantique (~20%) qui engendre une perte significative du signal affectant ainsi la résolution en énergies la résolution spatiale intrinsèque. De plus, les PMTs conventionnels sont volumineux, cher très sensibles à l'influence de l'environnement (température, humidité, champ magnétique) ainsi qu'à leur vieillissement.

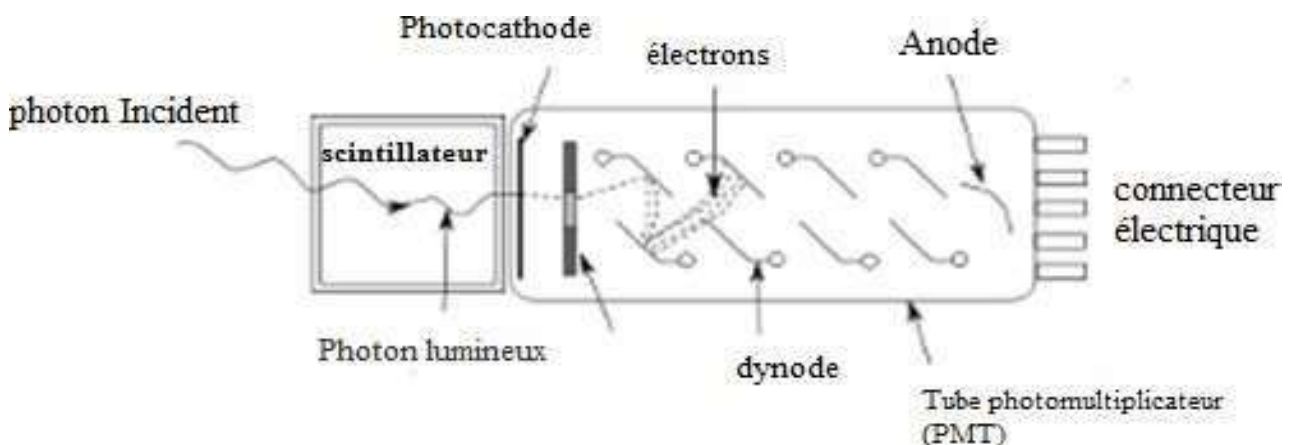


Figure I.5. Schéma d'un tube photomultiplicateur couplé à un scintillateur.

Les PMTs n'apportent pas de localisation intrinsèque parce qu'il n'y a aucun moyen de savoir quelle partie de la photocathode a réagi avec les scintillations. Ils ont donc été remplacés par des tubes photomultiplicateurs sensibles à position (ou PSPMT pour Position Sensitive PhotoMultiplier Tube) qui sont essentiellement des matrices de PMTs [7].

Le principe de base d'un PSPMT consiste à produire une cascade d'électrons secondaires autour de la position initiale d'interaction du photon lumineux sur la photocathode bi-alkaline. Le processus de multiplication de ces électrons secondaires est effectué par plusieurs étages de dynodes qui produisent un nuage de charges. Une anode à fils croisés est placée entre les deux dernières dynodes et assure la collection de la charge.

L'avantage des PSPMTs repose sur leurs facteurs d'amplification très élevés et leur capacité de localisation des événements à quelques millimètres près. Les PSPMTs sont plus compacts et recouvrent plus efficacement la surface du détecteur que les PMTs. Les PSPMTs

Sont mieux adaptés aux détecteurs pixélisés et sont, comme les PMTs, influencés par les facteurs de l'environnement.

D'autres convertisseurs ont remplacé les PMTs, incluant les photodiodes à avalanche (APD pour Avalanche Photodiode), les photodiodes à avalanche sensibles à position (PSAPD pour Position Sensitive Avalanche Photodiode) et les photomultiplicateurs à Silicium (ou Silicone Photomultiplier).[8]

I.3.1.5. L'électronique associée

La quantité de lumière captée par chaque PMT est inversement proportionnelle au carré de sa distance au lieu de la scintillation. Après conversion, le signal électrique est traité par un circuit, dit circuit d'Anger du nom de son inventeur (cf. Figure I.7), permettant la détermination des coordonnées du point d'interaction du photon dans le cristal et la valeur de l'énergie qu'il y dépose.

Un circuit de calcul analogique détermine les coordonnées X et Y de la scintillation en tant que

« Centre de gravité » des signaux délivrés par les différents PMTs. La logique du circuit d'Anger suppose que les différents PMTs produisent des tensions continues à travers un réseau de résistances.

Chaque PMT est relié à quatre plaques collectrices, dont deux fournissent le positionnement selon l'axe des abscisses (X^+ , X^-) et les deux autres fournissent le positionnement selon l'axe des ordonnées (Y^+ , Y^-).[9] La liaison se fait par des résistances dont la valeur est inversement proportionnelle à la distance qui sépare le PMT d'une plaque donnée (cf. Figure I.5). Les courants s'additionnent sur les plaques en livrant quatre signaux qui représentent les distances de la scintillation par rapport aux plaques. Les coordonnées de l'interaction sont données par :

$$X = \frac{(K^+ - K^-)}{Z} \tag{1}$$

$$Y = \frac{(F^+ - F^-)}{Z}$$

Où K est une constante et Z est la quantité de lumière émise lors de l'interaction du photon dans le cristal. Z est donc proportionnel à l'énergie déposée et elle est égale à la somme des signaux de tous les PMTs :

$$Z = X^+ + X^- + Y^+ + Y^- \tag{2}$$

Le signal Z est ensuite envoyé à un analyseur de signaux simple canal à deux niveaux de discrimination, ce qui permet de fixer une fenêtre spectrométrique. Les gamma-caméras peuvent être équipées de plus qu'un seul analyseur afin de permettre l'acquisition de plusieurs fenêtres spectrométriques simultanément, comme dans le cas où plusieurs radionucléides d'énergies différentes sont présents.

Le réseau de résistances est suivi par des Convertisseurs Analogique-Numérique (CAN) de façon à pouvoir connecter la gamma-caméra à des systèmes de traitement de données [9].

Actuellement, les caméras digitales ont presque remplacé les caméras analogiques. Ces nouvelles caméras permettent de calculer le positionnement de la scintillation indépendamment de l'énergie du photon en numérisant séparément le signal issu de chaque PMT.

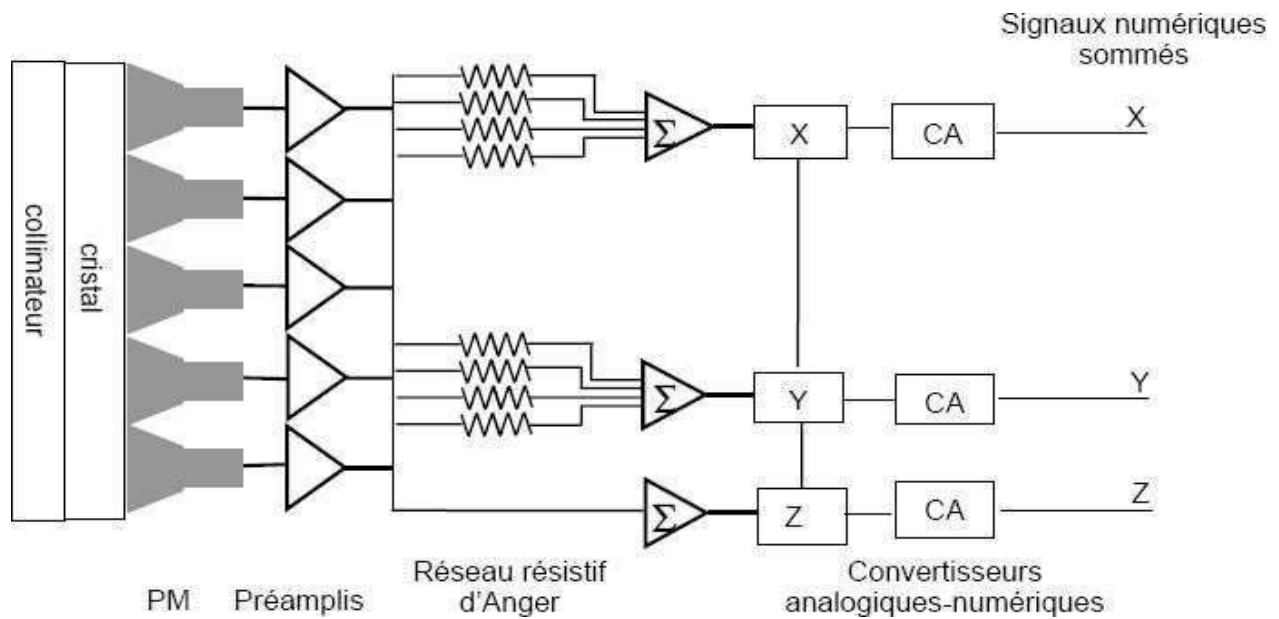


Figure I.6. Schéma de principe d'une gamma-caméra à logique d'Anger.

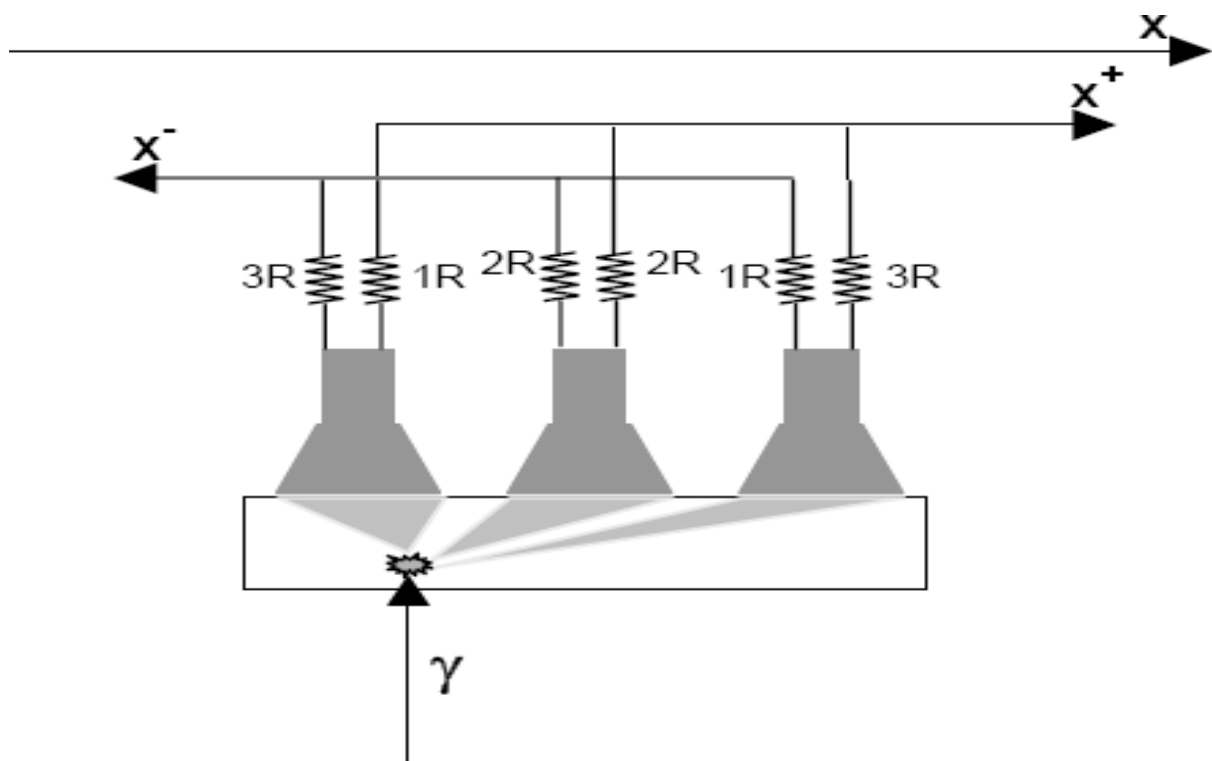


Figure I.7. Principe du calcul de la position du point d'interaction dans le cristal.

Dans ce travail de thèse, la gamma-caméra utilisée et décrite plus tard est équipée d'un PSPMT, c'est pourquoi nous détaillons ici cette technologie.

Comme dans le circuit d'Anger, quatre signaux de sortie sont collectés par deux réseaux de

résistances, l'un connectant les fils dans la direction X et l'autre dans la direction Y . Les coordonnées du point d'émission des photons lumineux sont calculées à partir des signaux X_A, X_B, Y_A et Y_B suivant les formules suivantes :

$$X = \frac{X_A - X_B}{X_A + X_B} \quad (3)$$

Ou

$$X_A = \sum_{i=1}^N (X_i / i) \quad (4)$$

$$X = \sum_{i=1}^N \frac{V_i}{N - (i-1)^B} \quad (5)$$

N étant le nombre de fils maximum dans chaque direction. Les mêmes formules sont utilisées pour calculer la position en Y .

I.4. L'acquisition des données

I.4.1 Le mode planaire

I.4.1.1 Le mode planaire statique

En mode statique, les informations temporelles relatives aux photons détectés ne sont pas exploitées. On exploite uniquement les informations spatiales. [10]

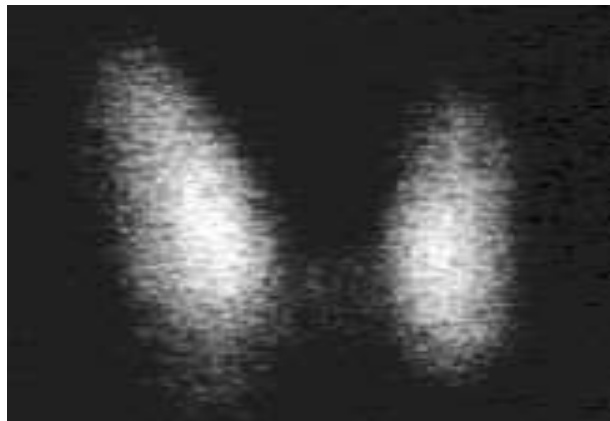


Figure I.8 : Scintigraphie thyroïdienne

I.4.1.2. Le mode planaire Corps Entier (CE) Ce mode est appliqué Lorsque la région à explorer est de dimension supérieure au champ de vue de la caméra, certaines caméras permettent le balayage par un déplacement à vitesse constante de la tête de détection.

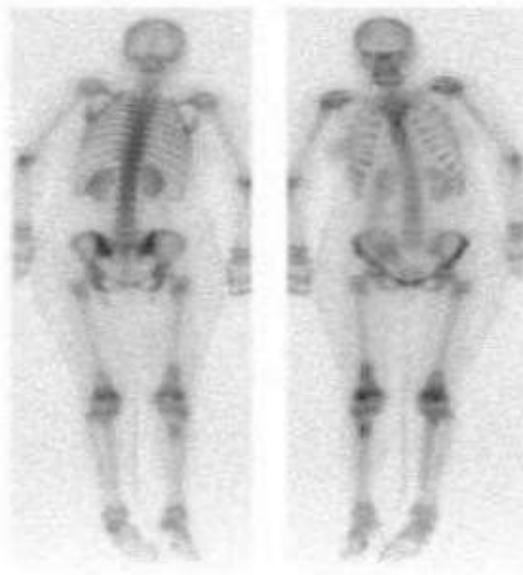


Figure I.9 : un balayage «corps entier» obtenu en déplaçant la gamma-caméra à vitesse constantedans le cas d'une scintigraphie osseuse

I.4.1.3 .Le mode Dynamique

La scintigraphie en mode dynamique consiste à acquérir des séquences indexées par le temps pour obtenir des informations quantitatives sur le fonctionnement de certains organes tels le cœur, les poumons et les reins. Les données acquises sont traitées de façon à produire des courbes« activité-temps » afin d'étudier le taux de fixation ou d'élimination du radiotraceur dans l'organeexaminé. [11].

