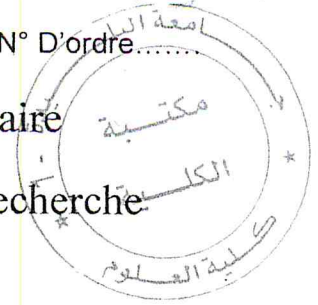


M.A. 530-39-1
F.C.D....N° D'ordre.....

République algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieure et de la Recherche
Scientifique



Université Saâd DAHLAB de Blida
Faculté des Sciences
Département de Physique



Mémoire présenté par :

Toual Mohamed

En vue d'obtenir le Diplôme de Master.

Domaine : Sciences de la matière.

Filière : physique.

Spécialité : Physique Médicale.

Sujet :

Qualité de l'image en scanographie

Soutenu le : 18 Décembre 2013, devant le jury composé de :

Mr. M.CHEKIRINE

Maître de conférence A, USDB

Président.

Mr. A.MERAD

Attaché de Recherche (CRNA)

Rapporteur

M^{me}. Toutaoui-khelassi Nadia

Maître de Recherche (CRNA)

Examinatrice

M^{me}. Maachou Aicha

Attachée de Recherche (CRNA)

Examinatrice

MA-530-39-1

Remerciements

Tout d'abord je tiens à remercier mon dieu qui m'a donné la force et patience pour terminer ce travail.

Je tiens également à exprimer ma profonde gratitude à tous ceux qui m'ont fait l'honneur d'accepter de rapporter cette thèse: Monsieur Rachid Khelifi qui m'a fait l'immense privilège de tenir le rôle de président, Monsieur Merad Ahmed qui a consacré une grande partie de son temps à la lecture approfondie de mon manuscrit. J'exprime mes remerciements et ma profonde et respectueuse gratitude à M^{me}. Toutaoui-khelassi Nadia, M^{me}. Maachou Aicha Nadia, qui ont accepté d'examiner cette thèse.

Enfin, je voudrais remercier ma famille qui m'a soutenu et encouragé dans la poursuite de mes études. Un merci spécial à mes parents, sans qui cette thèse n'aurait pas pu voir le jour.

Merci à tous ceux que j'ai malencontreusement oubliés !

Je dédie ce travail à

Ma mère

Mon père

Mes frères et sœurs

Tous mes amis

TABLES DES MATIERES

Liste des figures.....	iv
Liste des tableaux.....	vi
Introduction.....	1

CHAPITRE I

SCANOGRAPHIE

I.1.Introduction.....	3
I.2.Les rayons X.....	3
I.2.1.production.....	4
I.2.2.Spectre de rayons X.....	6
I.3.Principe physique de la scanographie.....	7
I.4.Constitution d'un scanner.....	8
I.4.1.statif.....	8
I.4.2.Générateur.....	9
I.4.3.Tube a rayon X.....	10
I.4.4.Détecteurs.....	11
I.4.4.1. Détecteurs solides.....	11
I.4.4.2. Détecteurs à gaz.....	12
I.4.5.Filtrage et collimation.....	13
I.4.5.1.Collimation primaire et secondaire.....	13
I.4.5.2.Filtrage.....	14
I.5.Génération de scanners.....	14
I.5.1. Première et deuxième génération (translation-rotation).....	14
I.5.2. Troisième et quatrième génération.....	15
I.5.3.Scanner hélicoïdal.....	16
I.5.4.Scanner multibarrettes.....	17
I.6.Paramètres d'acquisition.....	18
I.6.1.Tension.....	19
I.6.2.Courant.....	19
I.6.3.Temps de rotation.....	19
I.6.4.Collimation primaire.....	19
I.6.5.Taille de champ a l'acquisition.....	19
I.6.6.Vitesse d'avancée de la table.....	19
I.6.7.Pitch.....	19
I.7.Reconstruction d'image scanographique.....	20
I.7.1.Atténuation du rayonnement X.....	20
I.7.2.Projections.....	21
I.7.3.Rétroprojection.....	21
I.7.3.1.Rétroprojection simple.....	22
I.7.3.2.Rétroprojection filtrée.....	22
I.7.4.Algorithmes d'interpolation.....	23

I.7.5. Visualisation.....	23
I.7.5.1. Echelle d'Hounsfield.....	23
I.7.5.2. Fenétrage.....	24
I.7.5.3. Signification des nombres CT.....	25

CHAPITRE II

QUALITE D'IMAGE

II.1. Bruit.....	26
II.1.1. Accumulation de différentes sources de bruit.....	27
II.1.2. Rapport signal sur bruit.....	28
II.2. Résolution spatiale.....	28
II.3. Contraste.....	29
II.4. Uniformité.....	30
II.5. Linéarité et échelle de contraste.....	31
II.5.1. Linéarité.....	31
II.5.2. Echelle de contraste (EC).....	32
II.6. Détectabilité a bas contraste.....	32
II.7. Largeur de coupe.....	32
II.8. Energie effective.....	33

CHAPITRE III

MATERIEL ET METHODES

III.1. Introduction.....	34
III.2. Matériel.....	34
III.2.1. Installation scanographique.....	34
III.2.2. Fantômes.....	35
III.2.2.1. Fantôme d'évaluation des performances du scanner.....	35
III.2.2.1.1. Section d'évaluation du bruit et de l'uniformité.....	36
III.2.2.1.2. Section de la linéarité.....	36
III.2.2.1.2. Section d'évaluation de la largeur de coupe.....	37
III.2.2.1.4. Détectabilité à bas contraste.....	37
III.2.2.1.5. Module de la résolution spatiale.....	38
III.2.2.2.6. Fantôme de mesure de l'énergie effective.....	38
III.3. Méthodes.....	39
III.3.1. Mise en place du fantôme d'évaluation des performances du scanner.....	39
III.3.2. Acquisition des images du fantôme d'évaluation des performances du scanner.....	39
III.3.3. Mise en place du dispositif de mesure de l'énergie effective.....	42
III.3.4. Acquisition des images du dispositif de mesure de l'énergie effective.....	44

CHAPITRE IV

RESILTATS ET DISCUSSIONS

IV.1.Introduction.....	46
IV.2. Influence des paramètres d'acquisition sur le bruit.....	46
IV.2.1.Influence de la tension sur le bruit.....	46
IV.2.2.Influence de la charge sur le bruit.....	47
IV.2.3.Influence de l'épaisseur de coupe sur le bruit.....	48
IV.2.4.Discussion.....	48
IV.3.Influence des paramètres d'acquisition sur l'uniformité.....	49
IV.3.1.Influence de la tension sur l'uniformité	49
IV.3.2.Influence de la charge sur l'uniformité.....	50
IV.3.3.Influence de l'épaisseur de coupe sur l'uniformité	51
IV.3.4.Discussion.....	51
IV.4.Influence des paramètres d'acquisition sur la résolution spatiale.....	52
IV.4.1.Influence de la tension sur la résolution spatiale.....	52
IV.4.2.Influence de la charge sur la résolution spatiale	53
IV.4.3.Influence de l'épaisseur de coupe sur la résolution spatiale.....	53
IV.4.4.Discussion.....	54
IV.5.Influence des paramètres d'acquisition sur la détectabilité à bas contraste.....	54
IV.5.1.Influence de la tension sur la détectabilité à bas contraste	55
IV.5.2.Influence de la charge sur la détectabilité à bas contraste	55
IV.5.3.Influence de l'épaisseur de coupe sur la détectabilité à bas contraste	56
IV.5-4.Discussion.....	57
IV.6.Détermination de l'énergie effective.....	58
IV.7.Linéarité.....	60
Conclusion.....	62
Références.....	65

LISTE DES FIGURES

Figure I.1 : Une des premières radiographies prises par Wilhelm Röntgen.....	4
Figure I.2 : Schéma d'un tube à rayons X. HT: haute tension d'accélération. RX: Rayons X émis par l'anode.....	5
Figure I.3 : Rayonnements de freinage et caractéristique.....	6
Figure I.4 : Spectre du rayonnement X pour une tension de 120 kV.....	7
Figure I.5 : Principe d'acquisition d'image scanographique.....	7
Figure I.6: Scanner medical GE Light Speed Ultra CT Scanner.....	8
Figure I.7: le statif « rotor-stator ».....	9
Figure I.8: a) Schéma d'un tube à RX. b) Photo d'un tube à RX modèle Straton.....	10
Figure I.8: Détecteur solide.....	12
Figure I.10 : Détecteur a gaz (Xénon).....	13
Figure I.11 : Collimation primaire et secondaire.....	13
Figure I.12: Le filtrage.....	14
Figure I.13 : Tomodensitomètres de 1ère et 2ème générations (Translation-Rotation).....	15
Figure I.14 : Tomodensitomètre de 3 ^{ème} génération.....	15
Figure I.15 : Tomodensitomètre de 4 ^{ème} génération.....	16
Figure I.16 : scanner hélicoïdal.....	17
Figure I.17 : scanner mono et multi barrette.....	18
Figure I.18 :L'atténuation mesurée par un détecteur dépend de toutes les structures traversées et la valeur de μ est une valeur moyenne.....	21
Figure I.19: Acquisition des projections.....	21
Figure I.20 : Reconstruction d'un objet par rétroprojections simple et filtrée.....	22
Figure I.21: Echelle de Hounsfield.....	24
Figure I.22: détermination du centre et de la largeur de la fenêtre.....	25
Figure II.1 : Image d'un cylindre homogène permettant de mesurer le bruit dans une zone d'intérêt (ROI).....	27
Figure II.2 : Evaluation de l'unité de la résolution spatiale.....	29
Figure II.3 : Evaluation de la résolution spatiale avec une mire de résolution.....	29
Figure II.4 : Mesure du contraste entre deux régions d'intérêt.....	30
Figure II.5 : Mesure de l'uniformité des nombres CT a l'aide d'un fantôme cylindrique rempli d'eau.....	31
Figure II.6 : courbe théorique de linéarité.....	31
Figure II.7 : Evaluation de la détectabilité à bas contraste.....	32
Figure II.8 : Principe de mesure de la largeur de coupe.....	33
Figure II.9 : fantôme pour la mesure de l'énergie effective.....	33
Figure III.1: Scanner Asteion 4 de TOSHIBA.....	35
Figure III.2 : Fantôme d'évaluation des performances CT.....	35

Figure III.3 : Section de mesure du bruit et de l'uniformité.....	36
Figure III.4 : Section de mesure de la linéarité.....	36
Figure III.5 : Section de mesure de la largeur de coupe.....	37
Figure III.6: Fantôme d'évaluation de détectabilité à bas contraste (LCD).....	37
Figure III.7 : Fantôme d'évaluation de la résolution spatiale.....	38
Figure III.8 : dispositif utilisé pour la mesure de l'énergie effective.....	38
Figure III.9 : les tubes utilisés pour la mesure de l'énergie effective.....	38
Figure III.10 : Dispositif de mesure de la qualité d'image avec le fantôme.....	39
Figure III.11 : image acquise pour déterminer le bruit.....	41
Figure III.12 : image acquise pour déterminer la linéarité des nombres CT.....	41
Figure III.13 : image acquise pour déterminer la résolution spatiale.....	41
Figure III.14 : image acquise pour déterminer l'uniformité.....	41
Figure III.15 : image acquise pour déterminer la détectabilité a bas contraste.....	41
Figure III.16 : schéma et fantôme de positionnement des échantillons.....	43
Figure III.17 : Dispositif expérimental pour la mesure de l'énergie effective.....	44
Figure III.18 : image tomodensitométrique de fantôme de mesure de l'énergie effective.....	45
Figure III.19 : régions d'intérêt (ROI) et détermination des nombres CT.....	45
Figure IV-1 : Histogramme représentant l'influence de la tension sur le bruit.....	47
Figure IV.2 : Histogramme représentant l'influence de la charge sur le bruit.....	47
Figure IV.3 : Histogramme représentant l'influence de l'épaisseur de coupe sur le bruit.....	48
Figure IV4: Histogramme représentant l'influence de la tension sur l'uniformité.....	50
Figure IV.5: Histogramme représentant l'influence de la charge sur l'uniformité.....	50
Figure IV.6: Histogramme représentant l'influence de l'épaisseur de coupe sur l'uniformité.....	51
Figure IV.7: Histogramme représentant l'influence de la tension sur la résolution spatiale.....	52
Figure IV.8: Histogramme représentant l'influence de la charge sur la résolution spatiale	53
Figure IV.9: Histogramme représentant l'influence de l'épaisseur de coupe sur la résolution spatiale	54
Figure IV.10: Histogramme représentant l'influence de la tension sur la détectabilité à bas contraste	55
Figure IV.11: Histogramme représentant l'influence de la charge sur la détectabilité à bas contraste.....	56
Figure IV.12: Histogramme représentant l'influence de l'épaisseur de coupe sur la détectabilité à bas contraste.....	56
Figure IV.13 : courbe de linéarité des Nombres CT en fonction des coefficients linéiques d'atténuation.....	60

INTRODUCTION

La tomographie par rayons X assistée par ordinateur (encore appelé tomodensitométrie ou scanographie) fut développée par G.M. Hounsfield et la première machine (scanner) utilisable sur site clinique fut installée en 1971 à Londres. Elle ne permettait d'examiner que la tête, et l'exploration du "corps entier" fut possible à partir de 1974. La mise au point de la scanographie a été saluée comme la découverte la plus importante en radiologie depuis celle des rayons X par W.C. Roentgen en 1895. Elle a valu à A.M. Cormak et G.M. Hounsfield le prix Nobel de Médecine en 1979.

La tomographie axiale assistée par ordinateur (CT), ou scanographie, est basée sur la détection d'un faisceau de rayons X tournant autour du patient. Cependant, à l'opposé de la radiologie classique où le faisceau transmis est détecté et visualisé à l'aide d'un film ou d'un amplificateur de luminance, il est détecté électroniquement puis numérisé. L'image est ensuite reconstruite à l'aide d'un ordinateur et visualisée. L'acquisition de plusieurs coupes adjacentes conduit à l'information tridimensionnelle [Kib06].

Pour étudier les performances d'un tomodensitomètre, les reconstructions tomographiques des projections fournissent des informations quantitatives importantes. Afin d'étudier les performances d'un tomodensitomètre et de préciser la notion de qualité d'image obtenue de la reconstruction tomographique, il faut définir les paramètres de celle-ci tels que : le bruit, l'uniformité, la résolution spatiale, la détectabilité à bas contraste la linéarité.

Notre travail comporte deux objectifs : le premier consiste à déterminer l'influence des trois paramètres d'acquisition : la tension, la charge, l'épaisseur de coupe sur chacun des paramètres de qualité d'image scanographique tels que : le bruit, l'uniformité, la résolution spatiale, la détectabilité à bas contraste, la linéarité. Le second objectif est l'évaluation de l'énergie effective d'un scanner médical pour une tension de 120 KV par la méthode de White et Speller.

La partie expérimentale a été réalisée au niveau du centre national d'imagerie médicale du CHU de Bab El-Oued qui dispose d'un scanner médical de type Asteion 4 de TOSHIBA consacré à l'urgence.

Nous avons utilisé un fantôme pour la performance de qualité d'image 'Nuclear Associates' et un dispositif pour la mesure d'énergie effective.

Notre mémoire est composé de quatre chapitres. Le premier concerne l'histoire de la scanographie, son principe, les différentes générations ainsi que le développement technologique

CHAPITRE I

SCANOGRAPHIE

I.1 Introduction

La scanographie, ou tomodensitométrie (TDM), ou tomographie axiale calculée par ordinateur (en anglais Computed Tomography CT), CT-scan ou simplement scanner, est une technique d'imagerie médicale qui consiste à calculer une reconstruction 3D des tissus à partir d'une analyse tomographique obtenue en soumettant le patient au balayage d'un faisceau de rayons X. Le principe de la tomodensitométrie consiste à mesurer la distribution spatiale d'une quantité physique afin d'être examinée à partir de différentes directions et d'obtenir des images à partir de ces données.

I.2 Les rayons X

Les Rayons X sont rayonnement électromagnétique de haute fréquence dont la longueur d'onde est comprise entre 5 pico mètres et 10 nano mètres. L'énergie de ces photons va de quelques keV à plusieurs dizaines de MeV. C'est un rayonnement ionisant utilisé dans de nombreuses applications dans l'imagerie médicale et la cristallographie.

Les rayons X ont été découverts en 1895 par le physicien allemand Wilhelm Röntgen, qui a reçu pour cela le premier prix Nobel de physique ; il les nomma ainsi car ils étaient d'une nature inconnue.

Les rayons X et les rayons gamma sont de même nature. La distinction vient de leur mode de production. Les rayons X sont des photons produits par les électrons des atomes alors que les rayons gamma sont produits par les noyaux des atomes.

La cathode est un filament spiralé porté à incandescence. Les électrons libres de la cathode forment un nuage électronique autour du filament. La différence de potentiel (tension) arrache les électrons de la cathode et les accélère dans le vide jusqu'à la cible métallique, l'anode. Le courant électrique est la charge d'électrons par unité de temps.

$$I = \frac{Q}{t} = \frac{N \cdot e}{t} \quad (I-1)$$

Avec:

I: courant [A]

Q: charge [c]

N : nombre d'électrons

e : charge de l'électron = $1.6 \cdot 10^{-19}$ [c]

t : temps d'exposition [s]

L'énergie cinétique des électrons et l'énergie maximale des rayons X dépendent de la tension.

Si on exprime l'énergie en keV, les valeurs numériques de la tension (en kV) et de l'énergie (en keV) sont égales.

$$E = e \cdot U \quad (I-2)$$

Avec :

E : énergie cinétique des électrons [keV]

U : tension [kV]

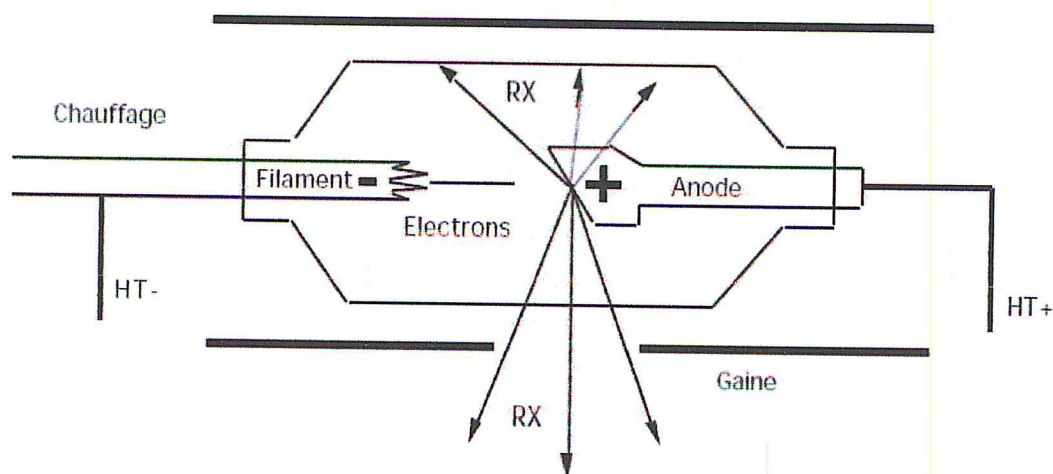


Figure I.2 : Schéma d'un tube à rayons X. HT: haute tension d'accélération.

RX: Rayons X émis par l'anode.

I.4 Constitution d'un scanner

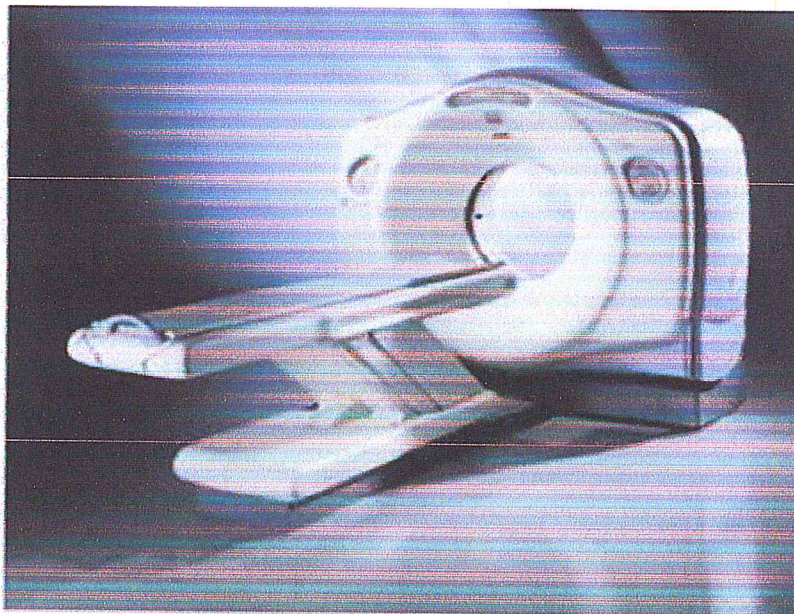


Figure I.6: Scanner medical GE Light Speed Ultra CT Scanner

I.4.1 Statif : Le statif du scanner est présenté sur la (figure 7). Il se compose de deux parties principales :

-Le « **stator** » qui est la partie fixe et comporte les éléments suivants : le tunnel, généralement de 70cm de diamètre ; les éléments de contrôle mécanique pour les différents mouvements du statif ; les éléments de réception et de transmission de données numériques et d'alimentation électrique.

-Le « **rotor** » qui est la partie mobile, comporte les éléments suivants : le générateur à haute tension pour la fabrication du rayonnement X ; le tube à rayons X et les circuits de refroidissement ; le système de détection et l'électronique associée ; quelques processeurs rapides et le système de transmission de données.

Généralement le statif peut s'incliner de +/- 25° par rapport à sa position verticale afin de permettre une orientation de l'acquisition dans le plan de coupe souhaité.

Avec l'acquisition spiralée cette inclinaison n'est plus utile dans la grande majorité des cas, car l'acquisition devient volumique. Les vitesses de rotation du « rotor » sont généralement de l'ordre de la seconde pour une rotation de 360°. La tendance actuelle est à l'augmentation de la vitesse de rotation. La plupart des constructeurs proposent des appareils qui effectuent un tour complet en environ 0.5 sec. Ceci est utile pour des examens fonctionnels (perfusion) et pour l'imagerie des organes présentant des mouvements rapides (cœur).

L'augmentation de la vitesse de rotation doit forcément s'accompagner d'une augmentation de la puissance instantanée d'émission des rayons-x, afin de ne pas dégrader la qualité de l'image.

d'impulsion réglable peut varier de 1 à 7 ms avec une fréquence de 100 à 200 impulsions par seconde conditionnant l'acquisition des projections.

Dans le cas d'un fonctionnement en mode continu la mesure est échantillonnée au niveau des détecteurs pendant une durée variant de 1 à 7 ms par projection. Avec ce mode de fonctionnement on peut réaliser jusqu'à 1000 projections par seconde [Kib06].

I.4.3 Tube à rayons X

Pour les appareils actuels, les puissances élevées nécessaires exigent l'utilisation de tubes à anode tournante. La double exigence de l'ouverture importante du faisceau de rayons X (50 degrés) et de la limitation des effets gyroscopiques nécessitent une orientation de l'axe longitudinal du tube (ou de l'anode tournante) perpendiculaire au plan du mouvement de rotation. Une technique plus récente génère deux positions différentes du foyer à partir du même filament pour améliorer la résolution spatiale. Les émissions de rayons X issues des deux foyers sont contrôlées par ordinateur. La chaîne de détecteurs capte alternativement les informations provenant des deux faisceaux. Cette technique du double foyer est équivalente au doublement du nombre des détecteurs. On obtient ainsi des performances en haute résolution de l'ordre de 20 paires de lignes/cm (0,2 mm) pour des champs de reconstruction de 240 mm.

Les tubes à rayons X sont soumis à des contraintes thermiques et mécaniques sévères, ils sont généralement garantis pour 35 000 coupes. Les filtrations inhérentes de 1 à 2,5 mm Al et les filtrations additionnelles de 0,5 à 1 mm de Cu ont pour but d'éliminer le plus possible les composantes de basses énergies du rayonnement X afin de favoriser le phénomène de durcissement du faisceau et d'avoir une énergie effective supérieure à 60 keV, généralement autour de 70 keV [Lis00].

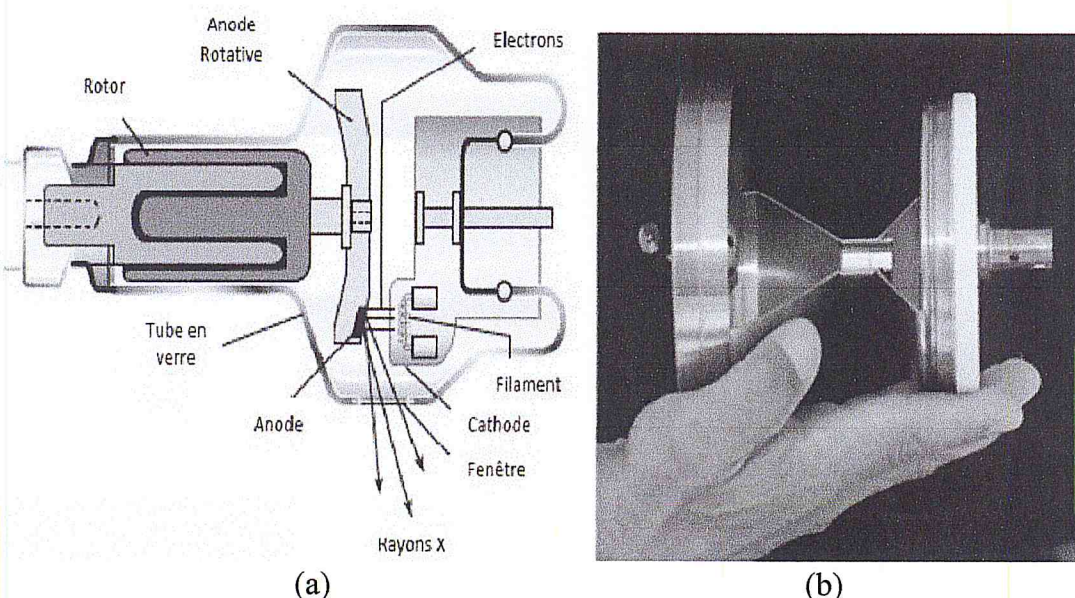


Figure I.8: (a) Schéma d'un tube à RX. (b) Photo d'un tube à RX modèle Straton

I.4.4 Détecteurs

Les caractéristiques essentielles des détecteurs sont :

- l'efficacité de détection quantique qui représente le rapport entre le nombre de photons absorbés par le détecteur et le nombre de photons incidents. En pratique, le paramètre utile est l'efficacité globale de détection qui est le produit de l'efficacité quantique du détecteur et de l'efficacité géométrique. L'efficacité géométrique dépend de la dimension des cellules et du collimateur secondaire ; elle est fonction de dispositifs utilisés par certains constructeurs (lamelles masquant la moitié de chaque détecteur par exemple).
 - la précision et la stabilité différentielle des cellules : l'efficacité quantique de détection de chaque cellule doit être constante en fonction de l'énergie et de la fluence énergétique.
 - la dynamique des mesures : correspond à la différence d'atténuation qui existe entre le faisceau dans l'air et le faisceau atténué par 70 cm de tissu mou. Par ailleurs, les détecteurs doivent présenter les caractéristiques géométriques suivantes :
 - une largeur suffisante, supérieure ou égale à 20 mm afin de détecter le plus large faisceau de rayons X disponible,
 - une épaisseur suffisamment petite (de l'ordre de 1 à 2 mm) qui conditionne la largeur du rayon de mesure et donc de la résolution spatiale,
 - une profondeur (ou longueur) dans le sens de propagation du rayonnement suffisante pour absorber une forte proportion de rayonnement (de 2 à 50 mm, en fonction du type de détecteur).
- Deux principes sont utilisés: l'effet radio luminescent dans les détecteurs solides et l'ionisation dans les détecteurs à gaz.

I.4.4.1 Détecteurs solides

Les nouveaux types de détecteurs utilisant l'association cristal scintillateur – photodiode (par exemple, CdWO₄) – ces semi-conducteurs permettent, de par leur conception, de loger de nombreux détecteurs dans un espace réduit et de les remplacer individuellement en cas de défaillance. Ils ne présentent pas de phénomène de vieillissement aussi rapide que les détecteurs NaI, BiGeO et CaF₂ et leur dérive thermique bien que très faible nécessite cependant une recalibration fréquente. L'efficacité de détection quantique est pratiquement de 100 % (10 % pour les cristaux associés à un PM). Les dimensions d'un détecteur sont d'environ 2 mm d'épaisseur, 20 mm de largeur et 2 mm de profondeur. Ils sont espacés de 0,3 à 0,6 mm.

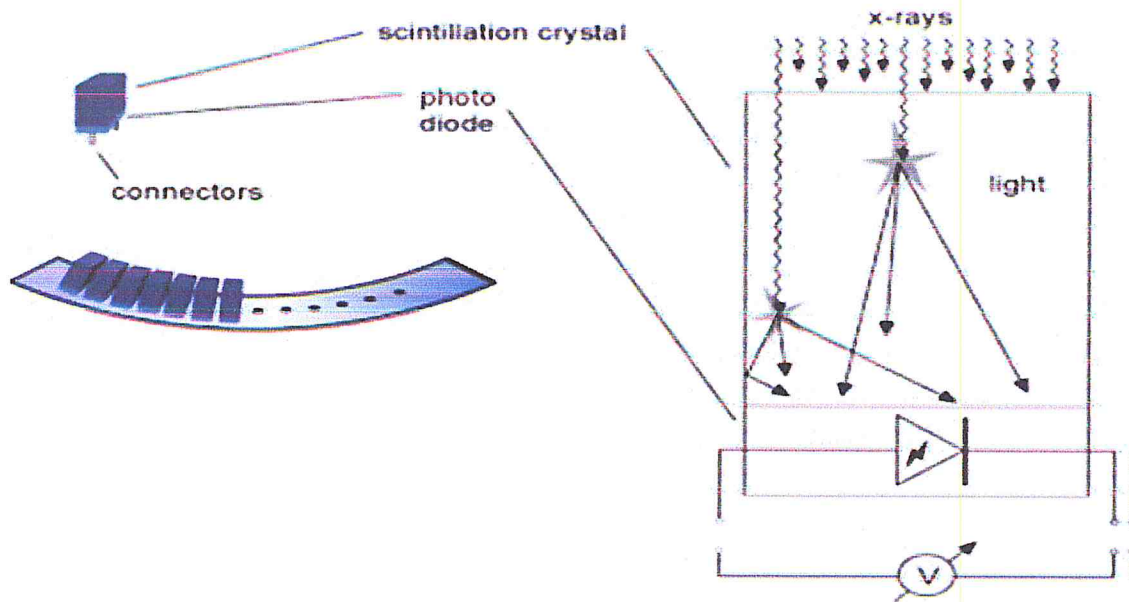


Figure I.9: Détecteur solide

I.4.4.2 Détecteurs à gaz

Il s'agit d'une chambre à ionisation contenant du xénon sous pression. Le xénon est un gaz lourd ($A = 131$, $Z = 54$), sa densité est 4,5 fois supérieure à celle de l'air dans les mêmes conditions de température et de pression. Pour augmenter son efficacité de détection on utilise le xénon sous pression de l'ordre de $2,5 \cdot 10^5$ Pa.

La chambre comporte des électrodes de champ et des électrodes de collection des ions. Chaque série d'électrodes forme une cellule et la chambre de détection peut comporter jusqu'à 1000 cellules élémentaires déployées sur un arc de cercle de 45 ou 50 degrés. Les dimensions de ces cellules sont de l'ordre de 1 mm en épaisseur, 30 mm en largeur et 50 mm en profondeur et les cellules sont espacées de 0,2 à 1,2 mm.

L'efficacité de détection quantique de l'ordre de 50 à 60 % est fonction de la pression du gaz [Kib06].

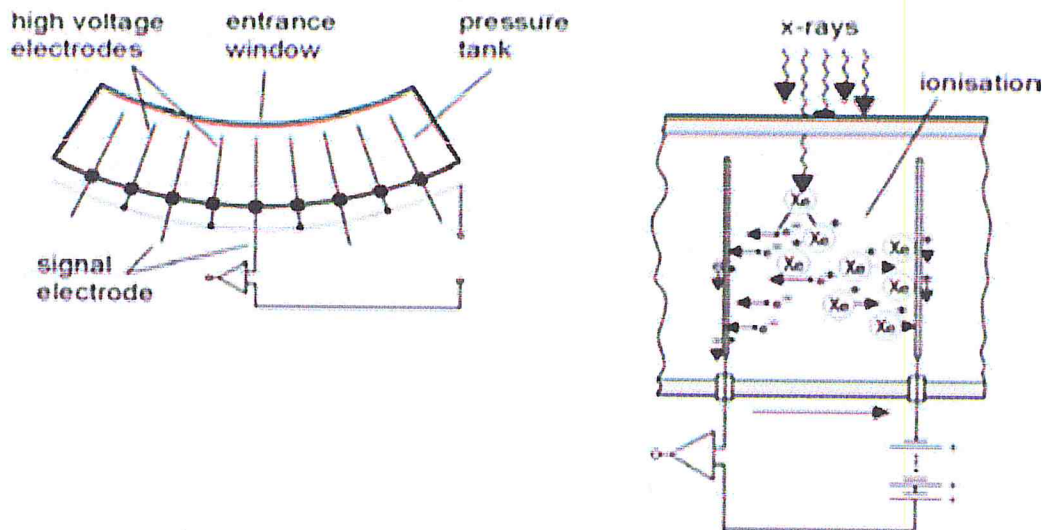


Figure I.10 : Détecteur a gaz (Xénon)

I.4.5 Filtrage et collimation

Le filtrage et la collimation permettent la mise en forme du faisceau de rayons X.

I.4.5.1. Collimation primaire et secondaire

La collimation primaire (Figure 11) est située en aval du filtrage. Elle calibre le faisceau de rayons X en fonction de l'épaisseur de coupe désirée. Elle limite l'irradiation inutile. La collimation secondaire (Figure 11) est placée avant le détecteur. Elle doit être parfaitement alignée avec le foyer et la collimation primaire. Elle limite le rayonnement diffusé par le patient [Doy88].

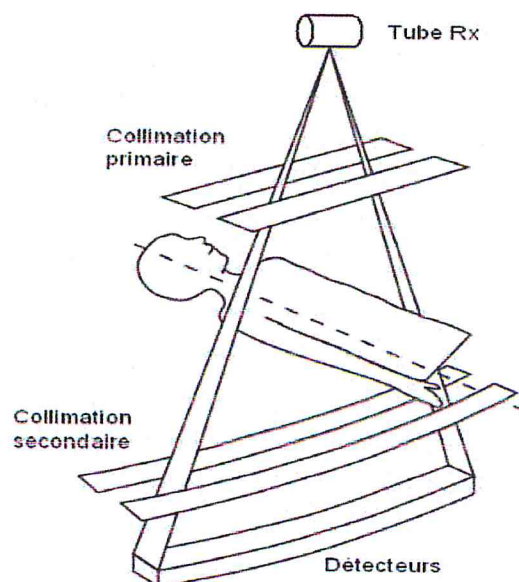


Figure I.11 : Collimation primaire et secondaire

I.4.5.2 Filtration

Enfin, les doses délivrées aux patients doivent être minimisées pour un examen donné. C'est en grande partie une question d'utilisation de protocoles optimisés. L'irradiation peut également être réduite en utilisant des filtres à rayons-x optimisés (figure 12), qui éliminent autant que possible les rayonnements basses énergies, qui irradient le patient mais ne contribuent pas à l'élaboration de l'image, car ils sont totalement absorbés par le corps humain [Jul02].

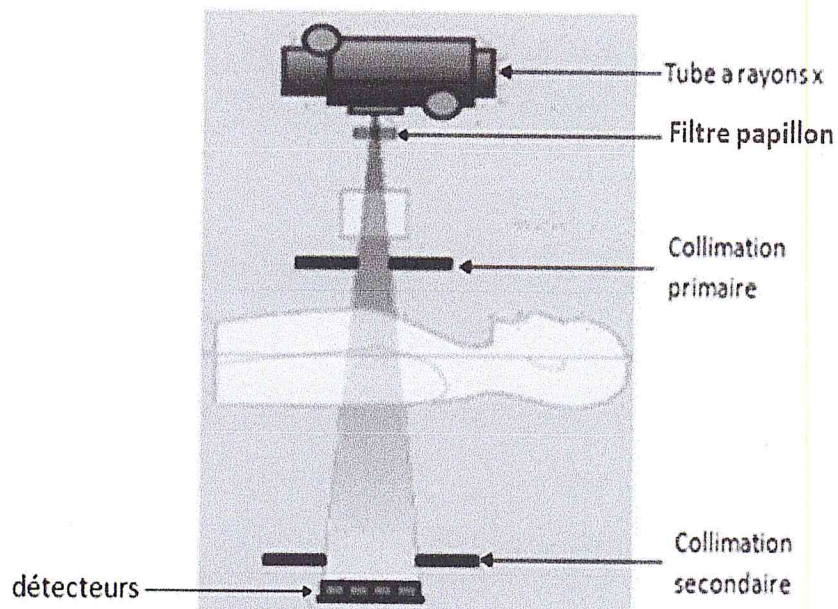


Figure I.12: Le filtrage

I.5. Générations des scanners

I.5.1 Première et deuxième génération (translation-rotation)

Dans le tomodensitomètre de première génération (figure 13), un patient est solidaire du mouvement du tube et saisit le profil d'absorption durant la translation. Après la translation, l'assemblage tube-détecteur tourne d'un angle donné et une nouvelle translation est effectuée. Du fait que l'on dispose que d'un détecteur, le système est lent (15 minute par coupe pour une image 80x80). L'avantage de cette génération est la géométrie parallèle d'acquisition du profil.

Le tomodensitomètre de deuxième génération (figure 13) utilise le dispositif de translation-rotation, mais avec un faisceau en éventail (fan beam). La mesure est effectuée simplement dans 30 détecteurs. La durée pour une coupe passe à 20 secondes)

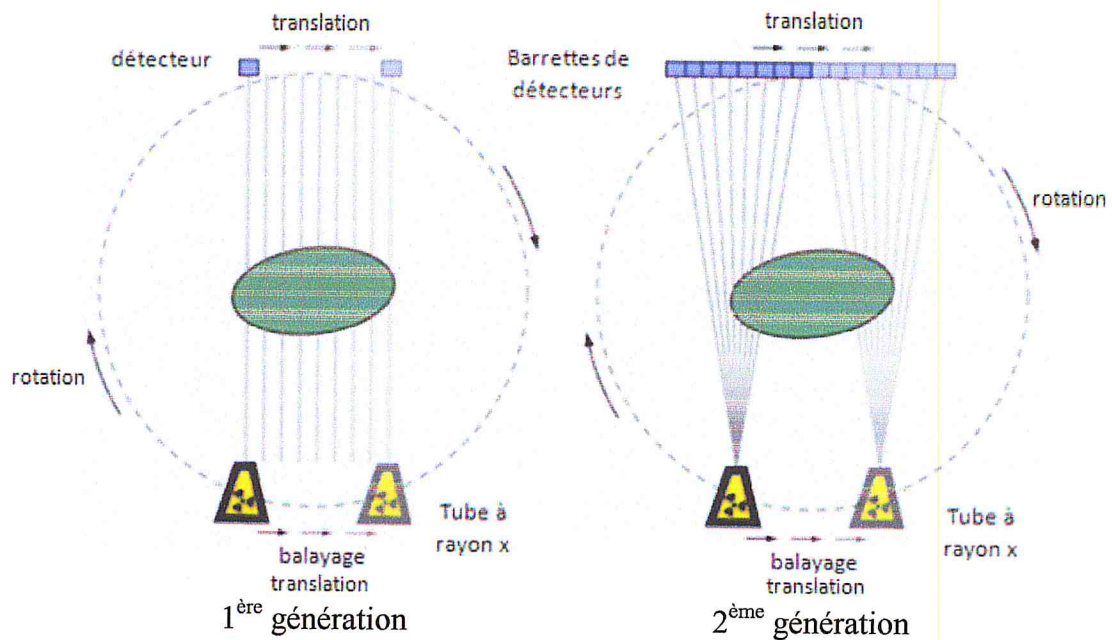


Figure I.13 : Tomodensitomètres de 1ère et 2ème générations (Translation- Rotation)

I.5.2 Troisième et quatrième génération

-Troisième génération (Figure I.14) : c'est la géométrie actuelle du tomodensitomètre. Le tube à rayons x tourne autour du patient. Une ou plusieurs barrettes de détecteurs situées en face du tube tournent de manière solidaire au tube. Le faisceau utilisé est un faisceau en éventail de faible épaisseur. Sous chaque angle, on enregistre dans la barrette de détecteurs le rayonnement traversant le patient.