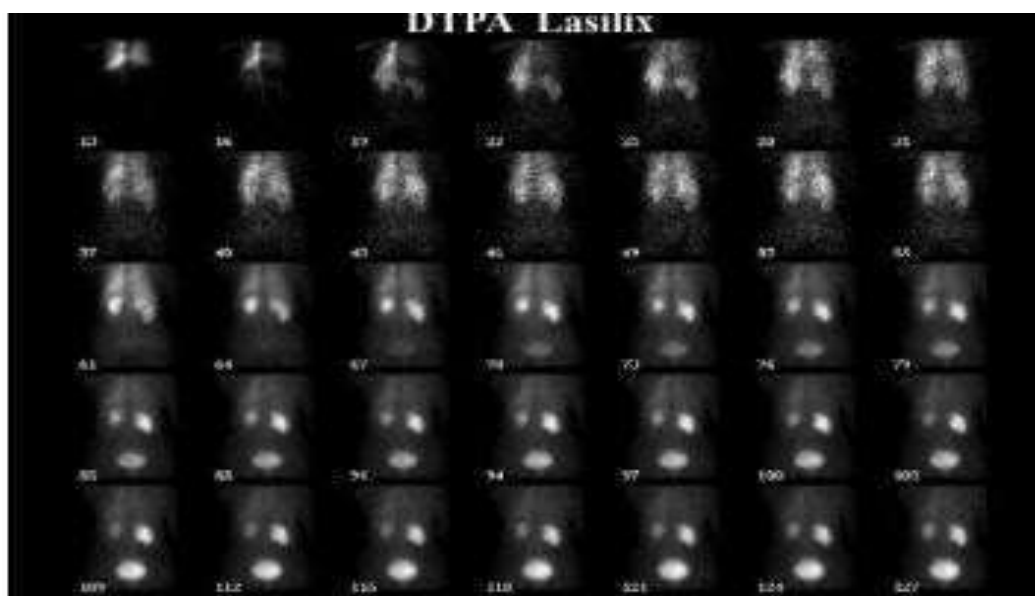


Figure I.10: Scintigraphie rénale dynamique

I.4.1.4. Le mode planaire Synchronisée ECG

Il s'agit d'une acquisition synchronisée dans le temps par exemple scintigraphie myocardique synchronisée avec les cycles de battement du cœur.

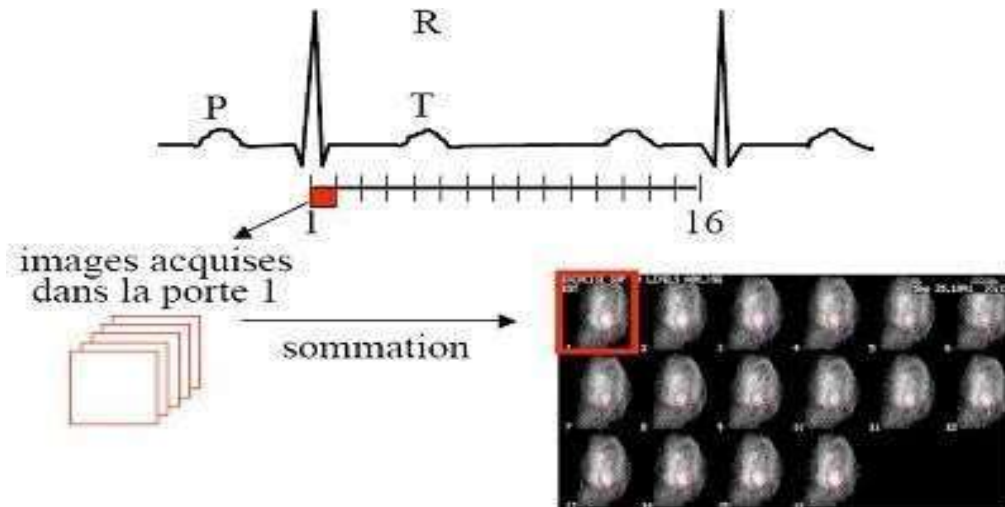


Figure I.11. Mode d'acquisition synchronisé.

I.4.1.5. Le mode tomographique

En mode tomographique, on cherche à obtenir des informations bidimensionnelles de la distribution tridimensionnelle sous différentes vues angulaires. Cela est possible soit en faisant tourner la tête de détection de la gamma-caméra autour de l'objet étudié.

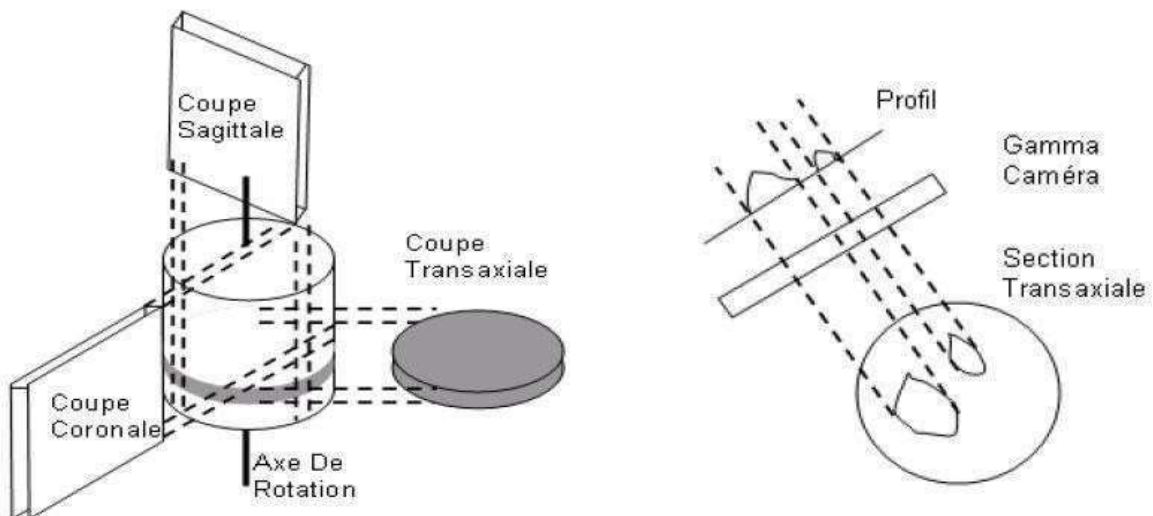


Figure I.12. (a) Orientation des coupes reconstruites, (b) Profil obtenu avec un gammacaméra.

I.4. Contrôle de qualité

I.4.1. Définition

Le contrôle qualité est l'ensemble des opérations (prévision, coordination, réalisation) visant à maintenir ou à améliorer la qualité de fonctionnement de la gamma- caméra. Dans son application à une procédure de diagnostic, le contrôle de qualité englobe la surveillance, l'évaluation et le maintien à un niveau optimal de toutes les caractéristiques qui peuvent être définies, mesurées et régulées. [12]

I.4.2. Différents tests de contrôle 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 : [13]

Tableau I.3. Les différents tests de contrôle de qualité liés à la calibration du gamma caméra

Les control périodique	Autre teste de contrôle qualité
<ul style="list-style-type: none"> • L'uniformité intrinsèque • La résolution spatiale intrinsèque • La linéarité spatiale intrinsèque • Teste de centre rotation de défirent collimateur 	<ul style="list-style-type: none"> • Test de l'uniformité planaire : l'uniformité intégrale et l'uniformité différentielle. • Test de La sensibilité • Test du taux de comptage • Test de la résolution en énergie • Taille de pixel

Chapitre II :

Matériaux et Méthodes

Chapitre II :

Matériaux et Méthodes

Introduction

L'un des principaux facteurs qui caractérisent les performances d'un gamma caméra est la résolution spatiale.

La résolution spatiale globale R d'un gamma caméra est limitée d'une part par la résolution R_c de collimation, d'autre part par la résolution intrinsèque R_i du détecteur.

Elle est mesurée en largeur à la moitié de la hauteur de la fonction d'étalement du point PSF (point spread function) obtenue en réalisant une image d'une source ponctuelle, et une connaissance précise de la fonction PSF qui est indispensable pour la caractérisation du système d'imagerie.

Nous avons effectué cette étude au niveau de clinique Elbelsem situé dans la ville de Bordj bouariridj. L'objectif de ce travail est proposé une procédure pour la détermination de la résolution spatiale ainsi d'étudier sa variation en fonction de la distance source-détecteur.

Dans ce chapitre, nous examinons comment mesurer cette résolution et les étapes pour déterminer la résolution spatiale.

II.1. Préparation de la source radioactive

TC 99m (6 heures), préparé en labo chaud grâce au générateur de Tc.

Ce générateur permet d'extraire le TC 99m obtenu par la désintégration d'un isotope radioactif : le Mo 99, lui-même obtenu par fission nucléaire de l'uranium. Le générateur se compose d'un arbre cylindrique pour échanger un anion d'alumine (Al_2O_3) avec le produit de fission Mo-99 et adsorbé sur celui-ci, qui est contenu dans un blindage de plomb pour la radioprotection.[14]

Le plomb bloque les rayonnements gamma (Tc) et bêta (Mo). Environ 5 à 10 g d'alumine sont utilisés dans la colonne. Le technétium-99M est extrait dans une fiole à vide en utilisant une solution saline normale à 0,9% sans éliminer le molybdène, par chromatographie sur colonne, familièrement connue sous le nom de molaire de vache (lait). Ceci est également défini comme un rinçage.[15]

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 labo chaud de clinique Elbelssem



Figure II.2. Générateur Tc de clinique Elbelssem**II.1.1. Le technétium 99 métastable**

Le technétium 99 métastable (Tc99m) est très utilisé car il a de nombreux avantages. Sa demi-vie de 6 heures est suffisamment longue pour permettre le suivi des processus physiologiques mais assez courte pour limiter l'irradiation. C'est le résultat de la désintégration du noyau de molybdène 99 (instable) en un noyau stable ou plus stable, qui est le technétium 99m, et ce dernier est dans un état excité, ce qui se traduit par l'émission de rayons gamma d'énergie keV 140. Cette énergie est suffisante pour traverser les tissus vivants et peut être efficacement interceptée par les cristaux d'iodure de sodium utilisés dans les gammagraphes. Il peut se lier à de nombreuses molécules biologiques, ce qui permet son utilisation dans les scintigraphies osseuses, ainsi que dans les études de perfusion cardiaque ou cérébrale.[16]

II.2. Procédure de la mesure

A la clinique Elbelssem, nous avons effectué la mesure à l'aide d'un appareil gammagraf, qui est du type Mediso Any scan S et de paramètres d'acquisition :

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

Dans le premier chapitre nous avons rappelé le principe de fonctionnement du collimateur, et les différentes méthodes pour déterminer sa réponse impulsionnelle, en raison du fonctionnement du collimateur.

En ajustant la distance entre le collimateur et la source ponctuelle pour obtenir des images différentes, nous déterminons la meilleure résolution spatiale du gammagraf.

Le Tc99m après préparation dans le générateur est transféré dans un conteneur en verre qui est placé dans un autre conteneur de protection en plomb, puis la source radioactive est retirée par une seringue contenant du plomb pour éviter toute irradiation puis placée sur un gammagraf puis la distance entre cette source radioactive et le collimateur est modifiée on part de la distance source détecteur de 6 cm dans la première image. Puis à chaque fois qu'on augmente la distance précédente de 11 cm, on

obtient 9 images qui sont calculées à l'aide du programme image j .



Figure II.3. Le gamma camera de clinique Elbelsem

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

La résolution spatiale est définie par la distance minimale séparant deux sources radioactives ponctuelles dont le détecteur fournit deux images distinctes. En effet, l'image d'une source ponctuelle n'est pas un point mais une tache. La résolution spatiale est mesurée par la largeur à mi-hauteur (en anglais **FWHM** pour **F**ull **W**idth **H**alf **M**aximum) de la fonction de dispersion ponctuelle PSF (Point Spread Function) obtenue en faisant l'image d'une source ponctuelle (figure II.1) ou par présentation MTF (Modulation Transfer Function) pour bien présenter le degré du système à restituer l'objet, on prend en considération aussi les événements diffusés par un effet Compton et la pénétration des septa . [17]

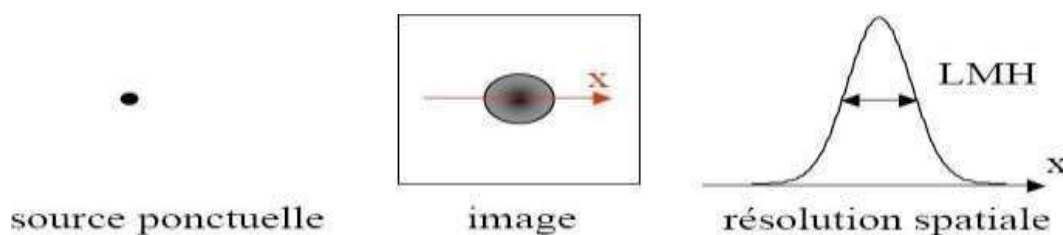


Figure II.4 : La Largeur à Mi-Hauteur (LMH) d'une source ponctuelle

La résolution spatiale R d'une gamma-caméra est le résultat de la contribution de la résolution spatiale intrinsèque R_i et de la résolution spatiale R_c du collimateur. La résolution intrinsèque R_i est fixe et vaut entre 3 et 4 mm pour les caméras récentes, par contre la résolution spatiale R_c du collimateur est en fonction de la distance entre la source et le collimateur. La résolution R s'exprime en fonction de R_i et R_c de la façon suivante:

$$R = \sqrt{R_c^2 + R_i^2} \quad 6$$

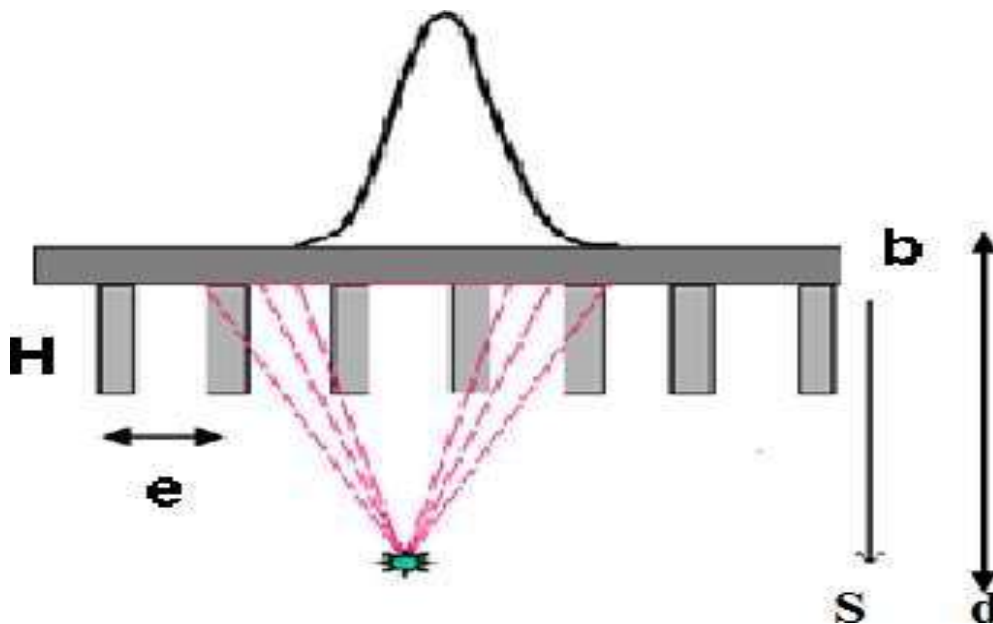


Figure II.5: Image schématique d'un collimateur parallèle

Après le processus de mesure de la résolution spatiale PSF, nous obtenons les images 1 à 9 et nous les transférons une par une vers le logiciel image j 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.

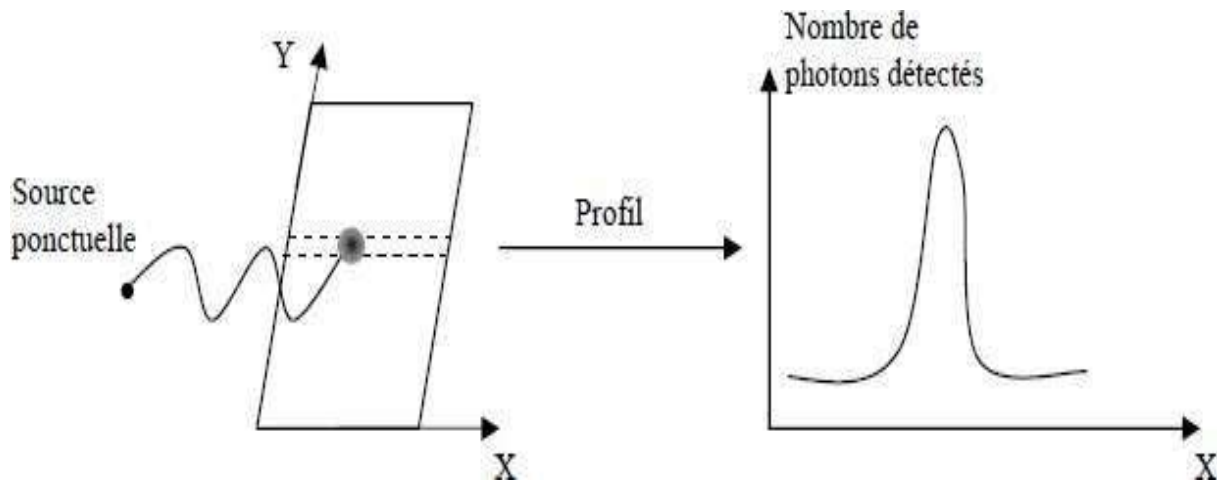


Figure II.6. Mesure de la résolution spatiale d'un gamma-camera, donnée par la largeur à mi-hauteur de la fonction de dispersion ponctuelle.

Chapitre III :

Résultats et discussion

Chapitre III :

Résultats et discussion

Introduction

Notre étude sert à déterminer la résolution spatiale d'un gamma caméra de PSF suivant X et suivant Y en fonction des différents variables tel que la distance.

Après les expériences que nous avons fait à la clinique de la scintigraphie **Elbelssem** dans l'objectif de déterminer la résolution spatiale et étudier sa variation en fonction de la distance source-détecteur. Des images d'une source ponctuelle de Tc99m sont obtenues aux différentes distances source-détecteur, ensuite pour établir les différentes résolutions spatiales nous avons utilisé le logiciel image j ce qui est à propos un logiciel libre, qui fonctionne aussi bien sous plate-forme Windows, Mac ou Linux. Initialement développée pour analyser des images médicales par « National Institute of Health », c'est un outil très versatile pour effectuer des mesures physiques à partir d'images ou de vidéos.



Figure III.1. Logicielle Imagej

III.1. Résolution spatial suivant X

Nous présentons ici comme exemple les résultats obtenus avec la distance source- détecteur 6 cm, après l'acquisition par la gamma caméra en utilisant une source ponctuelle nous avons obtenu l'image donnée par la figure ci-dessous :

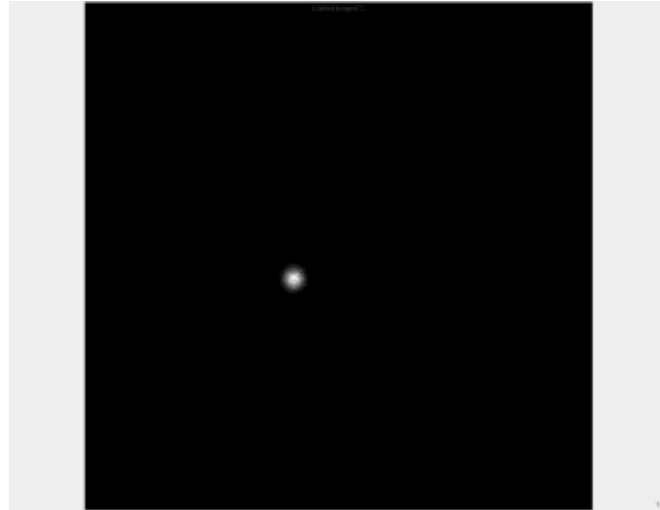


Figure III.2. image PSF a distance 6 cm

En utilisant le logiciel imagej nous avons pu de déterminer le profil suivant x (PSF) comme il montre la figure II.6 à partir du profil nous avons établi la résolution spatiale en évaluant la largeur à mi-hauteur du profil qui est une fonction presque gaussienne figureIII.3.

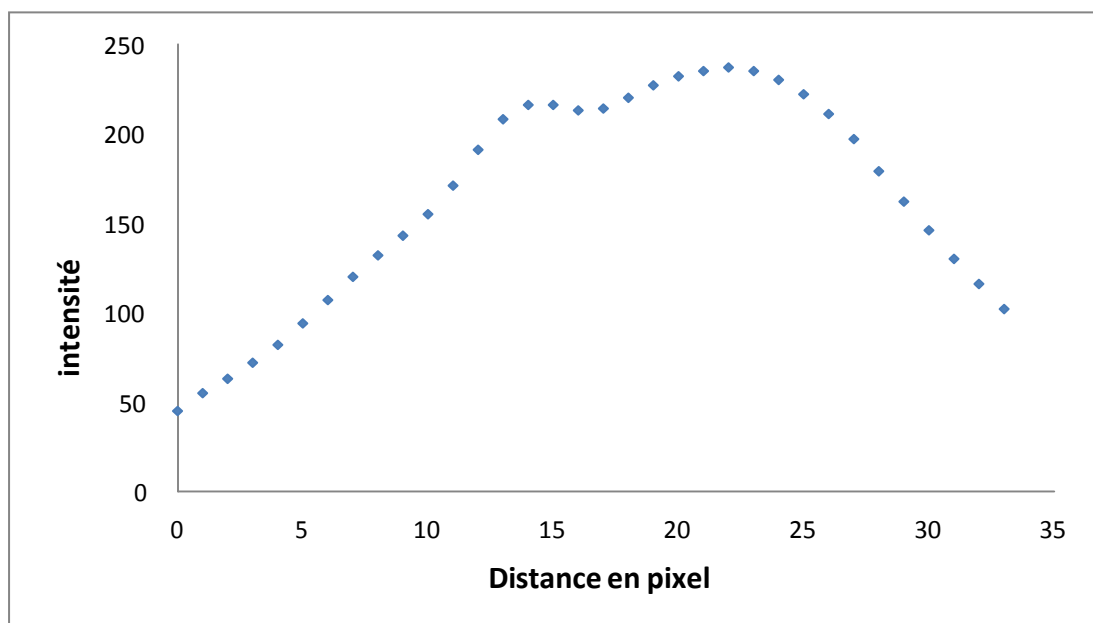


Figure III.3: PSF suivant x pour l'image 1

La résolution spatiale est obtenue en termes de pixel, puis nous avons multiplié par la dimension d'un pixel pour l'avoir en mm.

Les résolutions spatiales obtenues suivant l'axe x et pour les différentes distances source-détecteur sont récapitulé dans le tableau III.1.

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

D en cm	6	17	28	39	50	61	72	83	94
RS en pixel (FWHM)	25	27	41	63	64	88	89	92	132
RS en mm	29.575	31.941	48.503	74.529	75.712	104.104	105.287	108.836	156.156

RS : Résolution spatiale, **D** : distance source-détecteur intensité

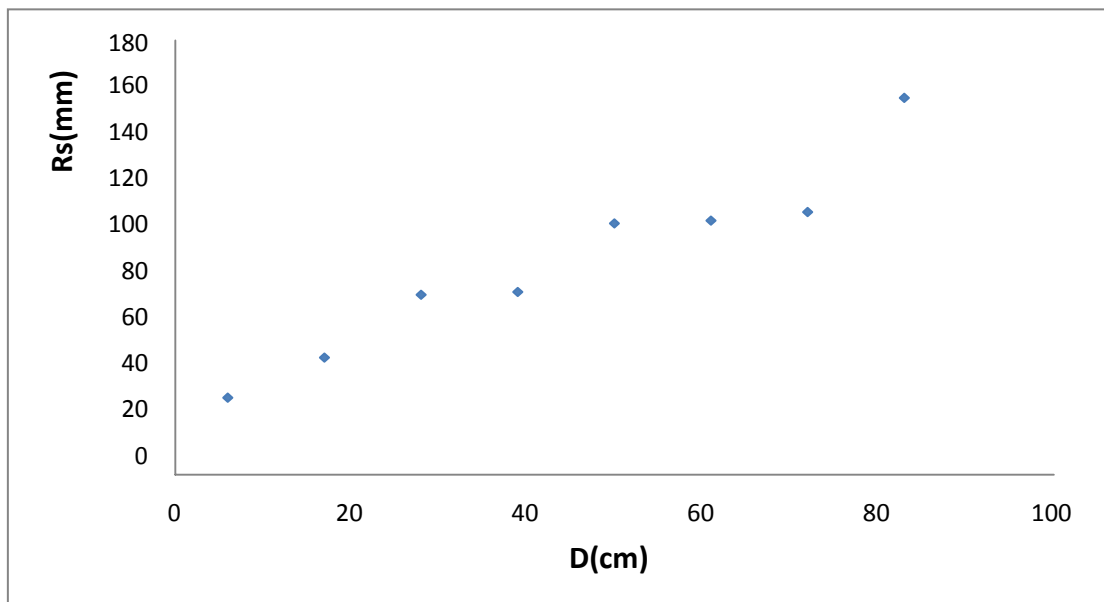


Figure III.4 : la variation de la résolution spatiale d'un gamma caméra en fonction de la distance suivant X

La figure III.4 montre l'évolution de la résolution spatiale en termes de distance, où nous remarquons qu'elle augmente d'une valeur minimale de 29,575 à une valeur maximale de 156,156.

III.1. Résolution spatiale suivant Y

Nous avons répété le même processus pour suivant Y : A distance 6cm :

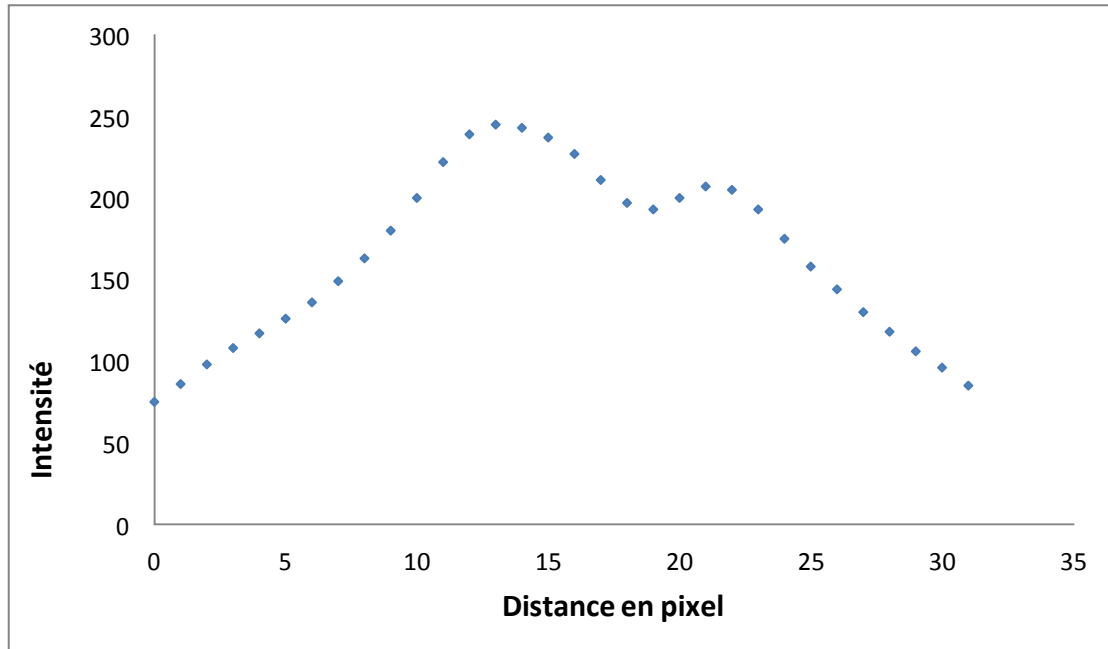


Figure III.5: PSF suivant Y pour l'image 1

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

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

Distance en cm	6	17	28	39	50	61	72	83	94
Rs en pixel (FWHM)	24	37	50	54	67	77	80	83	109
Rs en mm	28.392	43.771	59.15	63.882	79.261	91.091	94.64	98.189	128.947

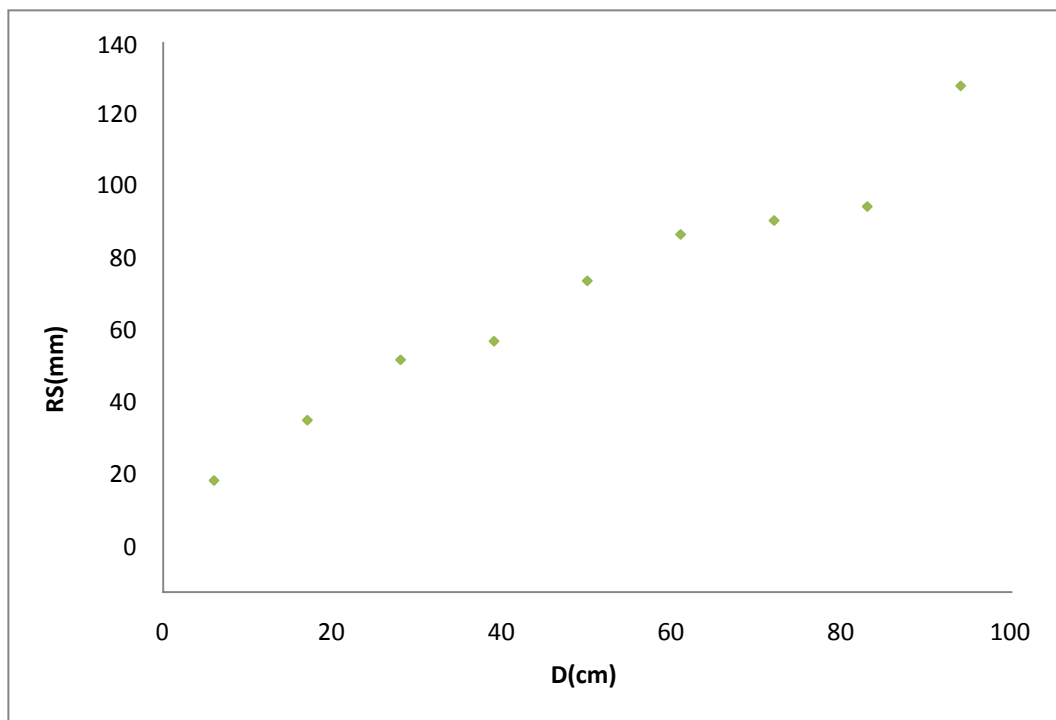


Figure III.6: la variation de la résolution spatiale d'un gamma caméra en fonction de la distance suivant Y

La figure III.6 montre l'évolution de la résolution spatiale en fonction de distance, où nous remarquons qu'elle augmente D'une valeur minimale de 28 392 à une valeur maximale de 128,947.