La grosse difficulté technologique réside dans le couplage électronique des détecteurs et du tube (en rotation) avec l'extérieur. L'avantage majeur est la vitesse d'acquisition d'une coupe (une rotation) inférieure à la seconde. Les détecteurs sur la barrette couvrent un arc de cercle de 50° , ce qui permet de couvrir tout le patient avec un large éventail [IRA12].

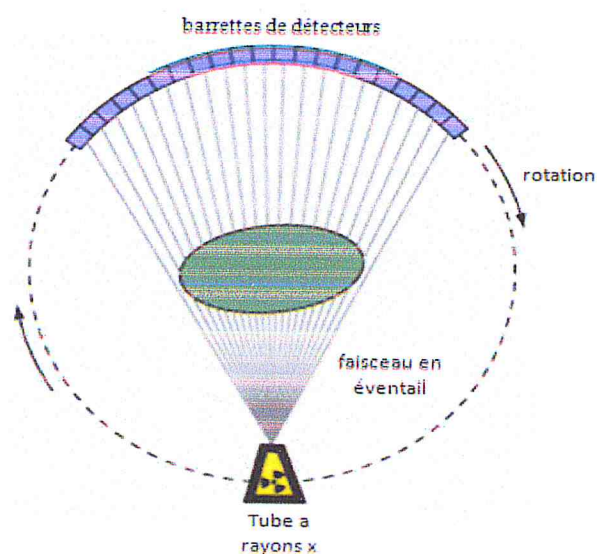


Figure I.14 : Tomodensitomètre de 3^{ème} génération

- **Quatrième génération** : Le principe dit de 4^{ème} génération (Figure I.15) utilise des détecteurs fixes disposés en couronne sur 360 degrés. Le tube décrit un mouvement circulaire soit à l'intérieur de cette couronne. Le nombre de détecteurs est relativement grand (de 600 à 1000). Les temps d'acquisition sont dans ce principe de l'ordre de 1 seconde.

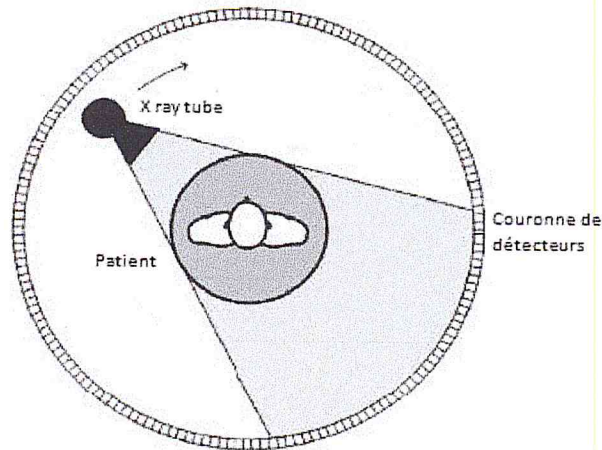


Figure I.15 : Tomodensitomètre de 4^{ème} génération

I.5.3 Scanner hélicoïdal

Le scanner hélicoïdal est basé sur le principe du scanner troisième génération (figure 16), il repose donc aussi sur la géométrie fan beam. Il marque la fin des scanners incrémentaux puisque la table a un mouvement en z continu durant l'acquisition.

Le tube à RX est solidaire d'un système de détection constitué d'une rangée (ou barrette) de détecteurs disposée en arc de cercle. L'ensemble tourne autour du patient alors que le tube produit un faisceau en éventail dont l'ouverture est variable d'un constructeur et à un autre.

La rotation continue du statif (qui supporte le tube et les détecteurs), l'émission continue des RX et l'avancé concomitante de la table d'examen aboutissent à l'acquisition hélicoïdale. La rotation continue du statif a été rendue possible par l'introduction des anneaux de glissement (slip rings). L'acquisition hélicoïdale permet, sur des scanners munis d'une seule rangée de détecteurs (scanner mono barrette), d'explorer tout un segment anatomique ou un organe, en moins de 20 secondes contre plus de 2 minutes sur un scanner utilisant l'acquisition incrémentale [Gro08].

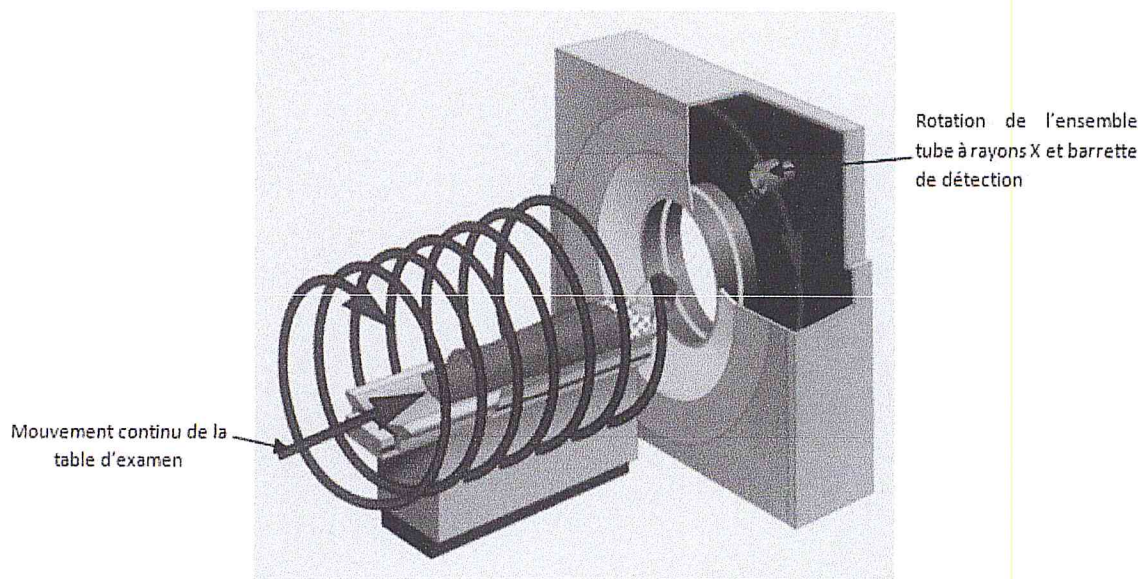


Figure I.16 : scanner hélicoïdal

On peut définir les paramètres suivants :

- **L'épaisseur de collimation** : c'est la largeur physique de la collimation au centre de l'acquisition (au niveau du centre du tunnel).
- **La vitesse de déplacement de la table** : c'est la vitesse de déplacement de la table durant l'acquisition (en mm/sec).
- **Le pitch** : c'est le rapport entre la distance parcourue par la table d'examen pendant une rotation de 360° et l'épaisseur de collimation (ex : durant une acquisition en pitch 1 la table d'examen effectue un déplacement égal à l'épaisseur de collimation). Le pitch décrit l'étirement de l'hélice : plus la vitesse de déplacement de la table est importante, plus l'hélice est ouverte et la densité spatiale des mesures faible,
- **L'épaisseur effective de coupe** : c'est la largeur à mi-hauteur (FWHM) de profil de la coupe. Comme on le verra ultérieurement, à collimation constante, cette épaisseur augmente avec le pitch [Jul02].

I.5.4 Scanner multibarrettes

Le scanner multibarrette (figure I-17) comporte plusieurs barrettes (entre 4 et 256) placées les unes à côté des autres dans la direction longitudinale, ce qui permet de réaliser plusieurs coupes en une seule rotation et d'augmenter la vitesse de balayage. Une coupe peut être obtenue par une barrette ou par la combinaison de plusieurs barrettes adjacentes.

L'augmentation de la vitesse d'acquisition permet plusieurs séries dans l'examen, correspondant par exemple dans le cas de l'utilisation d'un produit de contraste aux phases artérielle, veineuse précoce et veineuse tardive.

Le scanner multibarrette utilise un faisceau conique, plus large que le faisceau en éventail du scanner monobarrette (figure I-17). Au-delà de 4 barrettes, l'effet de cône ne peut plus être négligé et des modèles mathématiques de reconstruction sophistiqués doivent être utilisés.

L'arrangement des barrettes dans l'axe longitudinal varie selon les machines. Il existe des scanners à détecteurs symétriques (toutes les barrettes ont la même taille) et asymétriques pour lesquels la largeur des barrettes croît au fur et à mesure qu'elles s'écartent du centre du faisceau. L'utilisation de barrettes périphériques plus larges permet une adaptation à la conicité du faisceau. Des algorithmes de reconstruction particuliers sont toutefois nécessaires pour tenir compte de la conicité du faisceau [IRA12].

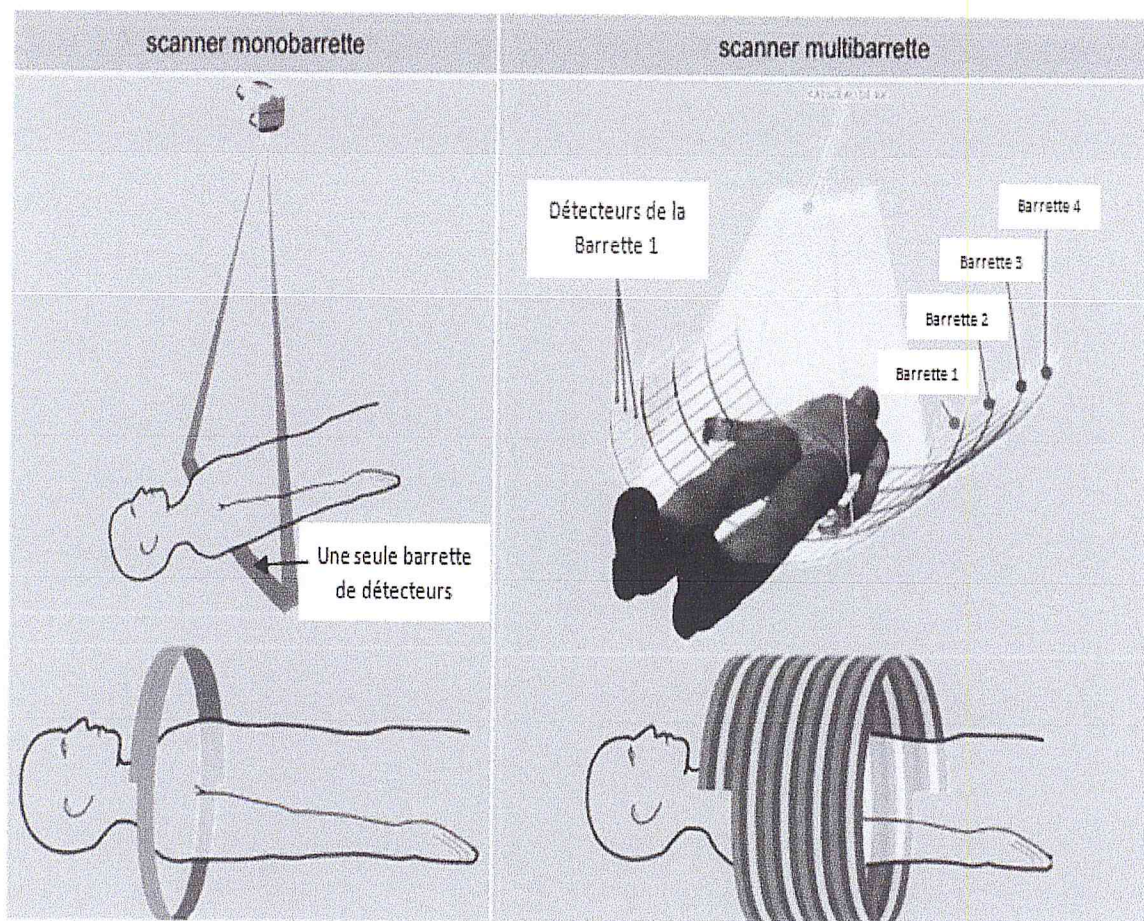


Figure I.17 : scanner mono et multi barrette

I.6 Paramètres d'acquisition

I.6.1 Tension

Il s'agit de la tension délivrée entre l'anode et la cathode du tube à RX, elle peut atteindre jusqu'à 140 kilovolts (d'où la constante appelée kV). Elle est corrélée au pouvoir de pénétration du faisceau. Ce paramètre varie en fonction :

- du type d'examen à réaliser (un scanner d'os compact type sinus demande une énergie de faisceau, donc des kV, beaucoup plus élevés qu'un examen de tissus mous type abdomen).

- de la corpulence du patient car, pour obtenir une image, il faut que les RX soient efficaces et peu atténués par l'épaisseur traversée.

La dose délivrée étant proportionnelle au carré de la tension, la baisse des kV constitue en théorie le moyen le plus efficace de réduire l'irradiation [Gro08].

I.6.2 Courant

S'exprime en milliampère (mA) et détermine avec le temps de rotation du tube la charge (mAs) qui la grandeur qui détermine la quantité d'électrons circulant entre l'anode et la cathode dans le tube à rayons X. La quantité de rayons X est la dose à l'entrée du patient sont donc directement proportionnelles à la charge (et au courant)

I.6.3 Temps de rotation

Correspond au temps par le tube pour réaliser un tour de 360^0 . L'augmentation de ce temps de rotation peut s'avérer utile pour bénéficier de plus de mesures par rotation et donc améliorer l'image.

I.6.4 Collimation primaire

Elle est définie par la largeur de collimation du faisceau de rayons X à la sortie du tube. Elle détermine l'épaisseur nominale de coupe en acquisition monocoupe. Elle peut varier de 1 à 10 mm.

En scanner multicoupe, la collimation varie en fonction du nombre et des épaisseurs de coupe disponibles. Les valeurs actuelles de collimation primaire vont de 1 mm pour réaliser 2 coupes de 0,5 mm à 32 mm pour obtenir 4 coupes de 8 mm [Boy01].

I.6.5 Taille de champ à l'acquisition (FOV)

Est déterminée par l'ouverture des collimateurs et généralement comprise entre 25 et 50 cm de diamètre selon la corpulence du patient. Seules les données comprises dans la taille de champ peuvent faire l'objet d'une reconstruction tomographique.

I.6.6 Vitesse d'avancée de la table

Est la vitesse de déplacement de la table exprimée en mm/s. elle comprise entre 10 et 55 mm/s [IRA12].

I.6.7 Pitch

Paramètre de l'acquisition hélicoïdale, le pas de l'hélice ou pitch décrit l'étirement de l'hélice. Il est défini par le rapport entre le déplacement de la table durant un tour de 360^0 et la collimation du faisceau de rayons X.

$$Pitch = \frac{d}{s} \quad (I-3)$$

Avec d l'avancée de table pendant une rotation et S , l'épaisseur de collimation. Les pitches utilisés en clinique varient entre 1 et 2 [Blu00].

Pitch < 1 : il y a recouvrement partiel des faisceaux d'un tour à l'autre. Un pitch inférieur à 1 offre la possibilité de reconstruire des coupes fines et d'utiliser des incréments de reconstruction très fins, au détriment du temps d'acquisition. Ces valeurs de pitch sont donc utilisées pour étudier des structures fines (articulations, massif facial, rochers).

Pitch = 1 : les faisceaux sont juxtaposés

Pitch > 1 : il existe un espace entre les faisceaux d'un tour à l'autre. Un pitch supérieur à 1 permet des acquisitions rapides, mais ne permet généralement pas de reconstruire des coupes fines [IRA12].

I.7 Reconstruction d'image scanographique

I.7.1 Atténuation du rayonnement X

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

$$-dI = \mu(E,M)I \times dx \quad (I-4)$$

Le coefficient de proportionnalité $\mu(E,M)$, appelé coefficient d'atténuation linéaire, dépend de l'énergie E des photons incidents et la densité électronique du milieu M . Il a la dimension de l'inverse d'une longueur.

L'intégration de la relation (I-4) donne la loi d'atténuation d'un faisceau parallèle mono énergétique de rayonnement électromagnétique en fonction de l'épaisseur x :

$$I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu(E,M)x} \quad (I-5)$$

Avec

I_0 : intensité incidente du faisceau

I : intensité émergente

μ : coefficient d'atténuation de l'objet traversé

x : épaisseur de l'objet

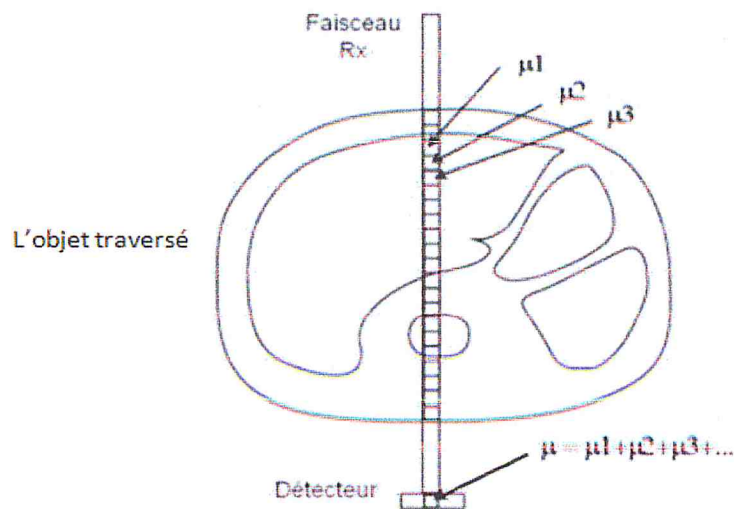


Figure I.18 :L'atténuation mesurée par un détecteur dépend de toutes les structures traversées et la valeur de μ est une valeur moyenne

Le faisceau rencontre des structures de densité et d'épaisseur différents. L'atténuation dépend donc de plusieurs inconnues $\mu_1 x_1, \mu_2 x_2, \dots, \mu_n x_n$.

I.7.2 Projections

Le détecteur transforme les photons X détectés en un signal électrique directement proportionnel à l'intensité de faisceau de rayons X reçus. Le profil d'atténuation (ou projection) correspond à l'ensemble des signaux électriques fourni par la totalité des détecteurs pour un angle de rotation donné. Un mouvement de rotation autour du grand axe de l'objet à examiner permet d'enregistrer une série de profils d'atténuation résultant de la traversée de la même coupe selon différents angles de rotation (de l'ordre de 1000 mesures de profil d'atténuation par rotation de 360°) [Boy01].

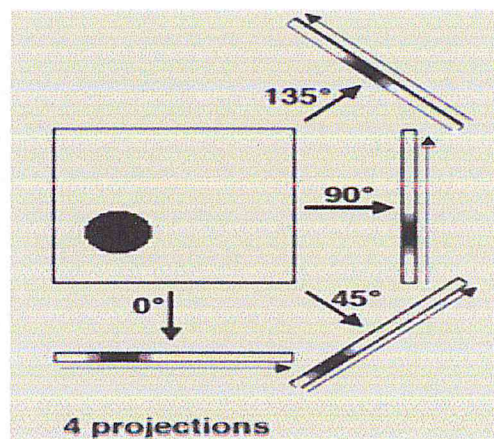


Figure I.19: Acquisition des projections

I.7.3 Rétroprojection

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

projections sont rétro-projetées sur une matrice de reconstruction. Chaque profil d'atténuation est projeté selon le même angle qu'à l'acquisition.

A partir des valeurs d'atténuation mesurées par chaque détecteur, l'ordinateur calcule la densité de chaque pixel de la matrice. Ces calculs complexes reposent sur un principe simple : connaissant la somme des chiffres d'une matrice selon tous ses axes (rangées, colonnes et diagonales), on peut en déduire tous les chiffres contenus dans la matrice.

La rétroprojection se divise à deux types :

I.7.3.1 Rétroprojection simple

Consiste à épandre la projection le long de son axe de projection. L'épandage de l'ensemble des projections acquises à des angles différents (par ex. 64 ou 128 angles sur 180°) restitue une image qui peut être assez éloignée de la coupe. Une des caractéristiques de la rétroprojection est d'introduire des artefacts en étoile.

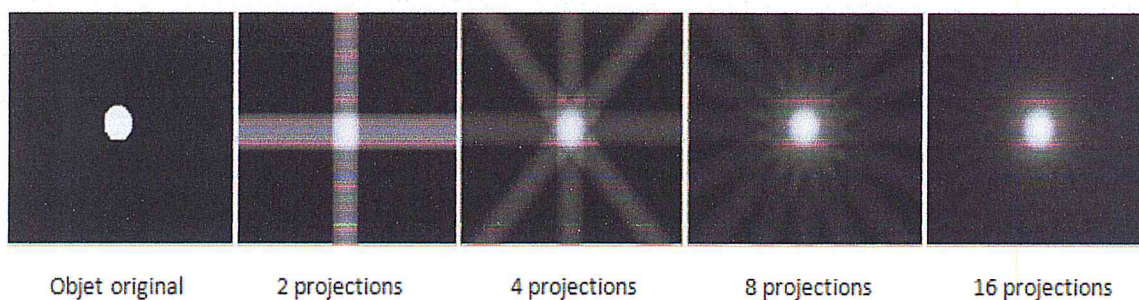
I.7.3.2 Rétroprojection filtrée

Pour effacer les artefacts en étoile laissés lors de la rétroprojection, la rétroprojection filtrée filtre les projections par filtre rampe (filtre passe-haut en forme de rampe).

Le processus de calcul de la rétroprojection filtrée est le suivant :

- éventuellement calcul de la moyenne géométrique des projections opposées.
- calcul de la transformée de Fourier des projections, multiplication par le filtre rampe et calcul par transformée de Fourier inverse de la projection filtrée.
- rétroprojections des projections filtrées. [IRA10].

Rétroprojection simple



Rétroprojection filtrée

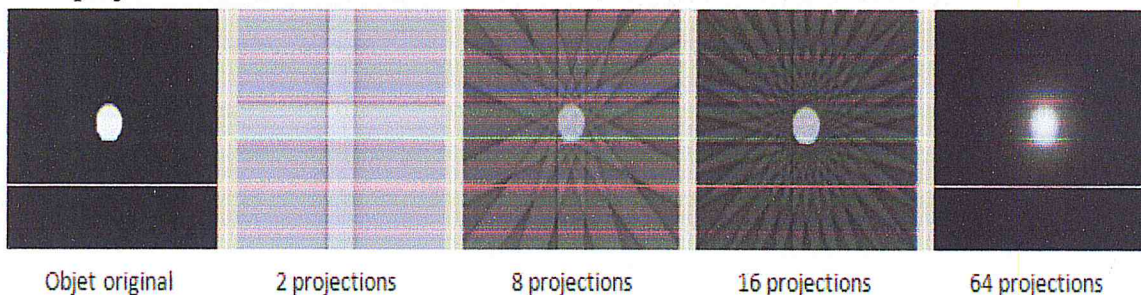


Figure I.20 : Reconstruction d'un objet par rétroprojections simple et filtrée

I.7.4 Algorithmes d'interpolation

Le traitement standard des données effectué après l'acquisition ne permet pas d'obtenir des images exploitables (artefact de mouvement). Il est donc nécessaire de les corriger afin de supprimer le mouvement de la table. Il existe un certain nombre d'algorithmes utilisables pour effectuer cette correction :

-Algorithme 360° linéaire :

Il interpole les données mesurées à deux positions angulaires identiques avant et après la position du plan de reconstruction. L'algorithme 360° favorise la résolution en densité (contraste) grâce à un meilleur rapport signal sur bruit mais a l'inconvénient de produire des profils de coupe relativement élargis.

-Algorithme 180° linéaire :

Il utilise les données acquises durant une rotation de 180°.

L'interpolation se fait entre les données en projection angulaire opposée considéré comme similaires. L'algorithme 180° qui utilise deux fois moins de données pour reconstruire une coupe dispose d'une moins bonne résolution en densité mais d'une meilleure résolution spatiale puisque l'épaisseur réel de coupe est inférieur à celle obtenue avec un algorithme 360° et le profil de coupe sera amélioré [Boy03].

I.7.5 Visualisation

I.7.5.1 Echelle d'Hounsfield

En scanographie le paramètre physique à la base du contraste dans l'image est le coefficient linéique d'atténuation μ . Le contenu NS de chaque pixel de l'image est relié aux valeurs de μ par la relation :

$$NS = \frac{\mu_{\text{tissu}} - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \times 1000 \quad (\text{I-6})$$

Avec :

μ_{eau} : coefficient linéique d'atténuation d'eau.

μ_{tissu} : coefficient linéique d'atténuation d'un tissu.

N_{CT} : nombre ou unité d'Hounsfield.

Cette relation conduit à une échelle standardisée (échelle d'HOUNSFIELD) utilisée sur tous les scanners. Elle repose sur deux valeurs particulières : -1000 pour l'air et 0 pour l'eau. En pratique elle s'étend au delà de +1000 pour l'os dense [Kib06].

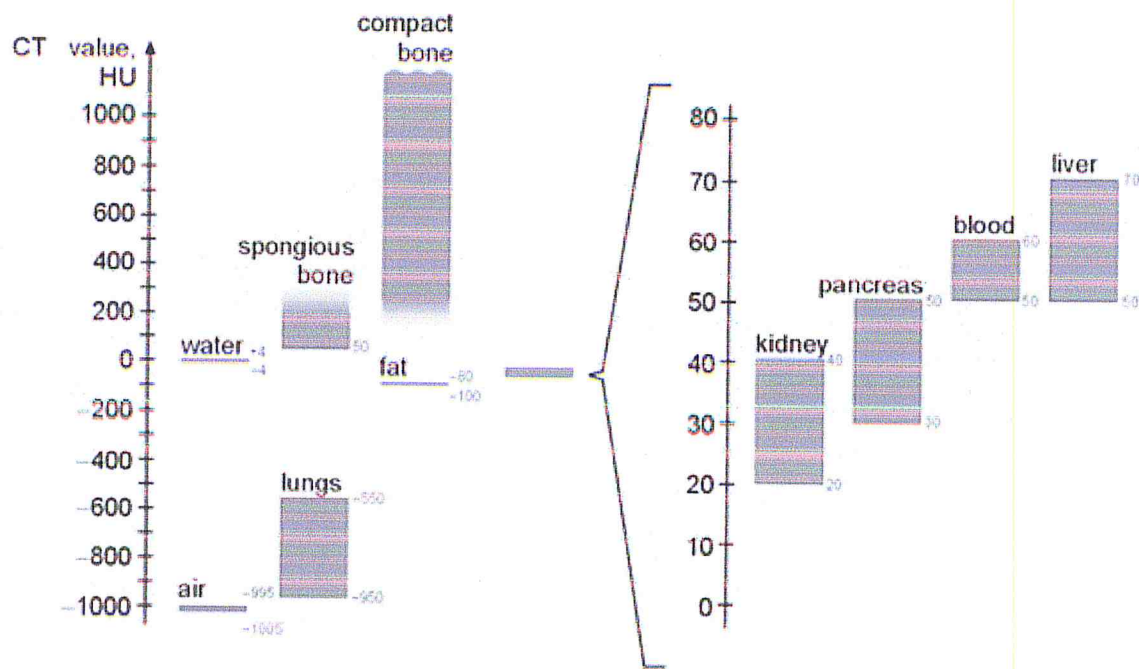


Figure I.21: Echelle de Hounsfield

I.7.5.2 Fenêtrage

Théoriquement, l'échelle Hounsfield n'a pas de valeur supérieure limite. Néanmoins, en scanographie, une échelle allant de -1024 à +3071 HU est généralement utilisée. Par conséquent 4096 (212) valeurs différentes sont disponibles et 12 bits sont nécessaires par pixel.

Ces 4096 niveaux de gris ne peuvent être différenciés par l'œil humain. Un humain peut typiquement discerner un maximum de 16 niveaux de gris. La totalité de l'échelle de gris est donc assignée à un intervalle d'intérêt de nombres CT appelé fenêtre de visualisation (de largeur W et de centre C).

Les nombres CT supérieurs à la valeur maximale choisie apparaîtront blancs sur l'image et les nombres CT inférieurs à la valeur minimale apparaîtront noirs (Figure I-22). On définit cette fenêtre en réglant le centre C et la largeur W. Le centre choisi doit correspondre approximativement à la valeur moyenne des nombres CT de la structure d'intérêt.

La largeur va déterminer le contraste de l'image. Pour la visualisation de très petites différences d'atténuation (comme par exemple pour le cerveau), une fenêtre très fine doit être choisie (W petit). Au contraire, quand la zone explorée présente de fortes différences d'atténuation (par exemple le poumon, le squelette...), une fenêtre large doit être choisie (W grand) (Figure I-22).

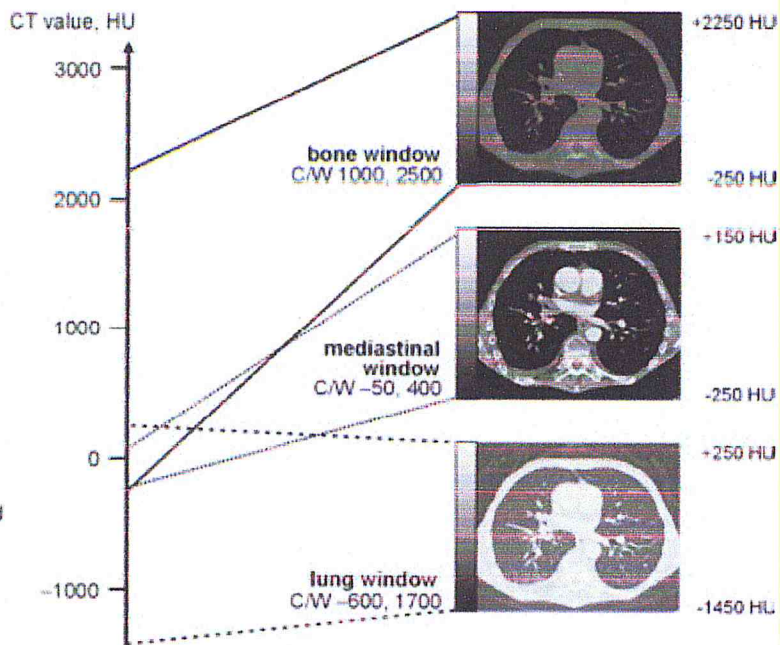


Figure I.22: détermination du centre et de la largeur de la fenêtre

I.7.5.3 Signification des nombres CT

Les nombres CT peuvent être interprétés facilement et sans ambiguïté dans la plupart des cas. Une augmentation du nombre CT correspond à une augmentation de la densité et/ou à une augmentation de numéro atomique. Ce qui correspond à la définition physique du coefficient d'atténuation linéaire μ .

$$\mu = \frac{\mu}{\rho}(E, Z) \times \rho \quad (I-7)$$

μ est le produit de la densité ρ par le coefficient d'atténuation de masse (μ/ρ) qui dépend de l'énergie E du faisceau de rayons X et du numéro atomique Z du matériau ou du tissu étudié. Les différences de valeurs entre les nombres CT diminuent quand l'énergie augmente [Gro08].

CHPITRE II

QUALITE D'IMAGE

II.1 Bruit

La coupe scanographique d'un matériau homogène montre que les valeurs du nombre scanner (NS) obtenues ne sont pas toutes identiques mais se répartissent autour d'une valeur moyenne. Ce phénomène est appelé "bruit" et est dû à deux composantes :

- le bruit quantique lié au caractère aléatoire du nombre de photons émis
- le bruit du système : bruit électronique, bruit de numérisation et de calcul, cette composante a normalement moins d'importance que la première.

Le bruit limite les variations d'atténuation qui peuvent être détectées par le scanner. C'est donc une limite à la détectabilité à bas contraste.

Pour la détermination du bruit, une méthode pratique consiste à exprimer le bruit à partir de l'écart-type σ d'un tableau de valeurs NS relevées au centre de l'image de la coupe d'un fantôme homogène, généralement de l'eau.

Soit :

- n le nombre de pixels de l'échantillon de surface ($n > 100$)
- NS_i le nombre scanner du $i^{\text{ème}}$ pixel de l'échantillon
- \overline{NS} le nombre scanner moyen de l'échantillon.

$$\overline{NS} = \left(\frac{1}{n} \right) \left(\sum_{i=1}^n NS_i \right) \quad (\text{II-1})$$

L'écart-type, σ , exprimé en nombre NS, est donné par :

$$\sigma = \left[\frac{\sum_{i=1}^n (NS_i - \overline{NS})^2}{n-1} \right]^{1/2} \quad (\text{II-2})$$

Où NS_{eau} et NS_{air} sont les valeurs NS des mesures effectuées respectivement dans l'eau et dans l'air.

Le bruit est alors donné par la relation:

$$B = \frac{\sigma}{NS_{\text{eau}} - NS_{\text{air}}} \times 100\% \quad (\text{II-3})$$

-À l'acquisition :

Le bruit est inversement proportionnel à $D^{1/2}$, la dose étant directement fonction du nombre de photons. Le bruit va donc dépendre des mA, du temps d'acquisition, de la largeur de coupe et de l'ouverture du détecteur. Tout facteur qui entraîne une diminution du nombre de photons entraîne une augmentation du bruit.

Ainsi, si l'ouverture du détecteur est réduite de façon à augmenter la résolution spatiale, le bruit augmente. Il en est de même avec le vieillissement du tube (cratérisation de l'anode).

-À la reconstruction :

- taille du pixel : la reconstruction de l'objet examiné en une matrice plus fine augmente les fluctuations des valeurs NS des pixels pris individuellement et par conséquent augmente le bruit dans l'image.
- filtre de reconstruction : les filtres qui privilégient la résolution spatiale et donc les hautes fréquences favorisent l'augmentation du bruit [Ver97].

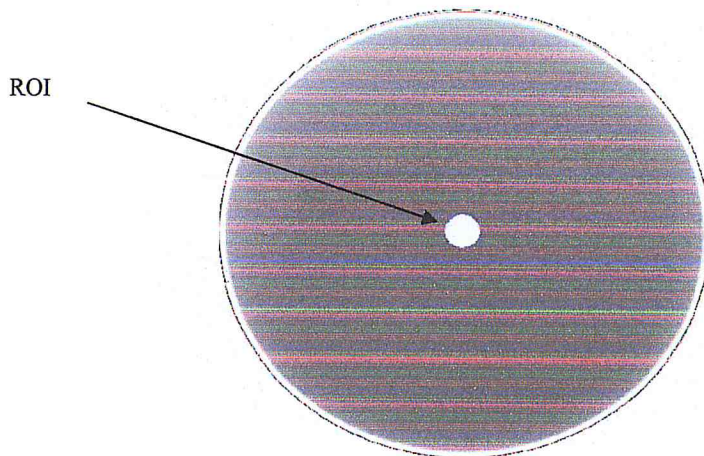


Figure II.1: Image d'un cylindre homogène permettant de mesurer le bruit dans une zone d'intérêt (ROI)

II.1.1 Accumulation de différentes sources de bruit

Comme les sources de bruit d'une image sont multiples, le bruit de l'image est la combinaison de bruits élémentaires. En présence de n sources de bruit, le bruit final est la racine carrée de la somme quadratique n des bruits

$$\sigma = \sqrt{\sum_{i=1}^n \sigma_i^2} \quad (\text{II-4})$$

Tout ceci n'est correct que si les différentes sources de bruits sont non corrélées entre elles. Dans le cas de l'addition de bruits corrélés (p. ex. additionner la même image), le bruit final est la somme arithmétique des deux bruits et non plus la racine carrée de la somme quadratique. La

différence entre ces deux situations est fondamentale et apparaît clairement dans la mesure du rapport signal sur bruit.

II.1.2 Rapport signal sur bruit

La qualité d'une image numérique en terme de bruit est caractérisée par son rapport signal sur bruit (SNR – Signal to Noise Ratio) qui est inversement proportionnel au niveau de bruit. Un SNR élevé signifie une bonne qualité d'image [IRA12].

$$SNR = \frac{\overline{NS}}{\sigma} \quad (\text{II-5})$$

Avec :

SNR Le rapport signal sur bruit

\overline{NS} Le nombre scanner moyen de l'échantillon.

σ L'écart-type

II.2 Résolution spatiale

La résolution spatiale est la capacité à distinguer (séparer) des petits objets sur l'image ou deux structures proches. On utilise également l'expression de pouvoir séparateur. Un système d'imagerie de mauvaise résolution spatiale étale le signal et crée un flou autour des structures imagées.

-Méthode de mesure :

On analyse l'image d'un objet appelé mire de résolution contenant une alternance de traits noirs et blancs qui se répètent à différentes fréquences spatiales. Pour mesurer la résolution, il suffit de regarder ce qui reste de ce motif initial sur l'image. L'amplitude du signal périodique diminue avec la fréquence à cause des limites en résolution spatiale du système. Plus les fréquences sont élevées (traits rapprochés), plus l'amplitude du signal est atténuée par le système d'imagerie. Pour obtenir une valeur chiffrée de la résolution, on compte simplement le nombre de lignes noires encore reproduites par le système étudié. On parle en général de paires de lignes par centimètre (PL/cm), en associant une ligne blanche à une ligne noire.

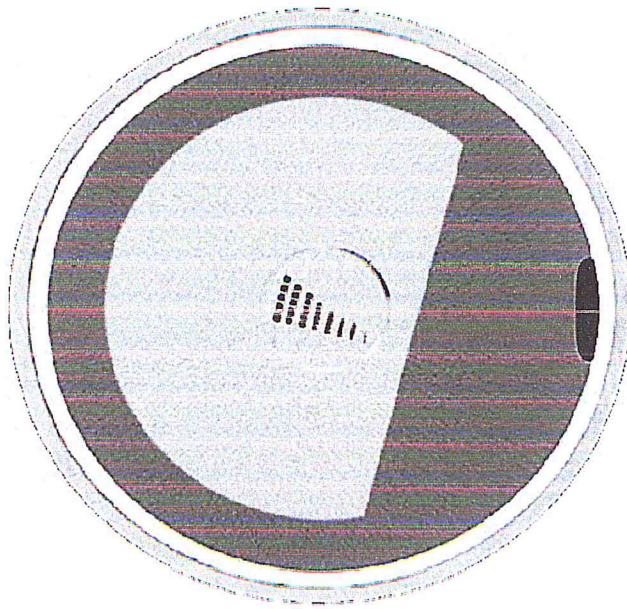


Figure II-2 : Evaluation de la résolution spatiale avec une mire de résolution

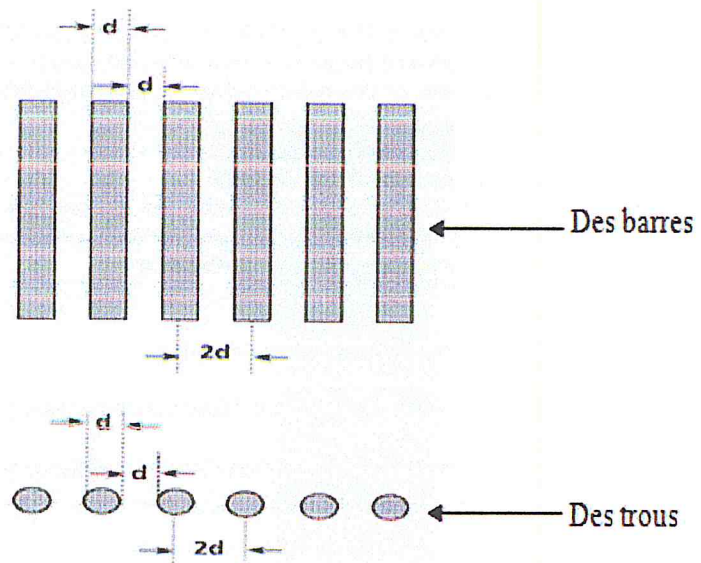


Figure II-3 : Evaluation de l'unité de la résolution spatiale

II-3-Contraste

Le contraste de l'image est la différence de signal moyen (valeur moyenne des pixels) entre deux zones d'intérêt homogènes de l'image.

$$C = |\bar{x}_1 - \bar{x}_2| \quad (\text{II-6})$$

Avec :

C : contraste

x_1 : valeur moyenne des pixels dans la zone d'intérêt 1

x_2 : valeur moyenne des pixels dans la zone d'intérêt 2

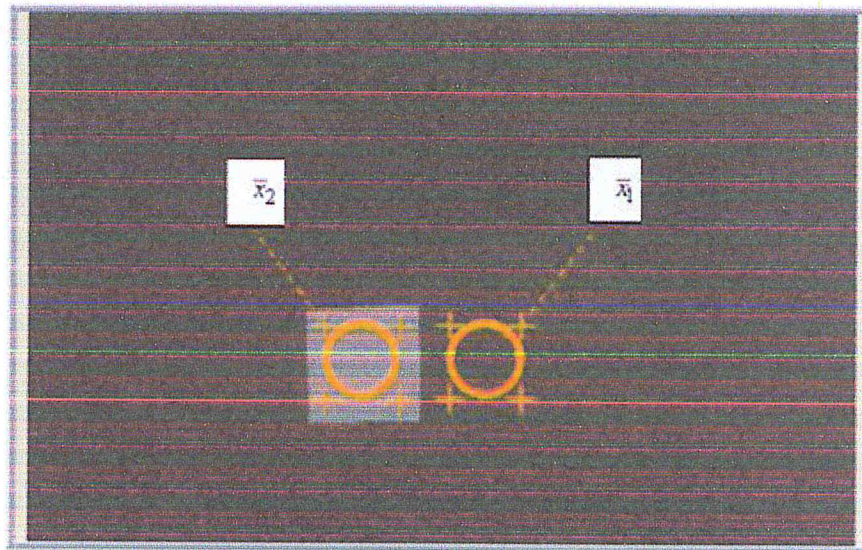


Figure II.4 : Mesure du contraste entre deux régions d'intérêt

Le contraste de l'image est créé à l'acquisition puis modifié de manière successive aux différentes étapes de la réalisation de l'image. On peut ainsi distinguer :

Le contraste intrinsèque de l'objet ou contraste objet est la différence entre les quantités de rayonnement transmises par les différentes régions du sujet, directement liée à la différence des coefficients d'atténuation linéaire. Il est donc déterminé par les grandeurs suivantes : [IRA10]:

- Différence d'épaisseur
- Différence de densité
- Différence de composition

II.4 Uniformité

Ce type de test permet de constater comment le système d'imagerie prend en compte le phénomène de durcissement du faisceau (filtre boomerang en sortie de faisceau). Les photons, contrairement aux particules chargées, vont subir une baisse de fluence après les premières interactions dans la matière. Comme seuls les photons les moins énergétiques seront entrés en collisions, l'énergie moyenne du faisceau va augmenter.