III.2. Conclusion

La distance joue un rôle très important dans le calcul de la résolution spatiale d'un gamma caméra.

Par conséquent, le choix de la distance est très important pour obtenir une bonne résolution spatiale du gamma caméra, qui donne une bonne qualité d'image sans bruit, de sorte que plus la distance diminue, meilleure est la résolution spatiale.

Conclusion générale

Dans ce mémoire, nous avons utilisé Logiciel imagej pour effectuer des mesures physiques à partir d'images ou de vidéos. Et grâce à elle, nous pouvons mesurer la PSF à travers les images que nous obtenons grâce à la procédure de la mesure.

Nous avons calculé de la résolution spatiale de la gamma caméra en fonction de la variable distance que nous calculons par la largeur à mi-hauteur (**FWHM**) de la fonction de dispersion ponctuelle PSF en divisant la valeur maximale par 2 et extraire la différence entre les deux valeurs en pixel et convertis-le en millimètres .

En conclusion, changer la distance est très important pour mesurer la résolution spatiale, car plus la distance est grande, plus la valeur de la résolution spatiale est grande, et donc elle a une résolution spatiale faible. et plus la distance diminue, la résolution spatiale est meilleure.

Références Bibliographiques

- [1] Narjes BEN AMEUR, Mémoire de Master, Institut Supérieur des Technologies Médicales de Tunis, (2010/2011).
- [2] LADOUR NADIA, Mémoire de Master, Université Mohamed El Bachir Elibrahimi –Bordj Bou Arreridj, (2017/2018)
- [3] Gopal B. Saha, “Physics and Radiobiology of Nuclear Medicine ”, (springer science + business media, LLC, 233 Spring strett new york NY 10013, usa), (2006).
- [4] Gullberg G.T ” Review of convergent beam tomography in single photon emission computed tomography”, (Phys. Med. Biol. 37),(1992), p 507-534.
- [5] GaGlione R, ” Electronique d’acquisition d’une gamma-caméra “, (2005), p11.
- [6] Joe AOU, Thèse de doctorat, Université Blaise Pascal (U.F.R. Sciences et Technologie) ,2010.
- [7] Zeniya T. ”Use of a compact pixellated gamma camera for small animal pinhole SPECT imaging”, (Ann. 7ucl. Med. 20), (2006) , p 409-416.
- [8] Joe AOU, Thèse de doctorat, Université Blaise Pascal (U.F.R. Sciences et Technologie) ,2010.
- [9] Coequyt S, ”La médecine nucléaire”, Faculté de médecine de Lille, (1998), p.114-116.
- [10] Buvat I, “Tomographie d’émission mono photonique et tomographie d’émission de positon”, (2006).
- [11] Wells R.G, ” Reducing bladder artifacts in clinical pelvic SPECT images (J. 7ucl. Med. 45), (2004), p 1309-1314.
- [12] Narjes BEN AMEUR, Mémoire de Master, Institut Supérieur des Technologies Médicales de Tunis, (2010/2011).
- [13] Narjes BEN AMEUR, Mémoire de Master, Institut Supérieur des Technologies Médicales de Tunis, (2010/2011).
- [14] Thrall JH, Ziessman HA, ” Medicina Nuclear. Guanabara Koogan”,(2^a ed) , (2003) . P. 51-64.
- [15] Oliveira, R., Santos, D.; Ferreira, D.; Coelho, P., Veiga F, “Preparações Radio farmacêuticas e suas aplicações. Revista Brasileira de Ciências Farmacêuticas”, (V 42, n. 10), (2006) ,p 151 – 165.
- [16] Sana ABIDI Zohra MLAOUHI , mémoire de master , Institut Supérieur des Technologies Médicales de Tunis,(2007 \ 2008) .
- [17] Mestass C et Allemand R, “Les compromis physiques de la détection nucléaire-Médecine nucléaire et imagerie métabolique”, (1994), p.303-309.

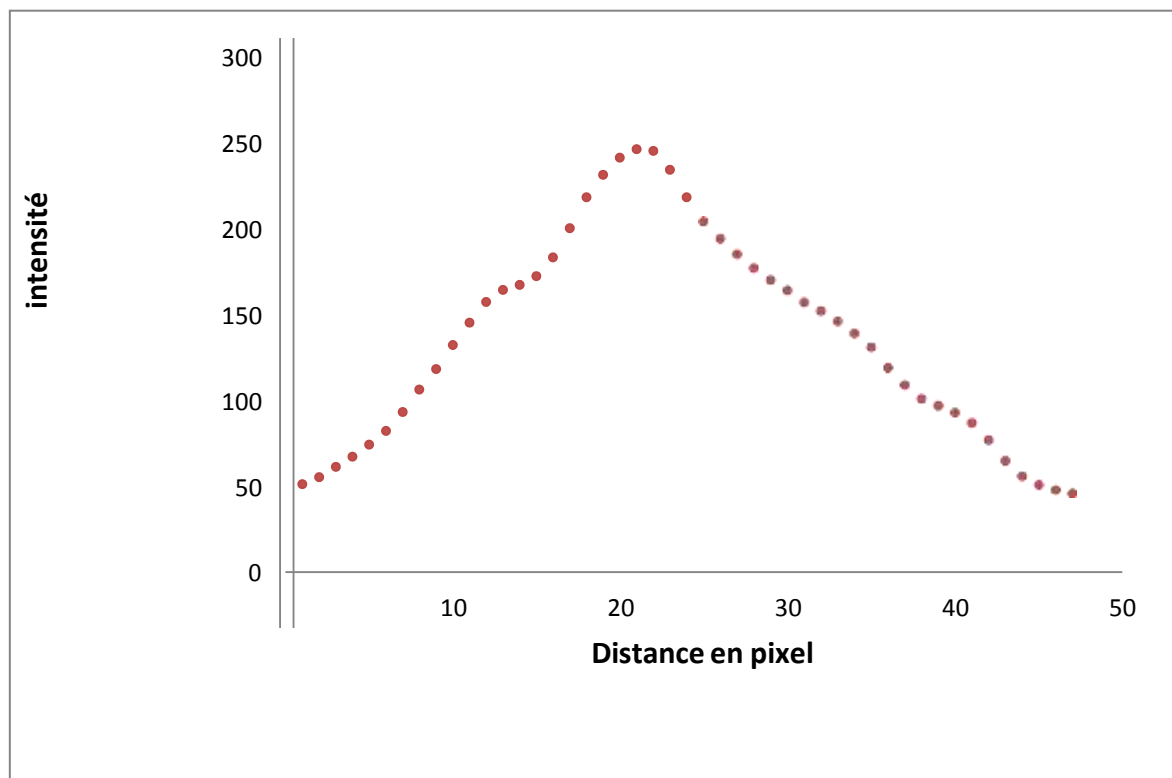
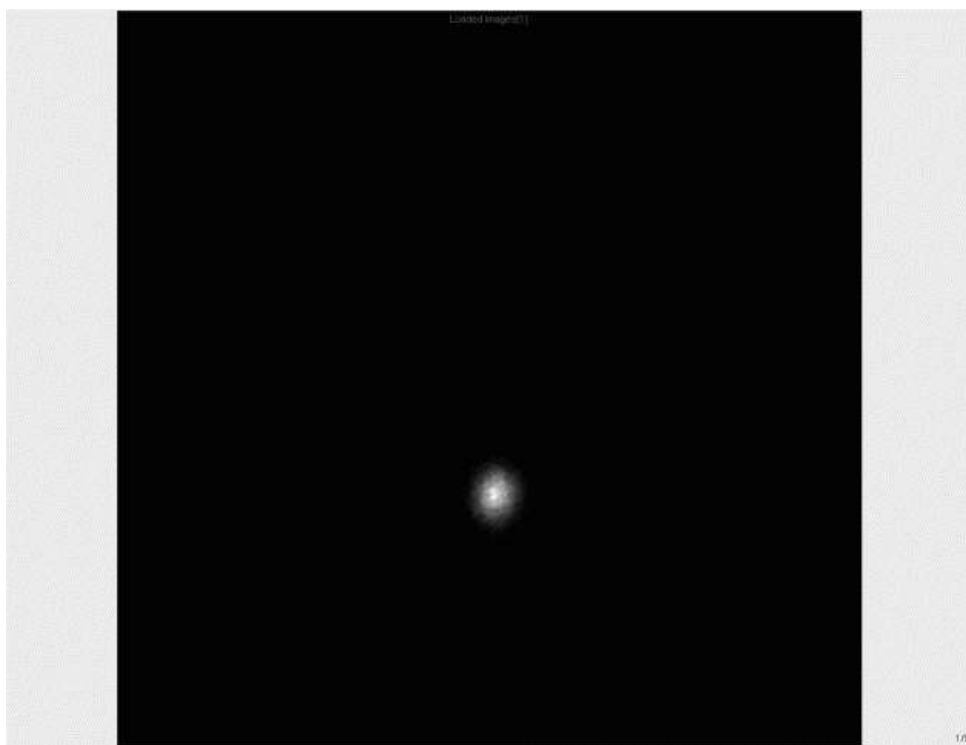
Annexe 1 Pour tous les résultats suivant X

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

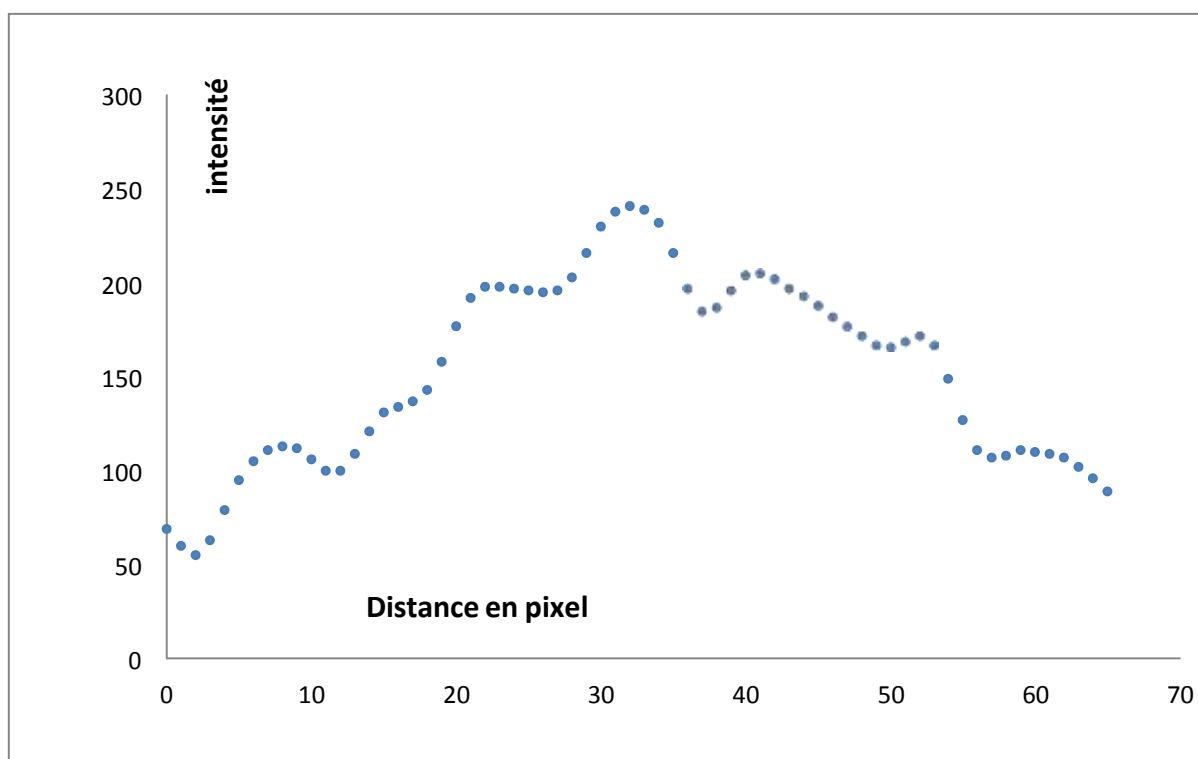
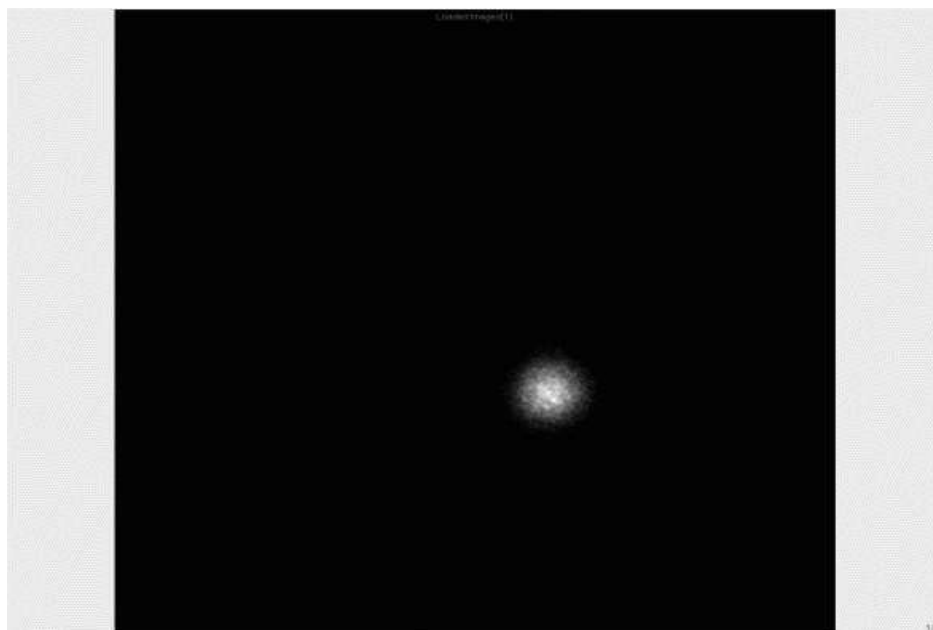


Figure A.2: PSF suivant x pour l'image 3 (a distance 28cm)

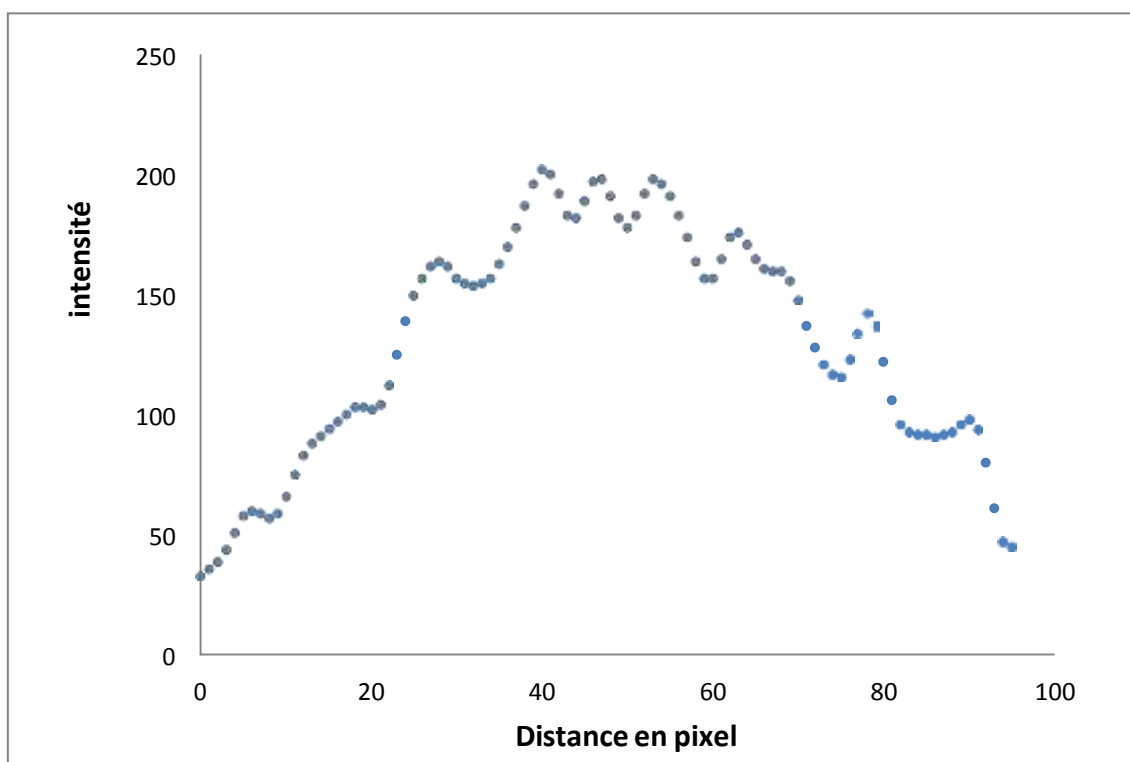
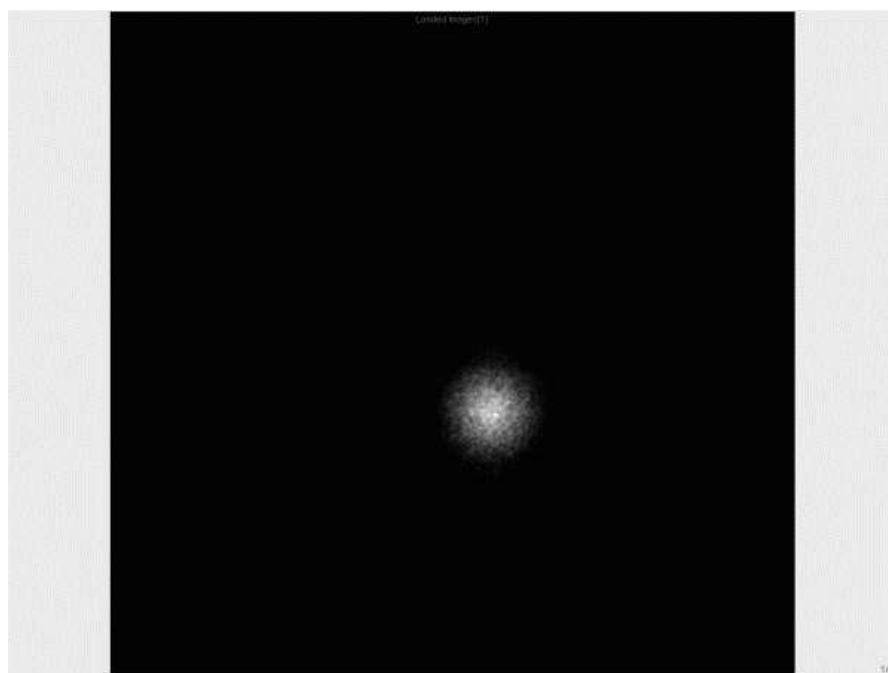


Figure A.3: PSF suivant x pour l'image 4(a distance 39cm)

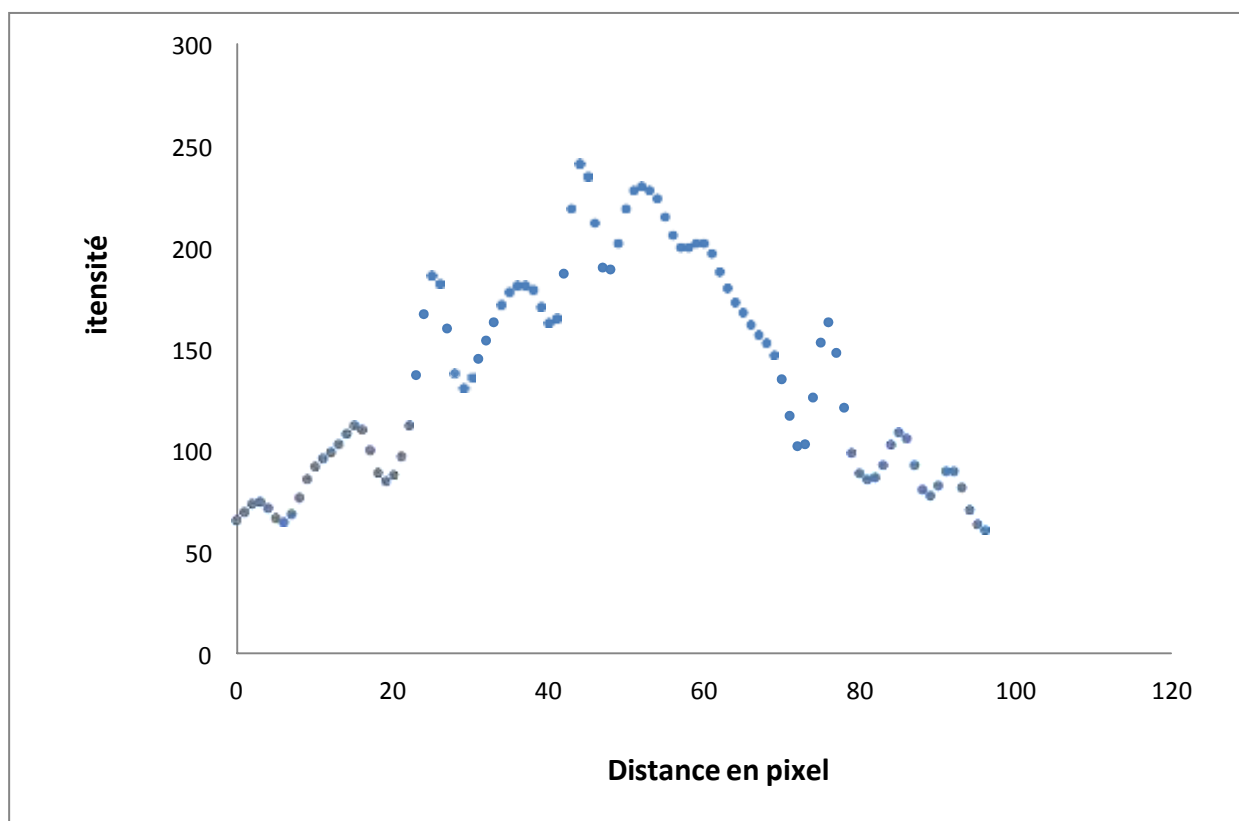
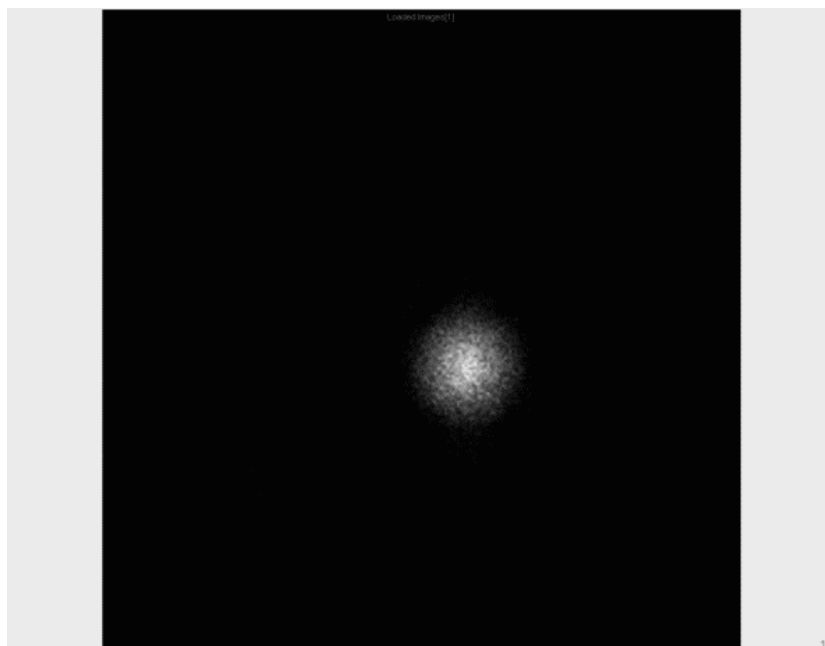


Figure A.4: PSF suivant x pour l'image 5(a distance 50cm)

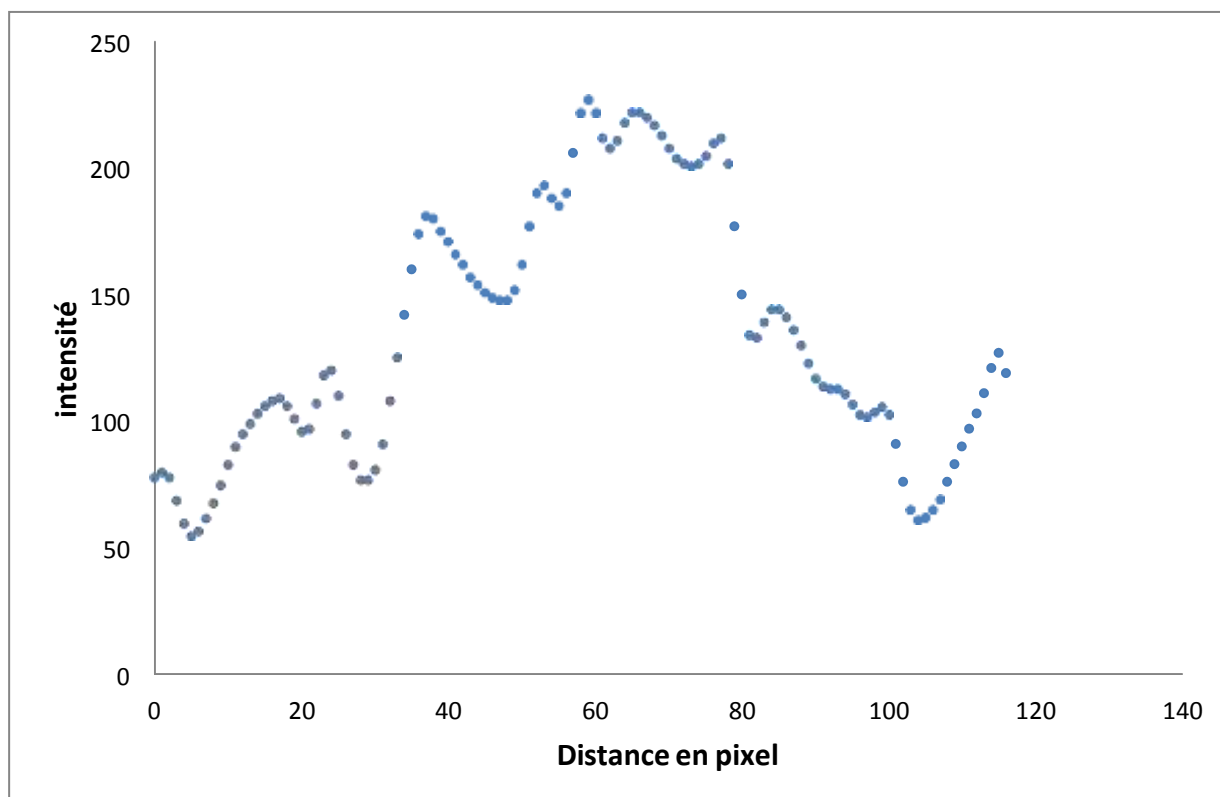
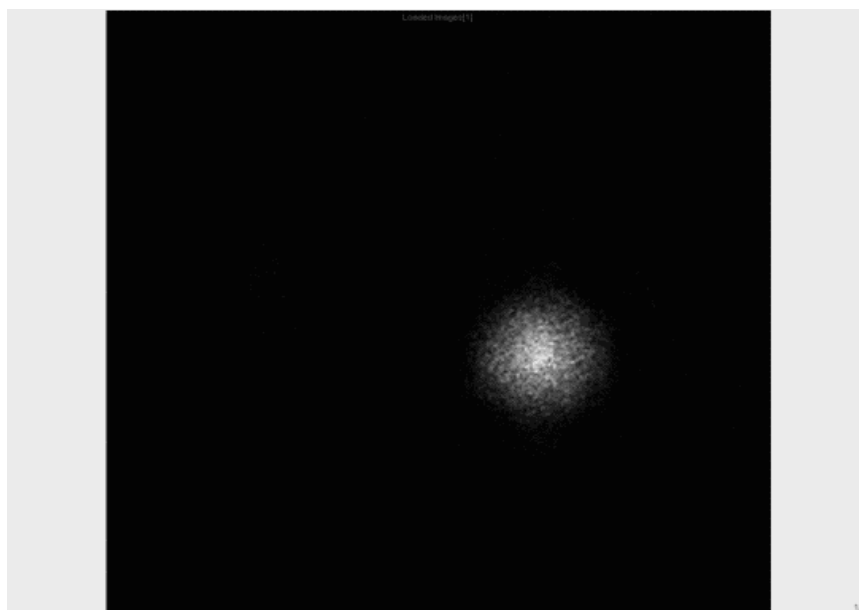