Le paramètre rendant compte de l'uniformité, représente la différence maximale entre les pixels du centre (NS_c) et ceux de la périphérie (NS_b) d'une tranche homogène d'eau, et ce, rapporté à l'échelle de contraste de référence air-eau.

$$U = \frac{NS_c - NS_p}{NS_{eau} - NS_{air}} \times 100\% \quad (II-7)$$

Les facteurs qui influencent l'uniformité sont l'épaisseur de coupe, le filtre de reconstruction, l'épaisseur et la nature de l'objet étudié.

II.5.2 Echelle de contraste (EC)

L'échelle de contraste représente la variation du coefficient linéique d'atténuation par nombre scanneur pour deux matériaux de référence.

Il est habituel de définir cette échelle de contraste en utilisant comme éléments de référence le plexiglas et l'eau :

$$EC = \frac{\mu_{\text{plexi}} - \mu_{\text{eau}}}{NS_{\text{plexi}} - NS_{\text{eau}}} \quad (\text{II-9})$$

En fait, la linéarité précise la cohérence de l'échelle de contraste tout le long d'un domaine sélectionné de nombres scanneurs.

Les facteurs ne sont généralement pas accessibles à l'utilisateur. Le facteur d'influence prépondérant est la qualité du faisceau définie par la haute tension et la filtration.

II.6 Détectabilité à bas contraste

La détectabilité à bas contraste indique la dimension de la plus petite lésion détectable pour des tissus de densités voisines. Ceci revient donc à mesurer la résolution spatiale pour des contrastes de plus en plus faibles, mais dans ces conditions, la mesure sera affectée par le bruit.

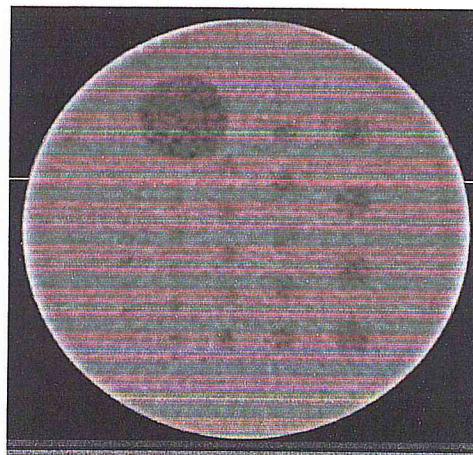


Figure II.7 : Evaluation de la détectabilité à bas contraste

II.7 Largeur de coupe

Ce paramètre correspond à la mesure de la largeur de coupe au niveau de l'axe de rotation. Il permet de vérifier si la programmation de coupes adjacentes conduit à des coupes juxtaposées, espacées ou superposées. Ces considérations sont importantes dans une perspective dosimétrique pour le patient et pour avoir un index de résolution spatiale selon l'axe perpendiculaire à la coupe.

La largeur de coupe s'exprime par la mesure de la largeur à mi-hauteur du profil de l'image d'une lame d'aluminium inclinée et placée au centre du statif. L'angle d'inclinaison θ est généralement égal à 45° [Vyn05].

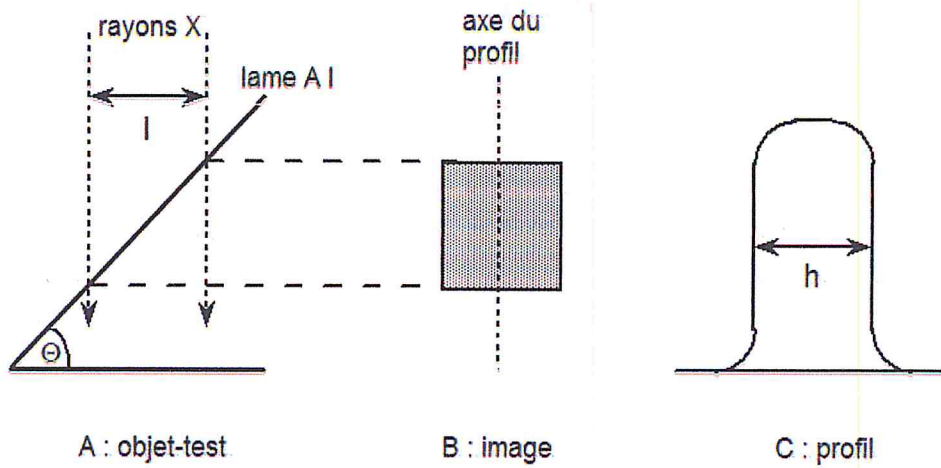


Figure II.8 : Principe de la mesure de la largeur de coupe.

II.8 Energie effective

Il s'agit de mélanges d'éthanol (C_2H_5OH) et de tétrachlorure de carbone (CCl_4). Chacun de ceux-ci possède pour une énergie de rayons X donnée, le même coefficient d'atténuation que l'eau, cette méthode est appelée la méthode de (White and Speller) [Whi80].

En pratique, le nombre Hounsfield d'un tube "référence" d'eau est comparé aux divers nombres Hounsfield des échantillons. Chaque tube représentant une énergie donnée, la coïncidence entre le nombre CT de l'eau et celui du mélange permet de connaître l'énergie effective du faisceau de rayons X.

Les tubes sont numérotés selon l'énergie effective qu'ils permettent de trouver. Par exemple, le tube « keV 50 » a été préparé avec les proportions d'éthanol et de tétrachlorure de carbone pour obtenir un coefficient linéique d'atténuation égale à celui de l'eau à 50 keV.

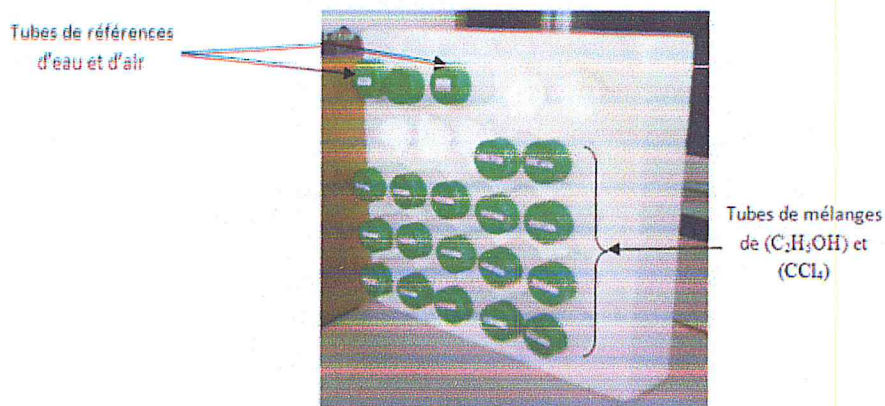


Figure II.9 : Fantôme pour la mesure de l'énergie effective

CHAPITRE III

MATERIEL ET METHODES

III.1 Introduction

La tomographie axiale assistée par ordinateur (CT) permet d'obtenir des plans de coupe de bonne qualité en un temps relativement bref. Contrairement à la radiologie classique où le faisceau de RX transmis est détecté et visualisé à l'aide d'un film physique ou d'un amplificateur de luminance, ce faisceau est détecté électroniquement, puis numérisé afin d'obtenir une représentation volumique du corps étudié. Les tests à mettre en œuvre seront de ce fait différents de ceux entrepris jusqu'alors. Ils comprendront des analyses du bruit, de la résolution spatiale, de l'uniformité, de la linéarité, de l'échelle de contraste et enfin l'énergie effective.

III.2 Matériel

III.2.1 Installation scanographique

Les mesures ont été réalisées sur un scanner du service d'urgence du centre national d'imagerie médicale de CHU de Beba-Eloued, Asteion 4 (TOSHIBA).

Le scanner 4 barrettes (Asteion 4, Toshiba) a été installé en 2005. Les images produites sont aussi reconstruites en matrice 512×512 avec un champ de vue de reconstruction réglable.

Paramètres d'acquisition	ASTEION 4
Tension (kV)	80, 100, 120
Courant (mA)	50, 100, 150, 200, 250, 300
Temps d'une rotation(s)	0.48, 0.75, 1, 1.5, 2
Collimation (mm)	0.5*4, 1*4, 2*4, 3*4, 4*4, 5*4
Pitch	0.75, 0.875, 1.375
FOV* maximal (mm)	500

*Ouverture maximale du champ (Field Of View)

Tableau III.1 : Paramètres d'acquisition disponibles dans le scanner

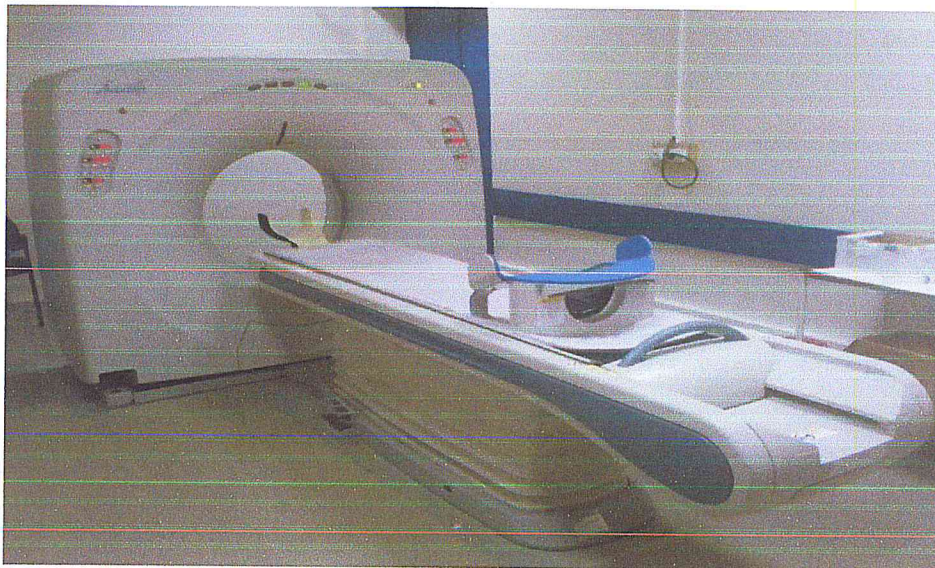


Figure III.1: Scanner Asteion 4 de TOSHIBA

III.2.2 Fantômes

Nous avons utilisé dans notre étude deux fantômes, l'un est le fantôme d'évaluation des performances du scanner pour la mesure des différents paramètres de qualité d'image tels que le bruit, la résolution spatiale, l'uniformité, la linéarité, la détectabilité à bas contraste, l'épaisseur de coupe et un second fantôme pour la mesure de l'énergie effective.

III.2.2.1 Fantôme d'évaluation des performances du scanner

Le fantôme d'évaluation des performances des scanners de 'Nuclear Associates' est un système modulaire (figure III-2) permettant la mesure de 9 paramètres. Il est constitué d'un cylindre en acrylique de 215.9 mm de diamètre contenant entre autre une section de mesure d'épaisseur de coupe, un bloc de mesure de la résolution spatiale et la fonction de dispersion ponctuelle. A la base du fantôme se trouve la section de bas contraste avec des cavités étanches (de 3.17 à 25.4 mm de diamètre) à remplir de solutions de densités appropriées. Une couronne en téflon de 6.35 mm d'épaisseur est positionnée à la base du fantôme pour simuler l'os.

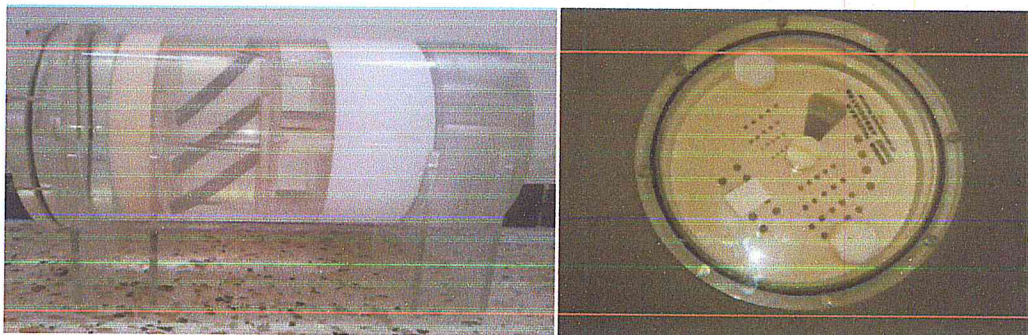


Figure III.2 : Fantôme d'évaluation des performances CT

III.2.2.1.1 Section d'évaluation du bruit et de l'uniformité

Ces deux paramètres s'évaluent à partir de la coupe d'un objet homogène. Celui-ci est constitué d'un cylindre en plexiglas rempli d'eau (figure III.3).

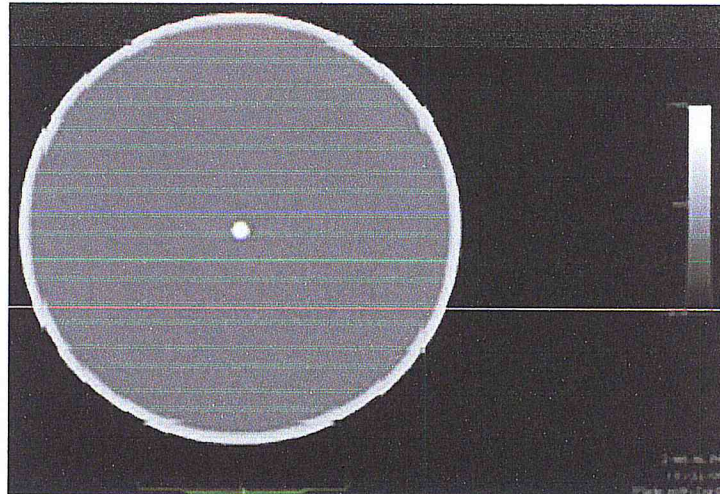


Figure III.3 : Section de mesure du bruit et de l'uniformité

III.2.2.1.2 Section d'évaluation de la linéarité

Pour l'évaluation de ce paramètre, on utilisera un ensemble de petits cylindres (diamètre 25 à 30 mm) de divers matériaux de composition connue et proche de celle des tissus mous c'est-à-dire présentant des UH compris entre -100 et +150.

La section dédiée à la mesure de la linéarité contient cinq insertions (Polyéthylène, polystyrène, nylon, plexiglas et lexan) de 2.54 cm de diamètre (figure III.4).

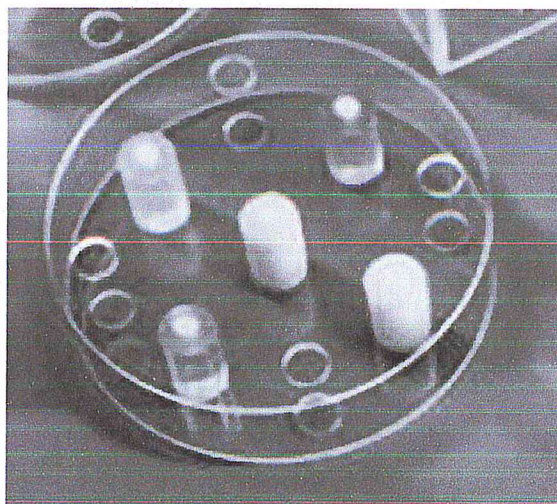


Figure III.4: Section de mesure de la linéarité

III.2.2.1.3 Section d'évaluation de la largeur de coupe

Cette section est constituée de 3 lames d'aluminium de 0,5 mm d'épaisseur et de 25 mm de largeur inclinées de 45° (rapport image / largeur de coupe = 1) et placées dans le cylindre décrit plus haut (figure III.5).

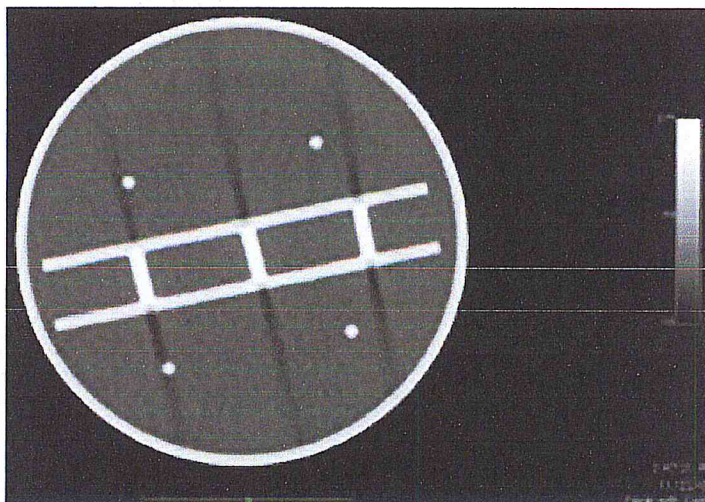


Figure III.5 : Section de mesure de la largeur de coupe

III.2.2.1.4 Détectabilité à bas contraste

La détectabilité à bas contraste (LCD) a été analysée à l'aide du module 76-421. Il est composé d'un disque en plastique équivalent tissu de 201 mm de diamètre et 25 mm d'épaisseur (figure III.6).

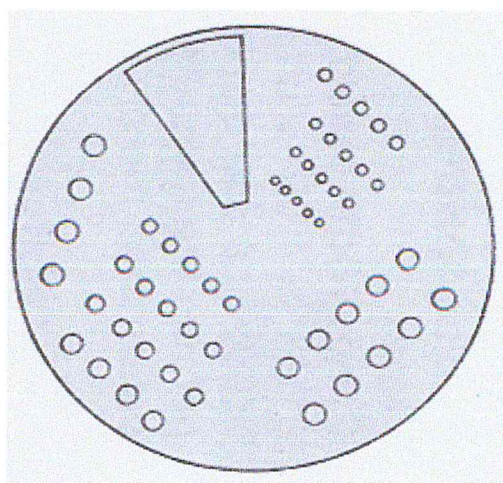


Figure III.6: Fantôme d'évaluation de détectabilité à bas contraste (LCD)

Il contient des inserts de diamètres variables de 2.5 mm à 7.5 mm de diamètre par pas de 0.5 mm. Ces inserts sont constitués de matériaux ayant un faible contraste par rapport au matériau constituant la base du module.

III.2.2.1.5 Module de la résolution spatiale

Le bloc de haute résolution en acrylique contient 8 séries de 5 trous chacune de diamètres respectifs de 1.75, 1.50, 1.25, 1, 0.75, 0.60, 0.50 et 0.40 mm espacés longitudinalement de 4.3 mm et verticalement par des distances égales à deux fois leurs diamètres. Tous ces trous sont remplis d'air. Le bloc contient aussi un fil en acier inoxydable de 0.22 mm de diamètre qui permet le calcul de la fonction de dispersion ponctuelle (figure III.7).