Figure A.5: PSF suivant x pour l'image 6(a distance 61cm)

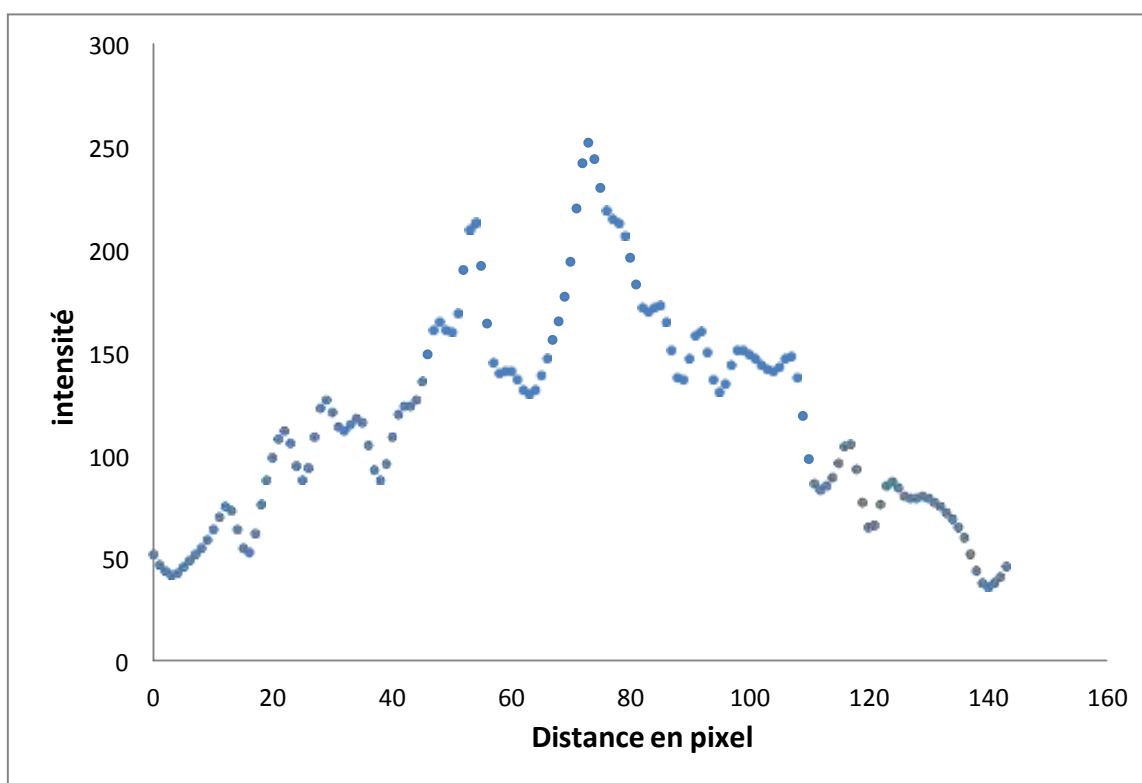
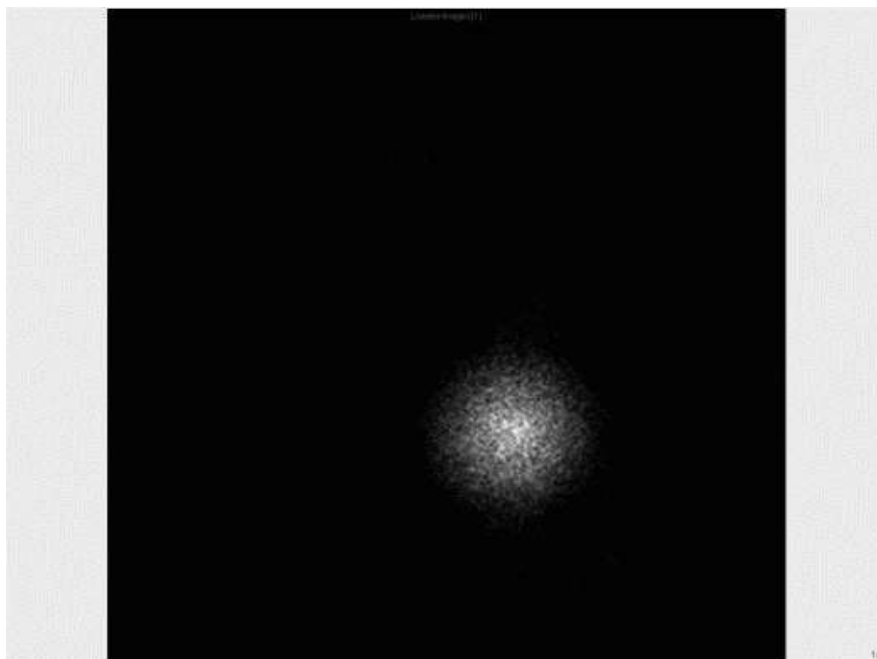


Figure A.6: PSF suivant x pour l'image 7(a distance 72cm)

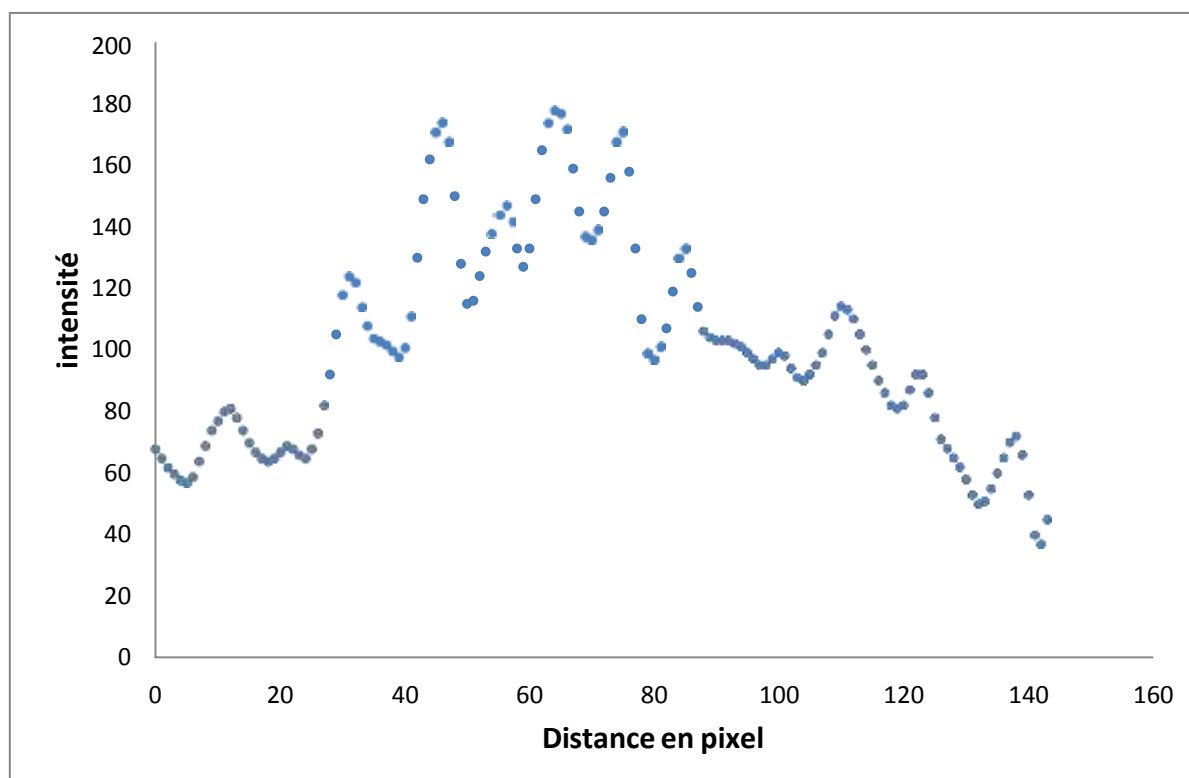
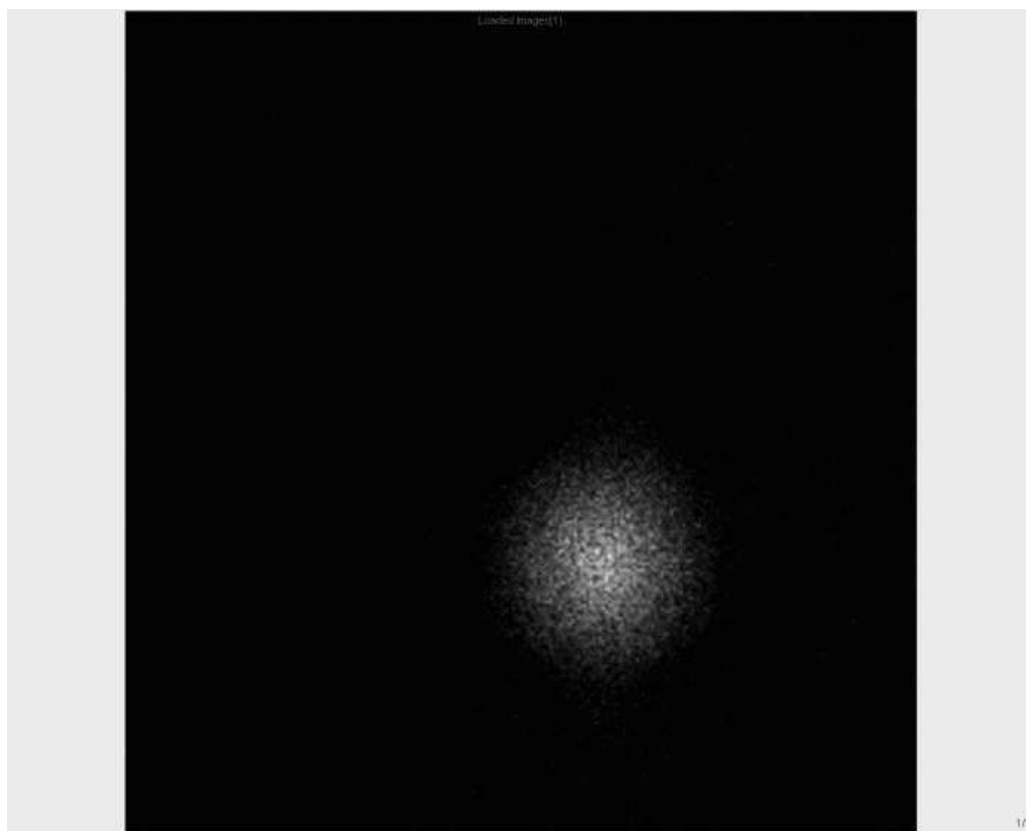


Figure A.7: PSF suivant x pour l'image 8(a distance 83cm)

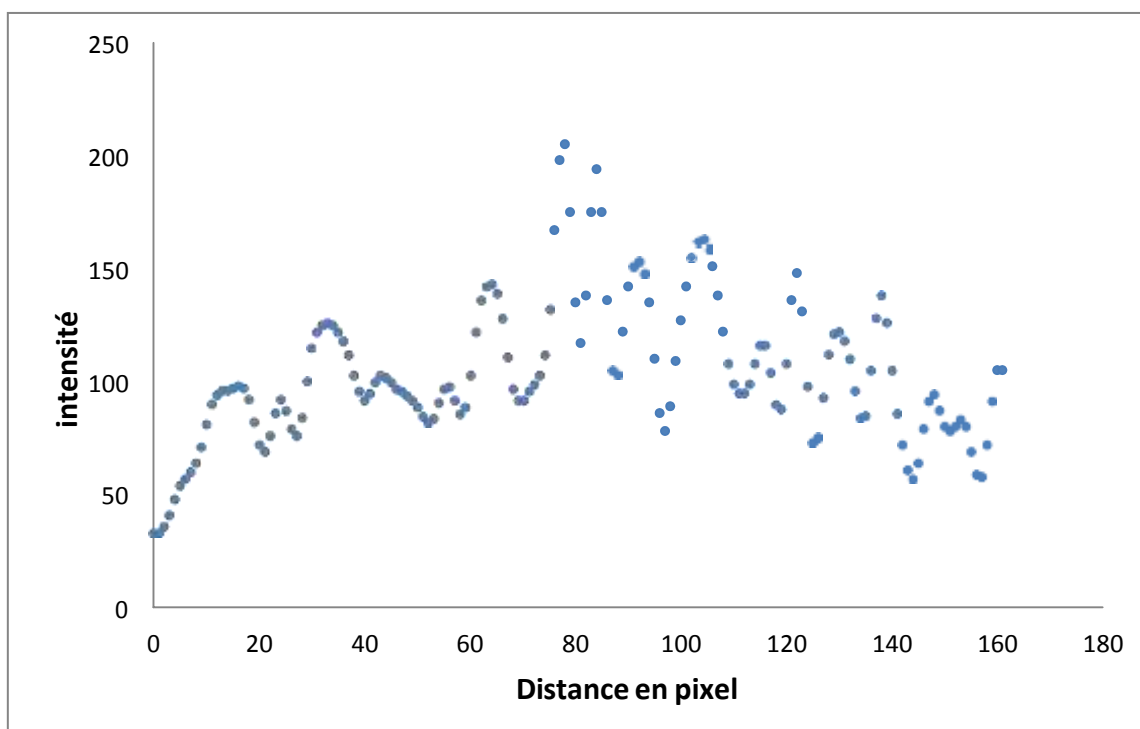
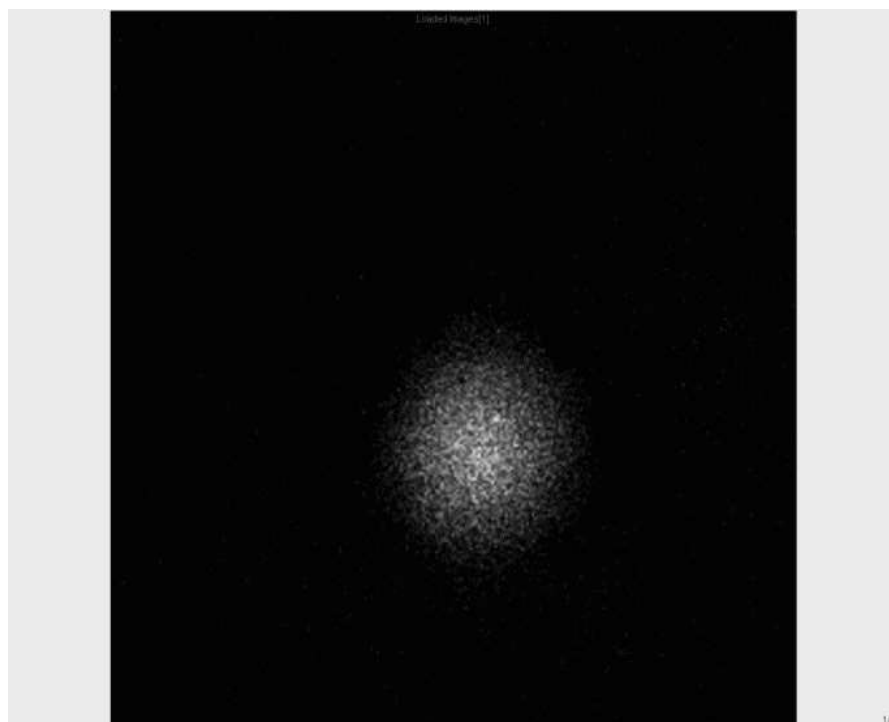
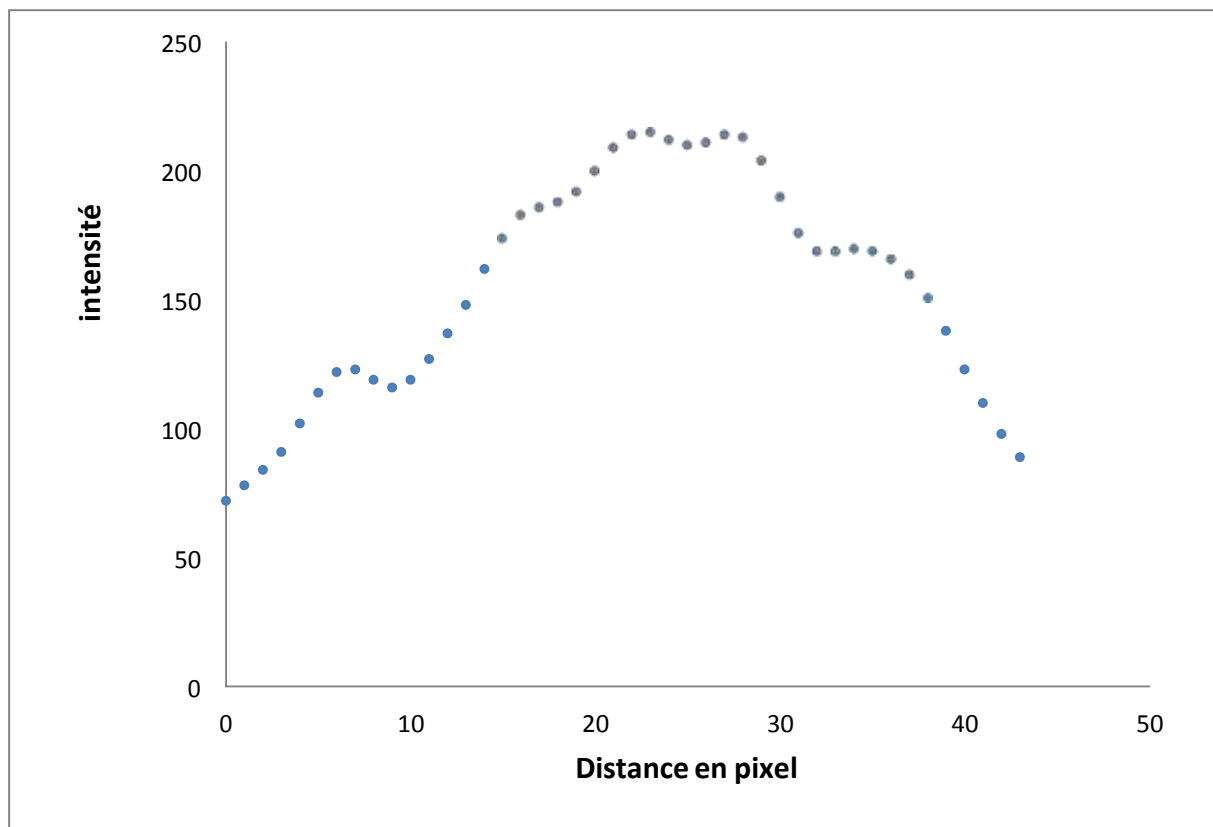