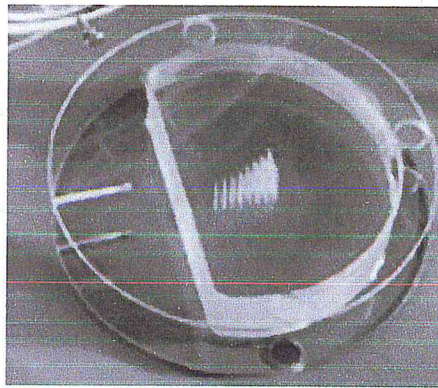


Figure III.7 : Fantôme d'évaluation de la résolution spatiale

III.2.2.2 Fantôme de mesure de l'énergie effective

Au niveau de centre de recherche nucléaire d'Alger (CRNA), nous avons fabriqué un dispositif pour la mesure de l'énergie effective, c'est pour cela on a fait 18 trous dans une boîte de carton dont les dimensions suivantes : 32 cm de côté et 4 cm d'épaisseur.

Nous avons placé dans ces 18 trous, 16 tubes sont remplis des mélanges de tétrachlorure de carbone et d'éthanol préparés en proportions différentes et 2 tubes de références d'eau et d'air.

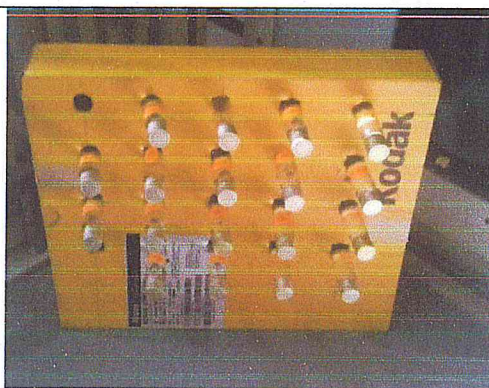


Figure III.8 : dispositif utilisé pour la mesure de l'énergie effective

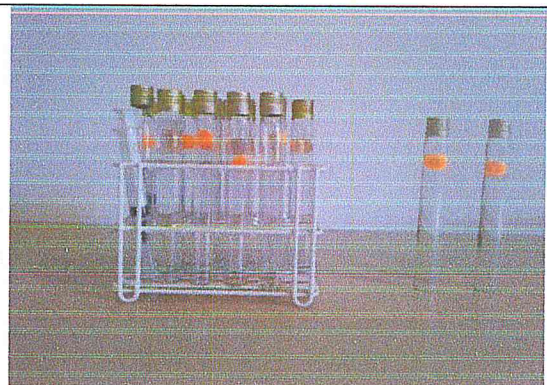


Figure III.9 : les tubes utilisés pour la mesure de l'énergie effective

III.3. Méthodes

III.3.1 Mise en place du fantôme d'évaluation des performances du scanner

Pour l'acquisition des images scanographiques, le fantôme d'évaluation des performances du scanner est positionné sur la table à l'aide d'un système de contention, après cela le dispositif est scanné par la combinaison de la rotation du tube et du déplacement de la table d'examen dans le tunnel du statif.

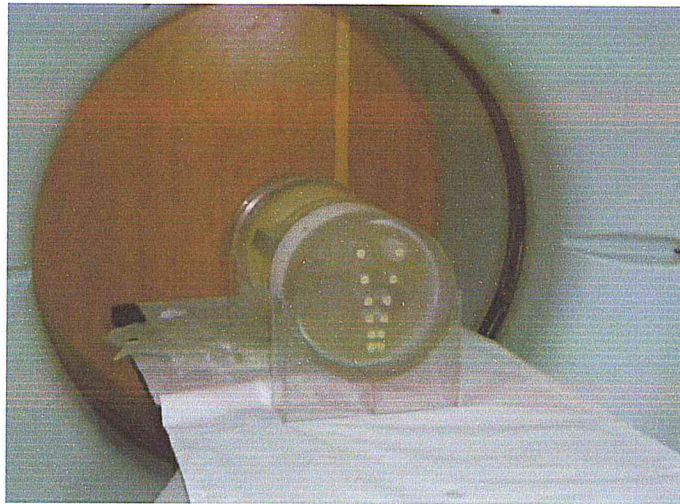


Figure III.10 : Dispositif de mesure de la qualité de l'image avec le fantôme

III. 3.2 Acquisition des images du fantôme d'évaluation des performances du scanner

L'acquisition des images scanographiques du fantôme (figures: III.11-III.15) nous permet d'étudier l'influence des paramètres d'acquisition sur la qualité des images tels que le bruit, la résolution spatiale, l'uniformité, la linéarité, détectabilité a bas contraste, pour cela nous avons fixé les paramètres d'acquisitions selon les tableaux ci-dessous.

Tension (KV)	Charge (mAs)	Temps d'acquisition (s)	Épaisseur de coupe (mm)	Collimation (mm)
120	250	1	6	3 x 4
120	250	1	12	3 x 4

Tableau III.2 : (Paramètres d'acquisition) Influence de l'épaisseur de coupe sur la qualité d'image

Tension (KV)	Charge (mAs)	Temps d'acquisition (s)	Épaisseur de coupe (mm)	Collimation (mm)
120	100	1	6	3 x 4
120	150	1	6	3 x 4
120	250	1	6	3 x 4

Tableau III.3 : (Paramètres d'acquisition) Influence de la charge sur la qualité d'image

Tension (KV)	Charge (mAs)	Temps d'acquisition (s)	Épaisseur de coupe (mm)	Collimation (mm)
80	250	1	6	3 x 4
100	250	1	6	3 x 4
120	250	1	6	3 x 4

Tableau III.4 : (Paramètres d'acquisition) Influence de la tension sur la qualité d'image



Figure III.11 : image acquise pour déterminer le bruit

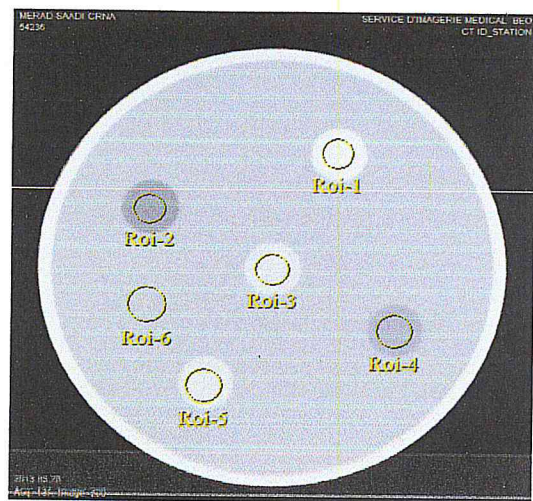


Figure III.12: image acquise pour déterminer la linéarité des nombres CT

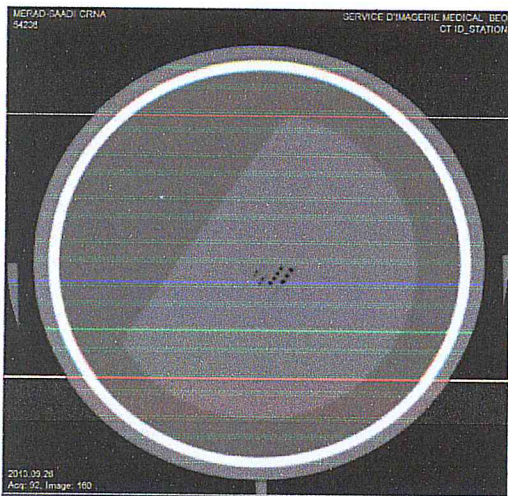


Figure III.13 : image acquise pour déterminer la résolution spatiale

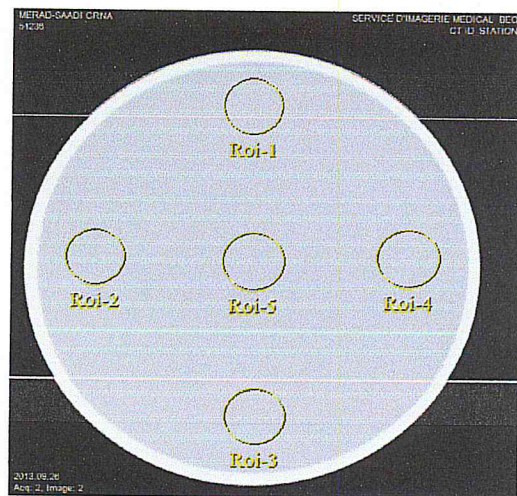


Figure III.14 : image acquise pour déterminer l'uniformité

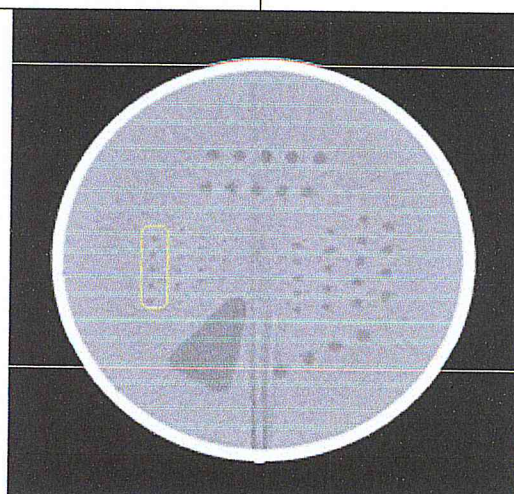


Figure III.15 : image acquise pour déterminer la détectabilité à bas contraste

III.3.3 Mise en place du fantôme de mesure de l'énergie effective

Pour la détermination de l'énergie effective du scanner, nous avons utilisé la méthode de White and Speller qui s'agit de mélanges d'éthanol (C_2H_5OH) et de tétrachlorure de carbone (CCl_4). Chacun de ceux-ci possède pour une énergie de rayons X donnée, le même coefficient d'atténuation que l'eau [Whi80].

Dans un laboratoire de chimie du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA) nous avons préparé des mélanges d'éthanol (C_2H_5OH) et de tétrachlorure de carbone (CCl_4) dont les proportions en masses et en volumes sont regroupées dans le tableau III-5.

Energie des tubes (keV)	Proportions en volumes (%)		Masses (g) pour 40 ml	
	C_2H_5OH	CCl_4	C_2H_5OH	CCl_4
50	93	7	29.39	4.46
52	92.51	7.49	29.23	4.78
54	92.04	7.96	29.08	5.08
56	91.56	8.44	28.93	5.38
58	91.09	8.91	28.78	5.68
60	90.68	9.32	28.65	5.94
62	90.19	9.81	28.50	6.25
64	89.68	10.32	28.34	6.58
66	89.8	10.82	28.18	6.90
68	88.67	11.33	28.02	7.22
70	88.15	11.75	27.86	7.49
72	87.64	12.36	27.69	7.88
74	87.12	12.88	27.53	8.21
76	86.61	13.39	27.37	8.54
78	86.09	13.91	27.20	8.87
80	85.58	14.42	27.04	9.19

Tableau III.5 : proportions des mélanges de CCl_4 et C_2H_5OH

Ces proportions ont été trouvées de manière que les coefficients d'atténuations linéiques de ceux-ci sont égaux à celui de l'eau.

On donne un exemple :

Pour une énergie de 50 Kev on a les coefficients d'atténuations linéiques

$$\mu_{eau} (50 \text{ keV}) = 0,227 \text{ cm}^{-1}, \mu_{C_2H_5OH} (50 \text{ keV}) = 0,171 \text{ cm}^{-1} \text{ et } \mu_{CCl_4} (50 \text{ keV}) = 0,973 \text{ cm}^{-1}$$

On doit trouver :

$$\mu_{mélange} = (\mu_{C_2H_5OH} \times \Phi_{C_2H_5OH}) + (\mu_{CCl_4} \times \Phi_{CCl_4}) = \mu_{eau}$$

Ou : $\Phi_{C_2H_5OH}$ et Φ_{CCl_4} sont respectivement les pourcentages de C_2H_5OH et CCl_4 .

En pratique, le nombre Hounsfield d'un tube "référence" d'eau est comparé aux divers nombres Hounsfield des échantillons.

Chaque tube représentant une énergie donnée, la coïncidence entre le nombre CT de l'eau et celui du mélange permet de connaître l'énergie effective du faisceau de rayons X. Les tubes sont numérotés selon l'énergie effective qu'ils permettent de vérifier. Par exemple, le tube « keV 50 » a été préparé avec les proportions d'éthanol et de tétrachlorure de carbone pour obtenir un coefficient linéique d'atténuation égale à celui de l'eau à 50 keV [whi80].

Les paramètres d'acquisitions ont été choisis pour limiter le bruit de l'image, c'est-à-dire des épaisseurs de coupe de 10 millimètres, et une charge de tube de 300 mAs pour 1 secondes. Dix-huit tubes ont été préparés : seize avec des solutions, puis deux tubes "référence" avec de l'eau et de l'air. Le positionnement de ces derniers dans le fantôme est schématisé sur la figure III-16.

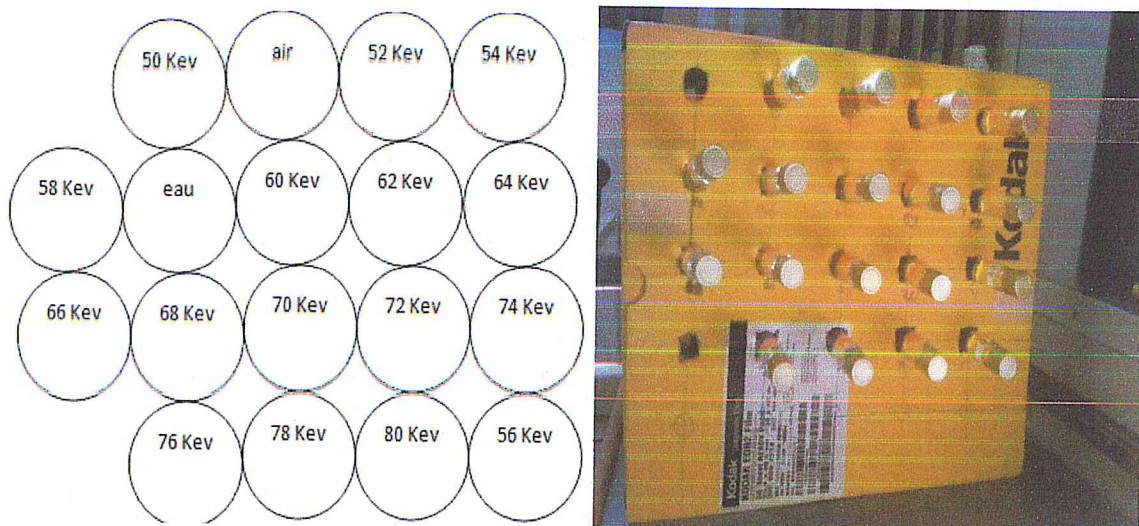


Figure III.16: Schéma et fantôme de positionnement des échantillons

Finalement on a positionné le fantôme sur la table d'examen à l'aide d'un système de contention comme le montre la figure III.17.

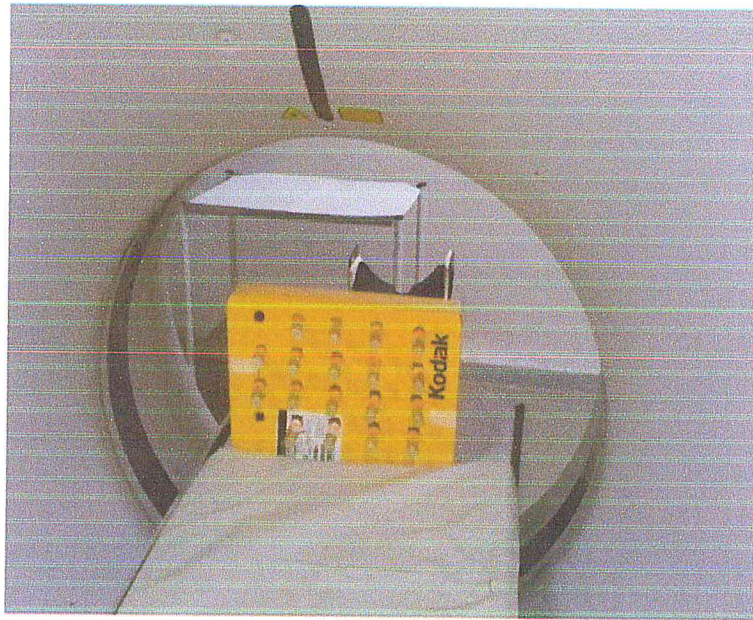


Figure III.17 : Dispositif expérimental pour la mesure de l'énergie effective

III.3.4 Acquisition des images du dispositif de mesure de l'énergie effective

Pour toutes les acquisitions nous avons fixé la collimation, la fenêtre de visualisation, L'épaisseur de coupe, la charge du tube, le temps de rotation de tube.

Le tableau III-6 regroupe tous les paramètres d'acquisitions avec le protocole utilisé.

Les images sont sauvegardées sous format DICOM.

protocole	Tension (kV)	Charge (mAs)	Temps de rotation (s)	Collimation (mm)	Épaisseur de coupe (mm)
Thorax	120	300	1	5 x 4	10

Tableau III.6 : Les paramètres d'acquisitions utilisés pour mesurer l'énergie effective

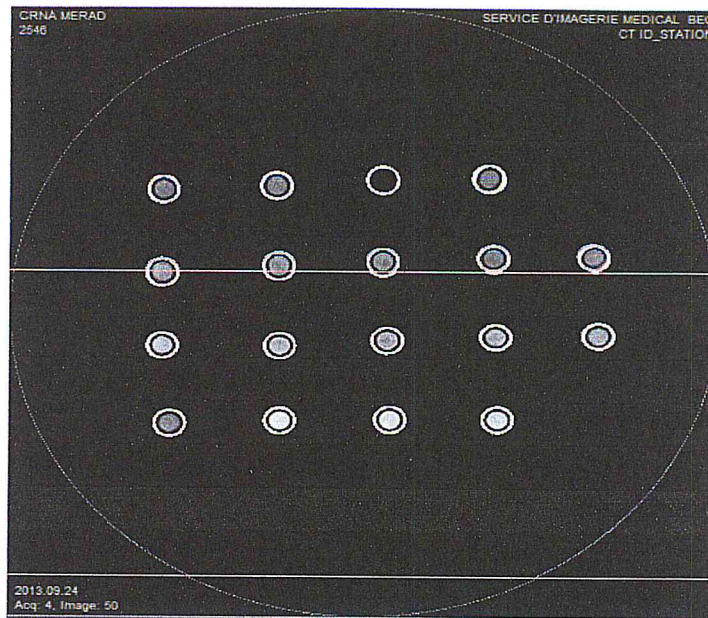


Figure III.18 : Image tomodensitométrique de fantôme de mesure de l'énergie effective
 Une région d'intérêt (ROI) circulaire est positionnée au centre de chaque image de tube. La valeur Moyenne de nombre CT ainsi que les déviations standard sont relevées sur un tableau. Ceci a été fait pour une tension de 120 KV et pour tous les tubes.

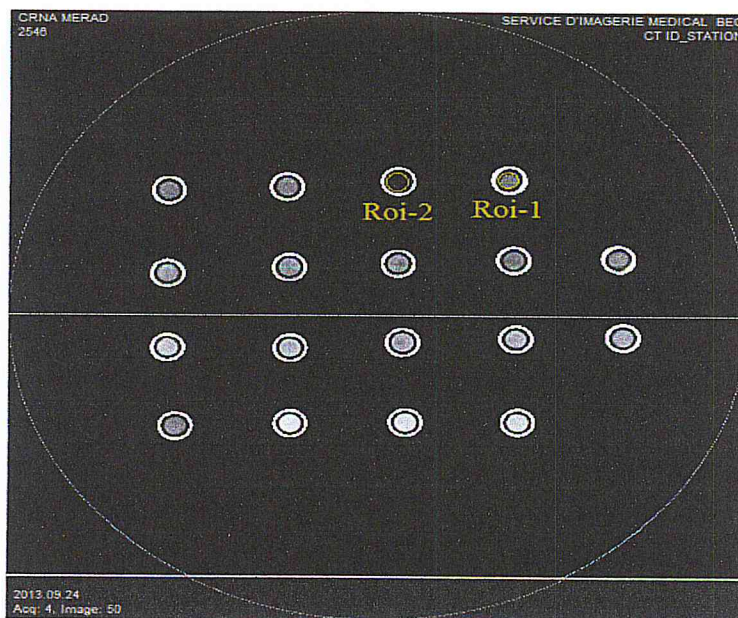


Figure III.19 : Régions d'intérêt (ROI) et détermination des nombres CT

CHAPITRE IV

RESULTATS ET DISCUSSION

IV.1 Introduction

Le quatrième chapitre consacré aux résultats et leurs discussions. Nous avons mesuré l'influence des paramètres d'acquisition qui sont (la tension, la charge, l'épaisseur de coupe) sur la qualité d'image scanographique qui est représentée par (le bruit, l'uniformité, la résolution spatiale, la détectabilité à bas contraste, la linéarité).

Afin d'utiliser les valeurs correctes des coefficients linéiques d'atténuation (μ) il est nécessaire d'estimer "l'énergie effective monochromatique" du faisceau de rayons X.

Nous avons également mesuré l'énergie effective d'un scanner médical Asteion 4 de TOSHIBA pour une tension de 120 kV en suivant la méthode de White et Speller.

IV.2 Influence des paramètres d'acquisition sur le bruit

Pour étudier l'influence des paramètres d'acquisition sur le bruit, nous avons fait des mesures à partir des images scanographiques du fantôme de contrôle des performances du scanner.

Les mesures de l'influence des différents paramètres d'acquisition (Tension, mAs, épaisseur de coupe) sont présentées dans les tableaux et figures (IV.1 à IV.3).

IV.2.1 Influence de la tension sur le bruit

La détermination de bruit consiste à mesurer les nombres moyens CT de l'eau et de l'air ainsi que la déviation standard σ dans une région d'intérêt ROI comme le montre la figure III.11 du chapitre III.

Nous avons changé la charge : 80, 100, 120 kV et fixé la tension à 250 mAs, le temps d'acquisition à 1 s, l'épaisseur de coupe à 6 mm, la collimation à 3x4 mm :

Tension (kV)		80	100	120
Paramètre de détermination du bruit	NS_{eau}	3	3	2
	NS_{air}	-1067	-989	-999
	σ	11	8	6
	B	1.02	0.80	0.60

Tableau IV.1 : influence de la tension sur le bruit

Le bruit est calculé par la relation (II-3) du deuxième chapitre II.

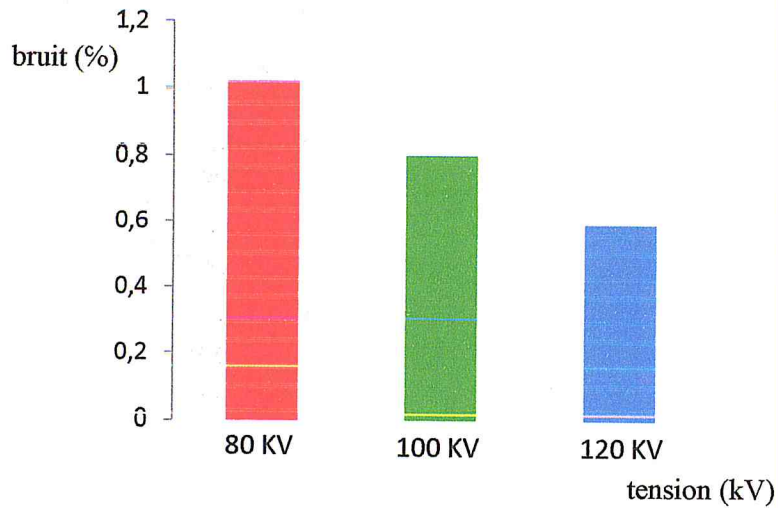


Figure IV.1 : Histogramme représentant l'influence de la tension sur le bruit

On constate une diminution du bruit quand la tension augmente. En effet, il passe de 1.02 (80kV) à 0.60 (120) kV.

IV.2.2 Influence de la charge sur le bruit

Nous avons changé la charge : 100, 150, 200 mAs et fixé la tension à 120 kV, le temps d'acquisition à 1 s, l'épaisseur de coupe à 6 mm, la collimation à 3x4 mm :

Charge (mAs)		100	150	200
Paramètre de détermination du bruit	NS_{eau}	3	3	2
	NS_{air}	-1004	-1014	-999
	σ	8	7	6
	B	1.02	0.8	0.59

Tableau IV.2: influence de la charge sur le bruit

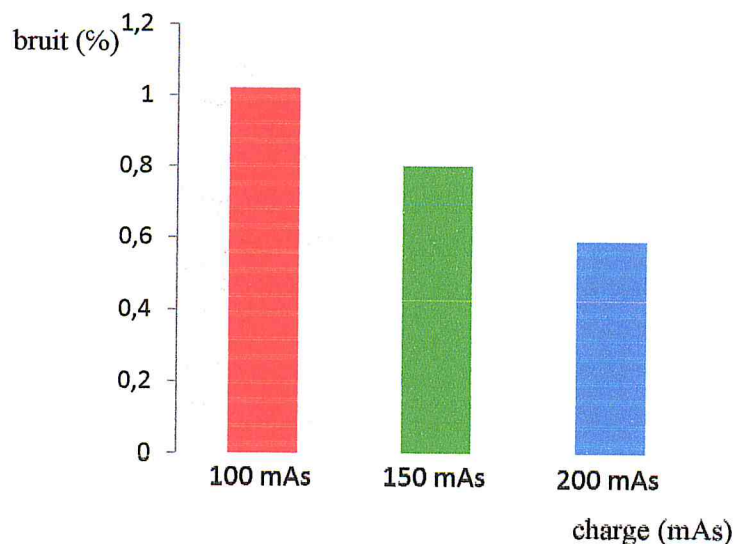


Figure IV.2: Histogramme représentant l'influence de la charge le bruit

IV.2.3 Influence de l'épaisseur de coupe sur le bruit

Nous avons changé l'épaisseur de coupe: 6, 12 mm et fixé la tension à 120 kV, la charge à 250 mAs, le temps d'acquisition à 1 s, la collimation à 3x4 mm :

Epaisseur de coupe (mm)		6	12
Paramètre de détermination du bruit	NS_{eau}	3	2
	NS_{air}	-1004	-995
	σ	6	3
	B	0.59	0.30

Tableau IV.3 : influence de l'épaisseur de coupe sur le bruit

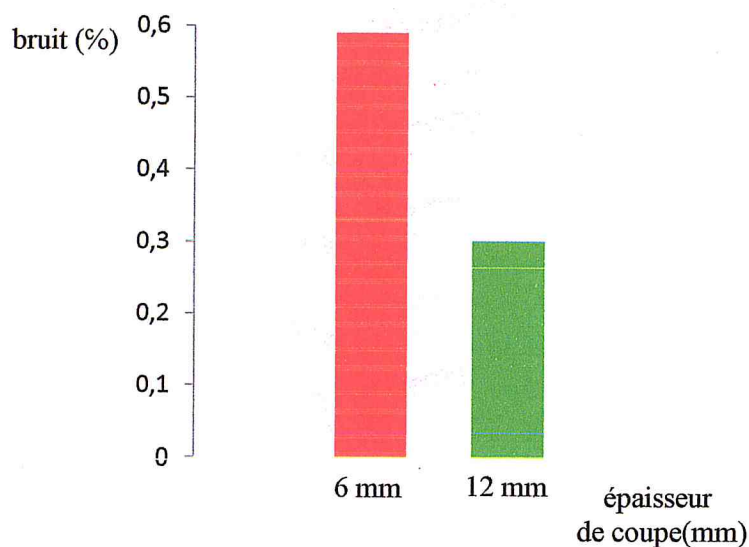


Figure IV.3 : Histogramme représentant l'influence de l'épaisseur de coupe sur le bruit

IV.2.4 discussion

Les résultats des mesures du bruit montrent une diminution de ce denier quand les paramètres d'exposition que sont la tension (kV), la charge (mAs) et l'épaisseur de coupe (mm) augmentent.

La formule de BROOKS et DI CHIRO [IRA11] nous permet de mettre en évidence les facteurs qui affectent le bruit :

$$\sigma(\mu)^2 = \frac{K \times E}{w^3 \times D}$$

Avec :

σ : écart-type (Bruit)

K : constante caractéristique de l'appareil

E : l'énergie du faisceau (tension appliquée au tube).

w : taille du pixel (conditionne la résolution spatiale)

D : dose

Le bruit est inversement proportionnel à $D^{1/2}$, la dose étant directement fonction du nombre de photons. Le bruit va donc dépendre de la charge (mAs), de la l'épaisseur de coupe et de la tension. Tout facteur qui entraîne une diminution du nombre de photons entraîne une augmentation du bruit.

Comme vu précédemment, la valeur du haut fait considérablement varier la dose absorbée, et donc par conséquent le bruit dans l'image (à mAs constants). Ainsi quand la tension augmente l'énergie du faisceau augmente aussi, mais la dose étant proportionnelle au carré de la tension donc le rapport E/D diminue et par conséquent le bruit diminue.

Le bruit de l'image a comme origine principale le *bruit quantique*. La fluctuation du nombre de photons détectés se traduit par une fluctuation du nombre CT d'un voxel à l'autre. Le bruit dépend fortement de la taille du voxel donc de la largeur de coupe.

IV.3 Influence des paramètres d'acquisition sur l'uniformité

Pour étudier l'influence des paramètres d'acquisition sur l'uniformité, nous avons fait des mesures à partir des images scanographiques du fantôme de contrôle des performances du scanner.

Le calcul de l'uniformité consiste à mesurer les nombres CT moyens de l'eau et de l'air ainsi que la différence entre les nombres CT de centre (NS_c) et ceux de la périphérie (NS_p) d'une tranche homogène d'eau.

Les mesures de l'influence des différents paramètres d'acquisition (tension, charge, épaisseur de coupe) sont présentées dans les tableaux et figures (IV.4 à IV.6).

IV.3.1. Influence de la tension sur l'uniformité

Nous avons changé la charge : 80, 100, 120 kV et fixé la tension à 250 mAs, le temps d'acquisition à 1 s, l'épaisseur de coupe à 6 mm, la collimation à 3x4 mm :

Tension (kV)		80	100	120
Paramètre de détermination de l'uniformité	NS_{eau}	3	3	2
	NS_{air}	-1067	-989	-999
	$NS_c - NS_p$	1	1	1
	U	0.093	0.100	0.099

Tableau IV.4 : influence de la tension sur l'uniformité

L'uniformité est calculée par la relation (II-7) du chapitre II.

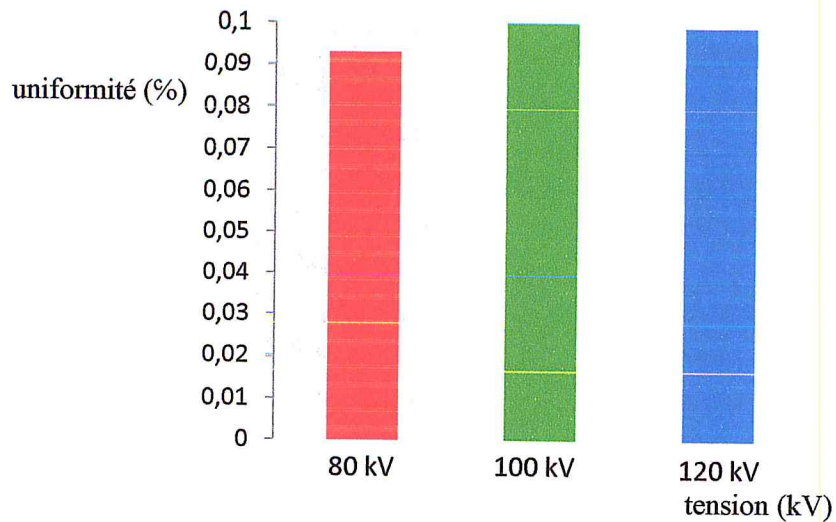


Figure IV.4 : Histogramme représentant l'influence de la tension sur l'uniformité

L'uniformité reste constante pour toutes les tensions.

IV.3.2 Influence de la charge sur l'uniformité

Nous avons changé la charge : 100, 150, 200 mAs et fixé la tension à 120 kV, le temps d'acquisition à 1 s, l'épaisseur de coupe à 6 mm, la collimation à 3x4 mm :

Charge (kV)		100	150	200
Paramètre de détermination de l'uniformité	NS_{eau}	3	2	2
	NS_{air}	-1004	-1000	-999
	$NS_c - NS_p$	1	1	1
	U	0.09	0.1	0.09

Tableau IV.5: influence de la charge sur l'uniformité

L'uniformité est calculée par la relation (II-7) de deuxième chapitre.

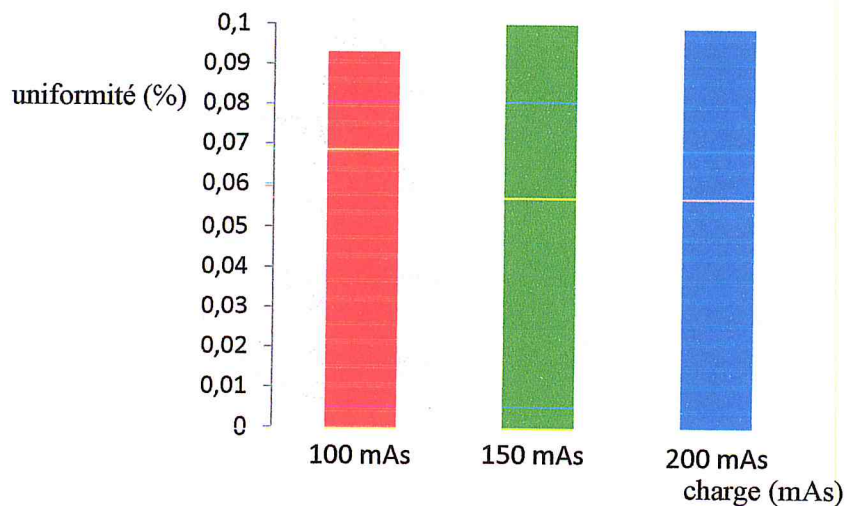


Figure IV.5: Histogramme représentant l'influence de la charge sur l'uniformité

IV.3.3 Influence de l'épaisseur de coupe sur l'uniformité

Nous avons changé l'épaisseur de coupe: 6, 12 mm et fixé la tension à 120 kV, la charge à 250 mAs, le temps d'acquisition à 1 s, la collimation à 3x4 mm :

Epaisseur de coupe (mm)		6	12
Paramètre de détermination de l'uniformité	NS_{eau}	3	2
	NS_{air}	-1004	-995
	NS_c-NS_p	1	1
	U	0.099	0.100

Tableau IV.6 : influence de l'épaisseur de coupe sur l'uniformité

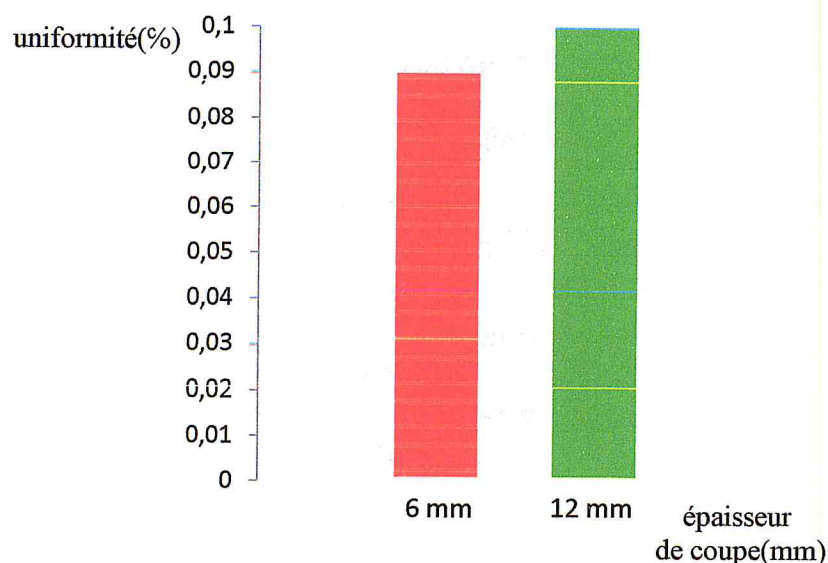


Figure IV.6: Histogramme représentant l'influence de l'épaisseur de coupe sur l'uniformité

IV.3.4 discussion

L'uniformité reste constante en fonction des trois paramètres d'acquisition, (tension, charge et épaisseur de coupe) elle est inférieure à 0.1 % ce qui est un très bon résultat et ceci s'explique par une bonne correction de l'effet du durcissement du faisceau et par une grande filtration (elle est entre 7 et 10 mm Al selon le constructeur)

Mais le paramètre qui influe plus sur l'uniformité est la tension. En effet, dans l'interprétation de l'image, on admet une atténuation exponentielle du faisceau avec un coefficient d'atténuation moyen. En réalité, le faisceau est poly énergétique. Les rayonnements de basse énergie étant plus atténués que ceux de haute énergie, lorsque l'atténuation est importante, on a une réduction du nombre CT au centre de l'image. Des corrections sont apportées par calcul.

IV.4 Influence des paramètres d'acquisition sur la résolution spatiale

L'étude de l'influence de l'épaisseur de coupe sur les différents paramètres de qualité d'image a été réalisée par l'analyse des images scanographiques du fantôme de contrôle des performances du scanner. On analyse l'image d'un objet appelé mire de résolution (Figure III.8) contenant 8 séries de 5 trous chacune de diamètres respectifs de 1.75, 1.50, 1.25, 1, 0.75, 0.60, 0.50 et 0.40 mm espacés longitudinalement de 4.3 mm et verticalement par des distances égales à deux fois leurs diamètres.

Pour déterminer la résolution spatiale il faut calculer sa fréquence spatiale qui est l'inverse la distance qui sépare deux trous de la plus petite série visible $1/2d$ en paires de lignes par centimètre (PL/cm). Ou d est le diamètre du trou.