Figure A.8: PSF suivant x pour l'image 9(a distance 94cm)

Annexe 2 Pour tous les résultats suivant Y**Figure A.9: PSF suivant Y pour l'image 2(a distance 17cm)**

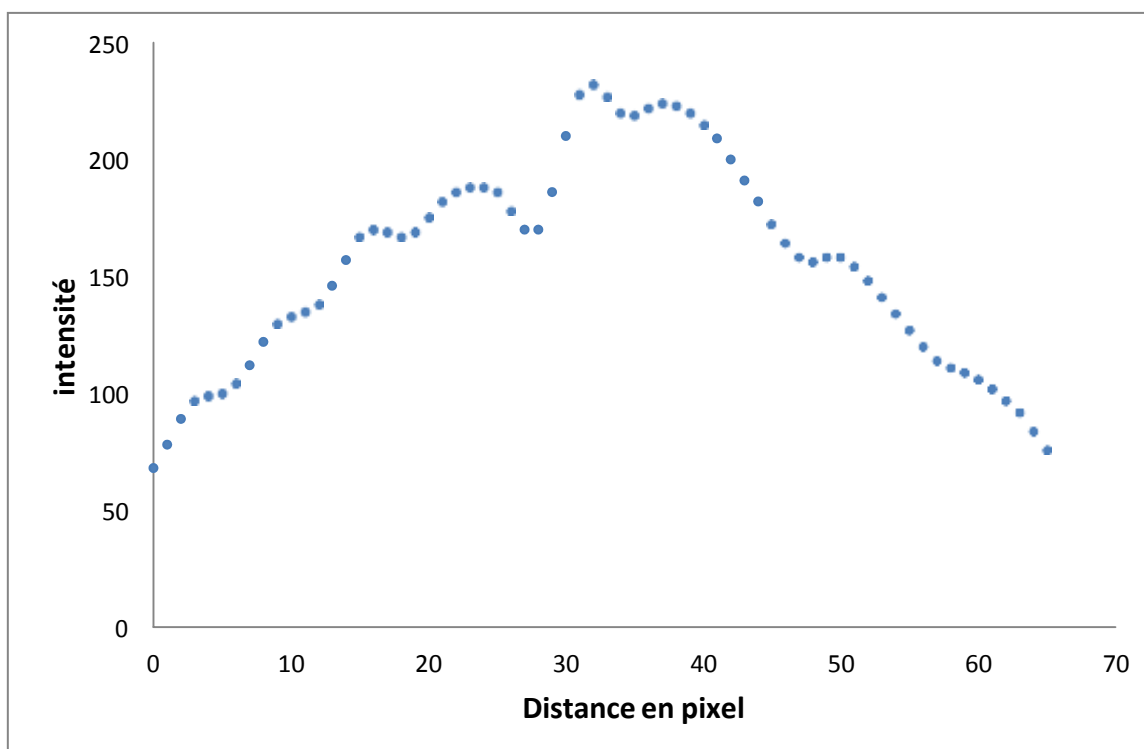


Figure A.10: PSF suivant Y pour l'image 3(a distance 28cm)

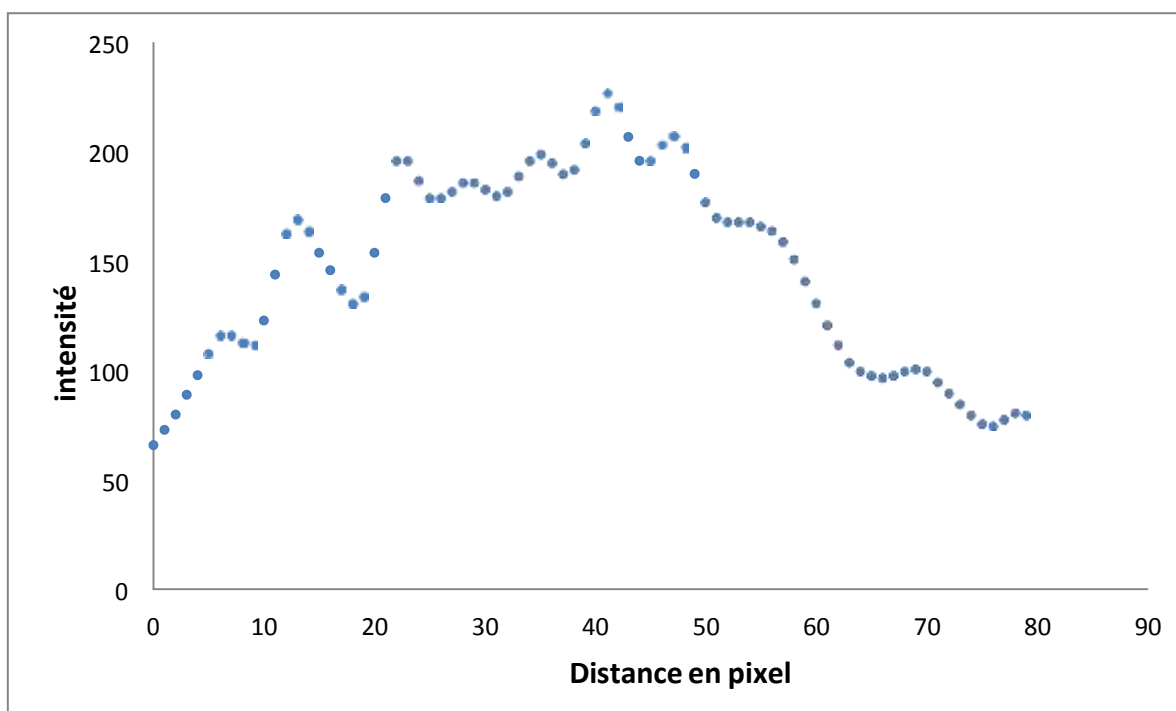


Figure A.11: PSF suivant Y pour l'image 4(a distance 39cm)

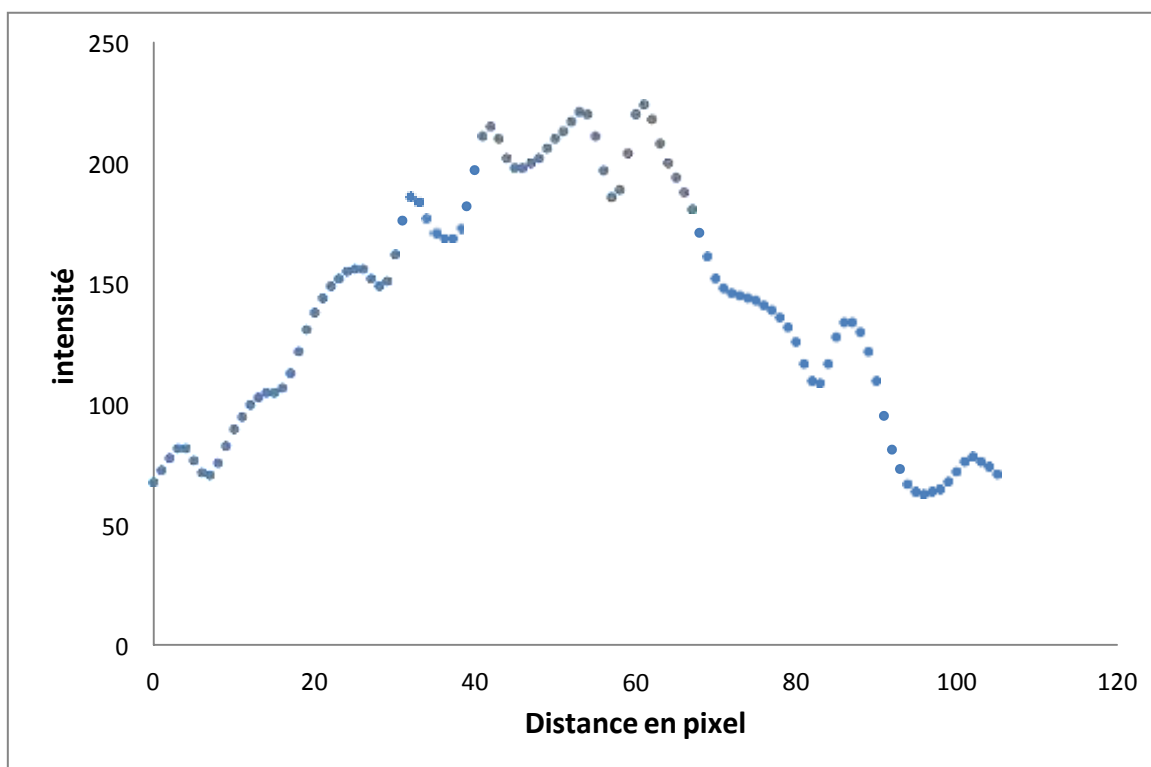


Figure A.12: PSF suivant Y pour l'image 5(a distance 50cm)

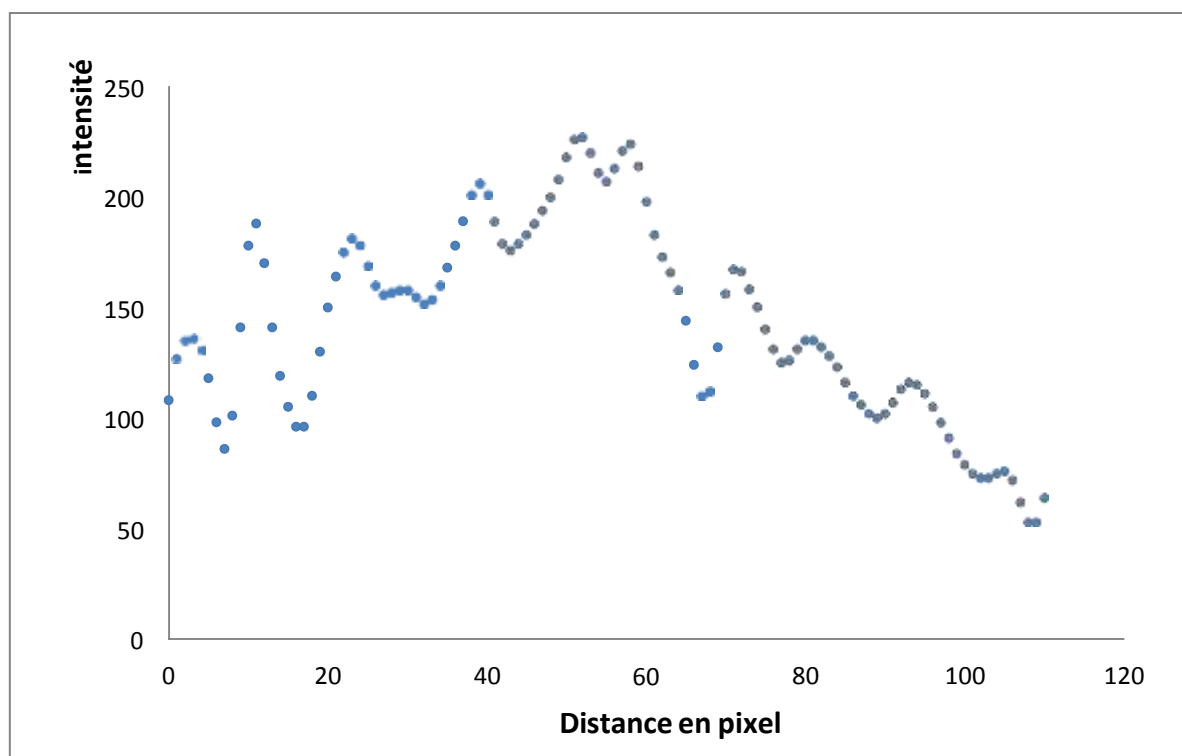


Figure A.13: PSF suivant Y pour l'image 6(a distance 61cm)

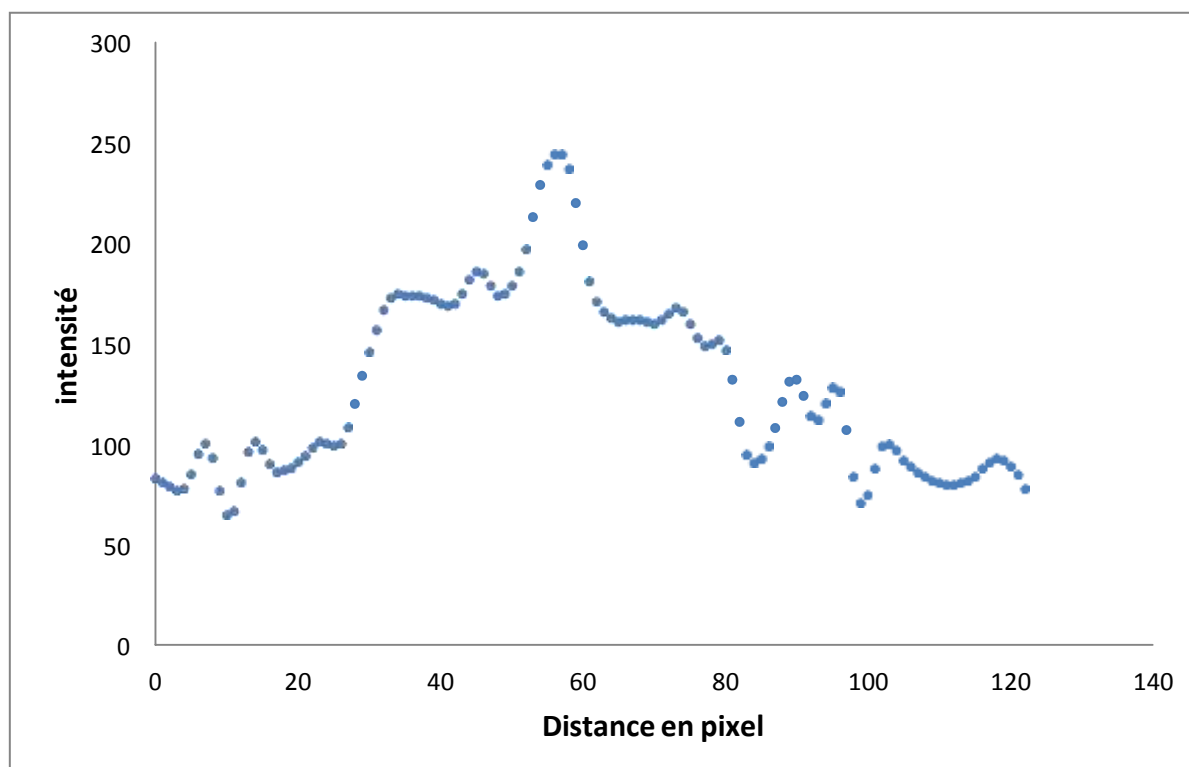


Figure A.14: PSF suivant Y pour l'image 7(a distance 72cm)

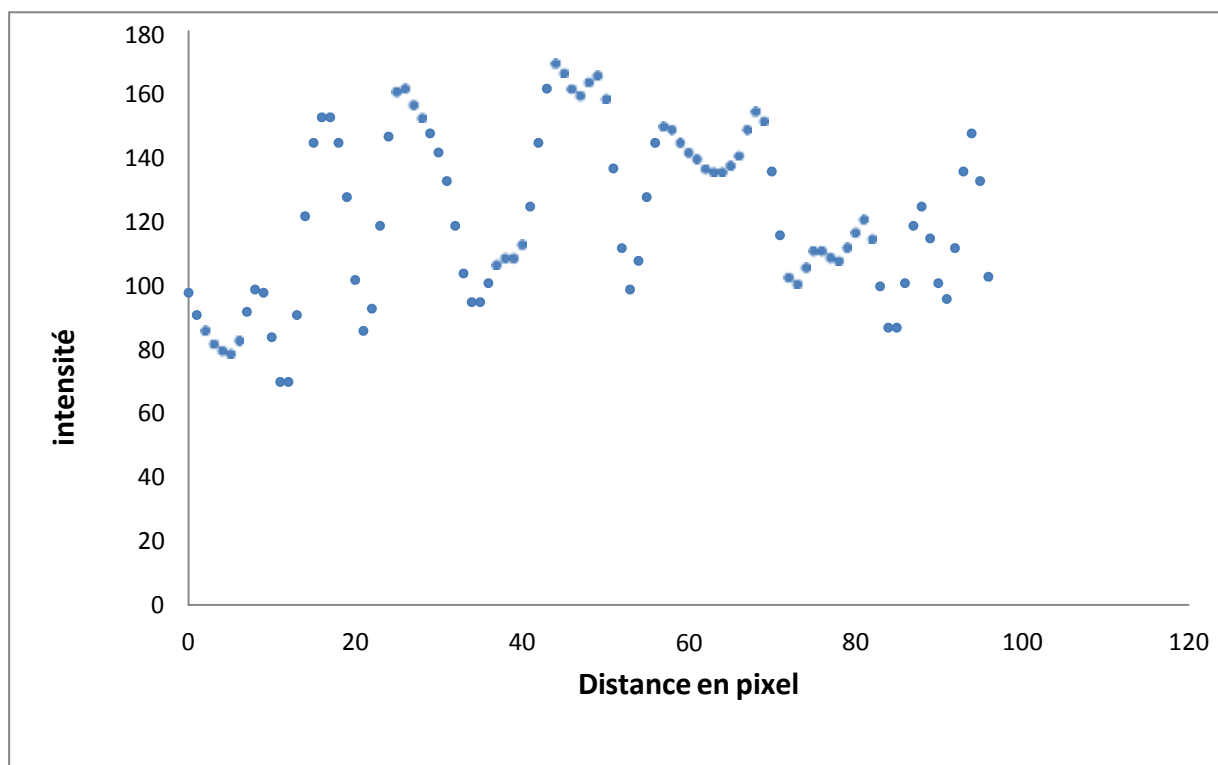


Figure A.15: PSF suivant Y pour l'image 8(a distance 83cm)

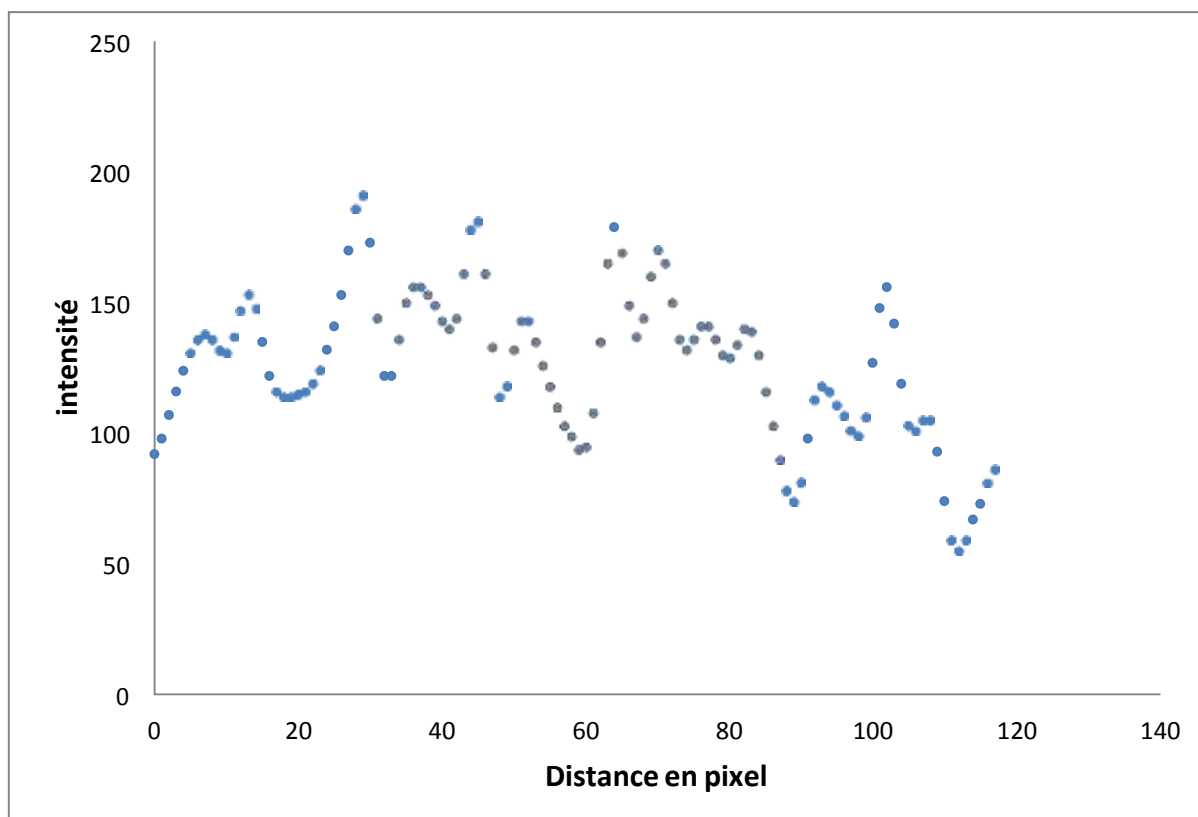
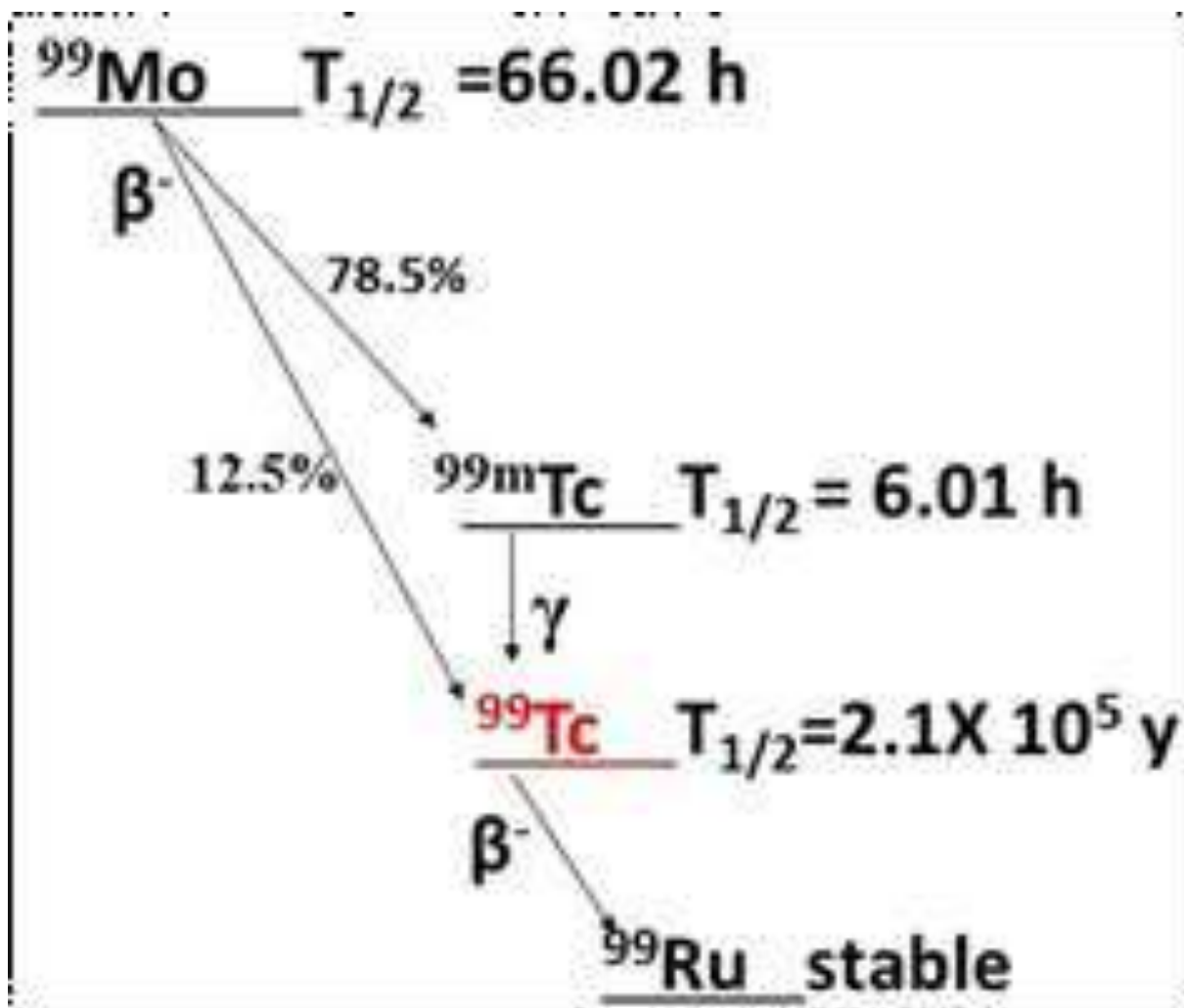


Figure A16: PSF suivant Y pour l'image 9(a distance 94cm)

Annexes 3 Schéma désintégration de technétium

Figure A17. Schéma désintégration de technétium ($\text{Tc}99\text{m}$)

Résumé

Ce mémoire est enregistré dans le cadre de l'étude théorique de la médecine nucléaire, qui est son activité diagnostique et thérapeutique, ainsi que le tube radio-traceur utilisé pour examiner la scintigraphie par un détecteur appelé gamma caméra.

Les calculs liés à la détermination de la résolution spatiale du gamma d'une caméra ont été effectués à l'aide du logiciel Imagej.

Dans ce travail, on calcule cette résolution grâce à la largeur mi-hauteur (FWHM) de la fonction de diffusion ponctuelle PSF, on transfère les images obtenues après le processeur au programme imagej pour l'analyser.

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

ملخص:

يتم تسجيل هذه الأطروحة في إطار الدراسة النظرية لطب النووي وهو نشاطه التشخيصي والعلاجي وكذلك الأبوب التابع للنوي العربي لخصائصه الفحصية وتصويره الوضائعي بواسطة جهاز كشف يسمى كاشف جاما.

تم إجراء الحسابات المتعلقة بتحديد الدقة المكانية لكاميرا التصوير باستخدام برنامج Imagej في هذا العمل، بناءً على حساب الدقة من خلال اختبار بخصائص الدقة.

(FWHM) (الوظيفية نشرت الرقعة PSF ، رقم بيكسل) صور المتحصل عليها بعد المعالجة إلى برنامج imagej لتحليلها.

الكلمات المفتاحية: كاشف جاما ، تصوير ابيض طيفي بالانبعاث العنقودي (TEMP) ، مراقبة الجودة ، PMT SPECT ، الدقة المكانية المكانية.

Abstract:

This memory is recorded within the framework of the theoretical study of nuclear medicine, which is its diagnostic and therapeutic activity, as well as the radio-tracer tube used to examine the scintigraphy by a detector called a gamma camera.

The calculations linked to the determination of the spatial resolution of the gamma of a camera were carried out using the Imagej software.

In this work, we calculate this resolution thanks to the half-height width (FWHM) of the point diffusion function PSF, we transfer the images obtained after an operation to the program imagej to analysis.

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