Les résultats des mesures de l'influence des paramètres d'acquisition sur la résolution spatiale sont représentés dans les tableaux et figures (IV.7 à IV.9)

IV.4.1 Influence de la tension sur la résolution spatiale

Nous avons changé la charge : 80, 100, 120 kV et fixé la tension à 250 mAs, le temps d'acquisition à 1 s, l'épaisseur de coupe à 6 mm, la collimation à 3x4 mm :

Tension (kV)		80	100	120
Paramètre de détermination de la résolution spatiale	d (cm)	0.15	0.125	0.1
	$1/2d$ (PL/cm)	3.33	4	5

Tableau IV.7 : influence de la tension sur la résolution spatiale

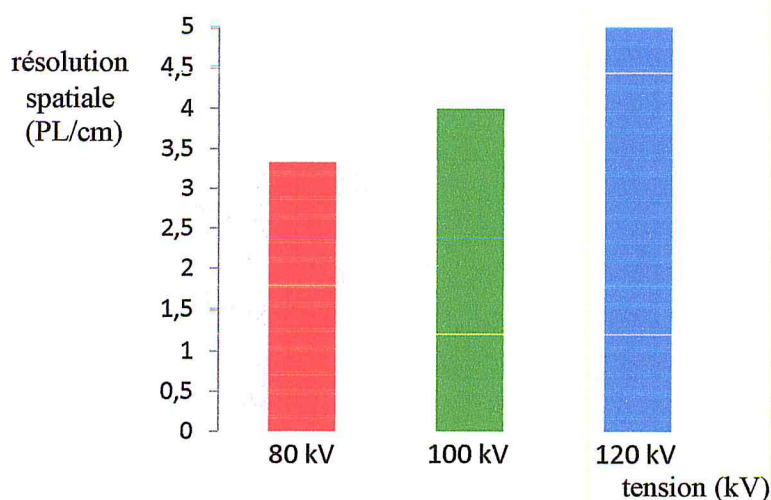


Figure IV.7 : Histogramme représentant l'influence de la tension sur la résolution spatiale

Quand la tension augmente, la résolution spatiale augmente, en effet elle passe de 3.33 pl./mm (80 kV) à 5 pl./cm à 120 kV

IV.4.2 Influence de la charge sur la résolution spatiale

Nous avons changé la charge : 100, 150, 200 mAs et fixé la tension à 120 kV, le temps d'acquisition à 1 s, l'épaisseur de coupe à 6 mm, la collimation à 3x4 mm :

		Charge (mAs)		
		100	200	200
Paramètre de détermination de la résolution spatiale	d (cm)	0.15	0.125	0.1
	1/2d (PL/cm)	3.33	4	5

Tableau IV.8 : influence de la charge sur la résolution spatiale

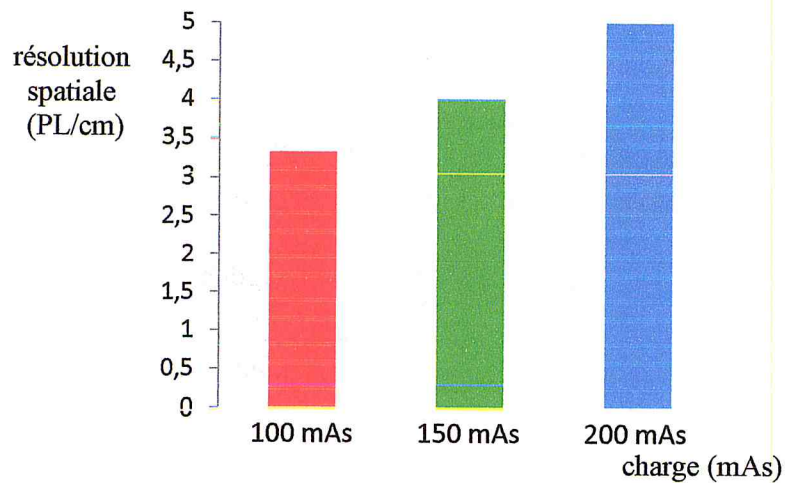


Figure IV.8 : Histogramme représentant l'influence de la charge sur la résolution spatiale

Quand la charge augmente, la résolution spatiale augmente, en effet elle passe de 3.33 pl./mm (100 mAs) à 5 pl./cm (200 mAs)

IV.4.3 Influence de l'épaisseur de coupe sur la résolution spatiale

Nous avons changé l'épaisseur de coupe: 6, 12 mm et fixé la tension à 120 kV, la charge à 250 mAs, le temps d'acquisition à 1 s, la collimation à 3x4 mm :

		Epaisseur de coupe (mm)	
		6	12
Paramètre de Détermination de la résolution spatiale	d (cm)	0.15	0.125
	1/2d (PL/cm)	3.33	4

Tableau IV.11 : influence de l'épaisseur de coupe sur la résolution spatiale

IV.5.1 Influence de la tension sur la détectabilité à bas contraste

Nous avons changé la charge : 80, 100, 120 kV et fixé la tension à 250 mAs, le temps d'acquisition à 1 s, l'épaisseur de coupe à 6 mm, la collimation à 3x4 mm :

Tension (kV)		80	100	120
Paramètre de détermination de la détectabilité a bas contraste	d (cm)	0.75	0.55	0.3
	1/2d (PL/cm)	0.66	0.9	1.66

Tableau IV.10 : Influence de la tension sur la détectabilité à bas contraste

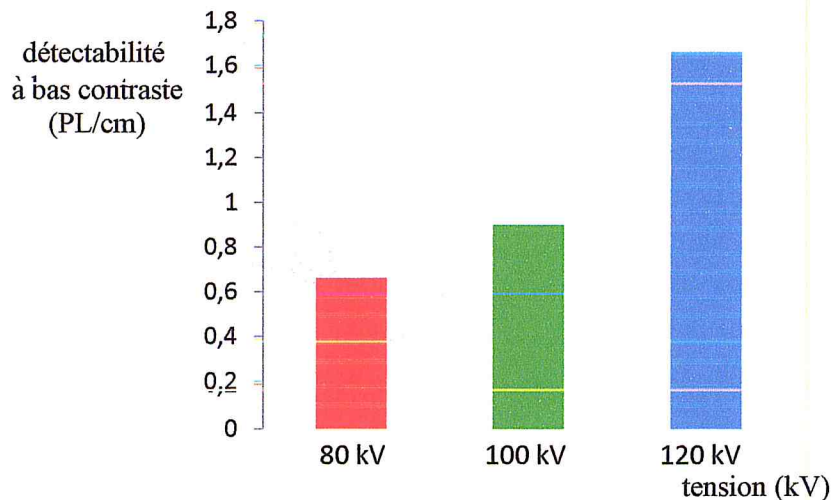


Figure IV.10 : Histogramme représentant l'influence de la tension sur la détectabilité à bas contraste

On constate une amélioration de la détectabilité à bas contraste en effet le diamètre du plus petit trou bien visible passe de 7.5 mm pour 80 kV à 3 mm pour 120 kV

IV.5.2 Influence de la charge sur la détectabilité à bas contraste

Nous avons changé la charge : 100, 150, 200 mAs et fixé la tension à 120 kV, le temps d'acquisition à 1 s, l'épaisseur de coupe à 6 mm, la collimation à 3x4 mm :

Charge (mAs)		100	150	200
Paramètre de détermination de la détectabilité a bas contraste	d (cm)	0.45	0.4	0.35
	1/2d (PL/cm)	1.11	1.25	1.42

Tableau IV.11 : Influence de la charge sur la détectabilité à bas contraste

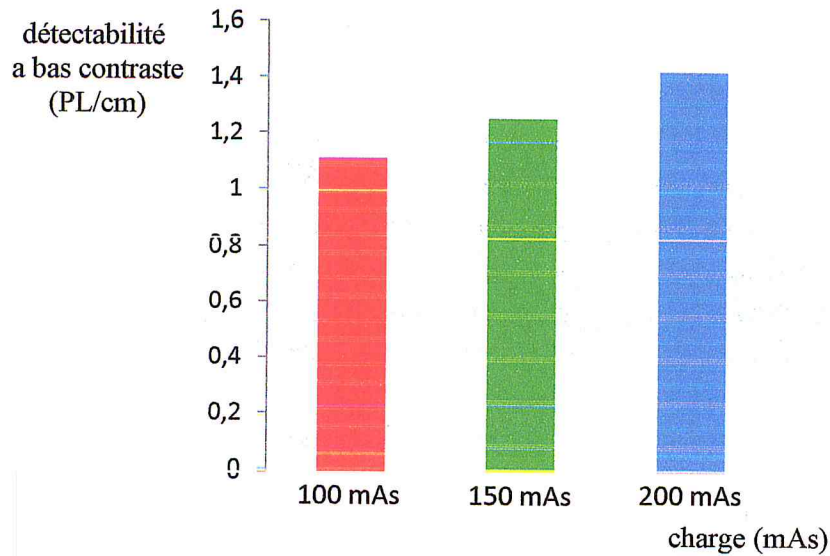


Figure IV.11 : Histogramme représentant l'influence de la charge sur la détectabilité à bas contraste

On constate une amélioration de la détectabilité à bas contraste. En effet le diamètre du plus petit trou bien visible qui passe de 4.5 mm (100 mAs) à 3.5 mm (200 mAs)

IV.5.3 Influence de l'épaisseur de coupe sur la détectabilité à bas contraste

Epaisseur de coupe (mm)		6	12
Paramètre de Détermination de la détectabilité à bas contraste	d (cm)	0.4	0.3
	1/2d (PL/cm)	1.25	1.66

Tableau IV.12 : influence de l'épaisseur de coupe sur la détectabilité à bas contraste

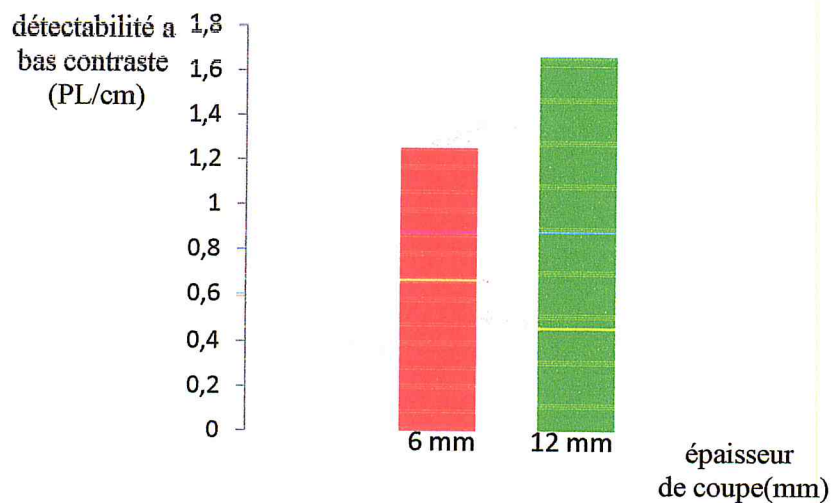


Figure IV.12: Histogramme représentant l'influence de l'épaisseur de coupe sur la détectabilité à bas contraste

IV.5.4 Discussion

Les résultats des mesures montrent une amélioration de la détectabilité à bas contraste quand les paramètres d'exposition que sont la tension (kV), la charge (mAs) et la largeur de coupe (mm) augmentent.

Pour la détectabilité à bas contraste, la valeur de tension modifie également le contraste de l'image. En effet, une augmentation de la tension diminue modérément le contraste des tissus mous mais comme à bas contraste, le facteur limitant est essentiellement le bruit, lié à la dose. Donc quand la tension et la charge augmente, dose augmente. Par conséquent, quand l'un de ces paramètres augmente, le rapport contraste sur bruit (CNR) augmente ce qui explique l'amélioration de la détectabilité à bas contraste, effet le diamètre du plus petit trou bien visible passe de 7.5 mm (80kV) à 3 mm (120 kV) et de 4.5 mm à 3.5 mm pour des charges de 100 et 200 mAs respectivement.

Par contre nous constatons une augmentation de la détectabilité à bas contraste quand l'épaisseur de coupe alors qu'on s'attend à une amélioration de celle-ci. Ceci peut s'expliquer par le fait que pour les paramètres sélectionnées (120 kV, 200 mAs) et les épaisseurs de coupes de 6 et 12 mm.

IV.6 Détermination de l'énergie effective

Afin d'utiliser les valeurs correctes des coefficients linéiques d'atténuation (μ) il est nécessaire d'estimer "l'énergie effective monochromatique" du faisceau de rayons X.

Des mélanges de tétrachlorure de carbone et d'éthanol sont préparés en proportions différentes. Ces proportions sont calculées pour obtenir un coefficient linéique d'atténuation équivalent à celui de l'eau pour une énergie donnée.

Numéro de tube	Energie de Tube (Kev)	Surface (mm ²)	Nombre CT (UH) mesuré pour 120 KV	Déviaton standard (UH)
	air	46	-1020	9
	eau	46	-11	5
1	50	46	-206	7
2	52	46	-163	26
3	54	46	-129	28
4	56	46	-128	25
5	58	46	-88	12
6	60	46	-89	11
7	62	46	-87	24
8	64	46	-85	12
9	66	46	-29	6
10	68	46	-31	10
11	70	46	-21	5
12	72	46	14	7
13	74	46	28	6
14	76	46	30	13
15	78	46	12	7
16	80	46	31	9

Tableau IV.13 : Les résultats des mesures des nombres CT des différents échantillons pour la tension 120 kV

La coïncidence entre le nombre CT de l'eau et celui du mélange permet de connaître l'énergie effective du faisceau de rayons X.

A partir du tableau IV-13 nous avons trouvé :

Lors de l'acquisition 120 kV, le nombre CT du tube d'eau a une valeur de -11 ± 5 UH.

Cette valeur est comprise entre celle des tubes 70 keV avec -21 ± 5 UH et 72 keV avec 14 ± 7 UH.

Donc nous avons obtenu une valeur d'énergie effective égale 71 keV comme le montre le tableau IV-14.

Tension du tube	120 kV
Energie effective	71 keV

Tableau IV.14 : énergie effective de scanner médicale Asteion 4 de TOSHIBA
Pour la tension de 120 KV

Une simulation de spectre du faisceau de rayons X issus de tube aux différentes tensions, avec prise en compte des filtrations indiquées dans le manuel d'utilisation du scanner a été effectuée sur le site de Siemens [Siemens].

La valeur d'énergie effective donnée par ce logiciel est de 63,71 keV.

Le résultat montre que l'on ait une sous-estimation du spectre avec le programme disponible sur le site de Siemens.

IV.7 Linéarité

D'après le principe de scanner il existe une loi linéaire liant les nombres CT aux coefficients linéiques d'atténuation sous la forme $\mu = a.NS + b$. Pour cela nous avons fait la mesure des NS pour chacune des insertions : Polyéthylène, polystyrène, nylon, plexiglas et lexan (figure III-7). Nous avons aussi cherché les coefficients d'atténuation μ de chacun de ces éléments pour une énergie effective correspondant à une tension de 120 kV de 71 keV [NIST].

matériau	NS	μ (cm ⁻¹)
Polyéthylène	-64	0.178
polystyrène	-27	0.189
eau	0	0.191
Nylon	101	0.213
plexiglas	103	0.214
lexan	129	0.218

Tableau IV.15 : linéarité des NS en fonction du coefficient linéique d'atténuation

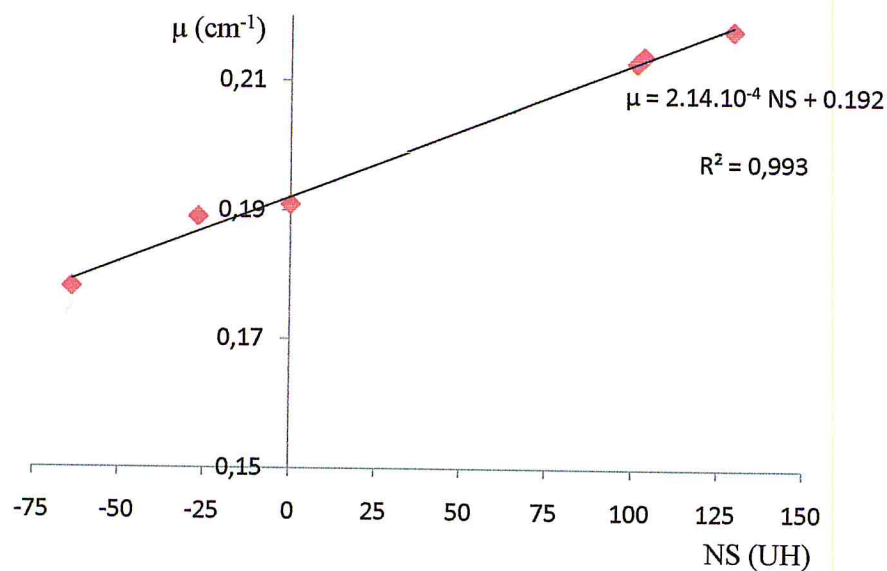


Figure IV-13 : courbe de linéarité des Nombres CT en fonction des coefficients linéiques d'atténuation

CONCLUSION

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

Pour étudier l'anatomie, différentes modalités d'imagerie médicale ont été développées, qui répondent à des besoins spécifiques. Parmi celles-ci l'imagerie tomographique qui est une image de la distribution spatiale de l'interaction locale de la radiation avec les tissus dans une fine coupe à travers le corps humain.

Pour étudier les performances d'un tomodensitomètre, les reconstructions tomographiques des projections fournissent des informations quantitatives importantes. Le contrôle de qualité des dispositifs d'imagerie médicale utilise des objets-tests physiques, ou fantômes. Ces fantômes contiennent des insertions métalliques ou plastiques noyées dans une résine de densité équivalente à des tissus mous. Citons à titre d'exemple le fantôme de l'AAPM utilisé pour le contrôle de qualité des tomodensitomètres à rayons X. Les images de ces fantômes dans différentes configurations de l'imageur permettent de caractériser les performances de ce dernier critère par critère : résolution spatiale, résolution en contraste, distorsions géométriques, uniformité, etc.....

Cette étude nous a permis de voir l'influence des paramètres d'acquisition sur la qualité de l'image obtenue par le scanner de 4 barrettes (Asteion4, Toshiba). Un bon diagnostic demande un niveau de bruit acceptable, un bon contraste d'image et une résolution spatiale suffisante.

Le premier but de cette étude est la détermination de l'influence des trois paramètres d'acquisition (tension, charge, épaisseur de coupe) sur la qualité d'image scanographique qui est représentée par : le bruit, l'uniformité, la résolution spatiale, la détectabilité à bas contraste).

Le second but est l'évaluation de l'énergie effective d'un scanner médical Asteion 4 de TOSHIBA car afin d'utiliser les valeurs correctes des coefficients linéiques d'atténuation (μ), il est nécessaire d'estimer "l'énergie effective monochromatique" du faisceau de rayons X.

Ainsi, cette étude nous a permis de développer et de mettre en œuvre la méthode de White et Speller pour la mesure de l'énergie effective d'un scanner.

Elle nous a permis aussi d'analyser différents indices mesurables de qualité image et de voir l'influence des paramètres d'acquisition sur la qualité de l'image obtenue par le scanner de 4 barrettes (Asteion4, Toshiba).

Un bon diagnostic demande un niveau de bruit acceptable, un bon contraste d'image et une résolution spatiale suffisante.

Pour évaluer les performances globales d'un système, il est nécessaire de comprendre l'interdépendance des paramètres de qualité d'image les plus importants : le bruit, la dose et la résolution.

La relation entre le bruit σ^2 et la dose D est généralement exprimée sous la forme simple :

$$\sigma \propto \frac{1}{\sqrt{D}}$$

Le bruit est inversement proportionnel à $D^{1/2}$, la dose étant directement fonction du nombre de photons. Le bruit va donc dépendre des mA, du temps d'acquisition, de la largeur de coupe et de l'ouverture du détecteur. Tout facteur qui entraîne une diminution du nombre de photons entraîne une augmentation du bruit.

Ce qui veut dire que le produit du bruit par la dose est constant pour un bon système

Etant donné que le bruit et la dose doivent être, de préférence, les plus faibles possibles, le système permettant d'avoir un produit $\sigma^2 \cdot D$ le plus faible possible sera le meilleur.

L'uniformité de l'image dépend de la filtration du faisceau, de la largeur de coupe, du filtre de reconstruction, de l'épaisseur et de la nature de l'objet étudié.

Les constructeurs minimisent l'effet de durcissement du faisceau en utilisant des filtres, des calibrations, et des logiciels de correction de durcissement du faisceau. Pour la filtration, une pièce plate en métal permet de pré-durcir le faisceau en filtrant les photons de basse énergie avant qu'ils ne traversent le patient. Pour la calibration, les constructeurs utilisent des fantômes de diamètres différents.

La résolution à faible contraste, c'est à dire la capacité à distinguer des détails de faible contraste, est un objectif majeur de tous les systèmes d'imagerie. Elle est déterminée par le niveau de bruit dans l'image. Alors que le calcul du bruit σ est relativement simple à réaliser, la détermination de la résolution à faible contraste est assez subjective. En se basant sur des fantômes spécifiques, l'observateur décide ou non s'il voit la structure à faible contraste. La résolution en contraste n'est pas seulement déterminée par le rapport signal sur bruit (Signal to Noise Ratio, SNR) mais également par la résolution spatiale puisque la taille des structures à faibles contrastes intervient dans leur détection. Une faible résolution spatiale peut en effet entraîner du flou et masquer les petites lésions de faible contraste.

Le niveau de bruit, et donc la résolution en contraste dépendent fortement de la dose et des paramètres d'acquisition. Il permet également de montrer qu'une diminution de dose excessive peut entraîner une perte d'information et donc mener à un diagnostic biaisé.

La relation entre épaisseur de coupe, qualité de l'image et dose est complexe. En effet, lorsque l'épaisseur diminue, le bruit quantique augmente de façon proportionnelle à la racine carrée de la réduction d'épaisseur, mais parallèlement, le contraste intrinsèque de l'image augmente aussi, corrigeant ainsi le rapport contraste sur bruit.

La résolution spatiale est la distance minimum permettant de discriminer deux objets. Elle peut également être la taille minimum d'un objet que l'on peut détecter. Elle est généralement déterminée pour des structures à fort contraste afin de s'affranchir au maximum du bruit environnant.

Les méthodes directes sont rapides et simples à interpréter. Leur évaluation est subjective selon le choix de la fenêtre de visualisation, des critères de décisions choisis, du fait qu'un trou a disparu ou est visible, fusionne ou non. Ces méthodes sont donc soumises à des erreurs et des approximations.

La connaissance des facteurs techniques des appareils doivent être connus et maîtrisés pour pouvoir profiter pleinement des avancées technologiques des scanners.

REFERENCES

- [Boy01] B. Boyer « Bases physiques des rayons X » 2001
- [Boy03] B. Boyer, E. le Marec « Tomodensitométrie : Principes, formation de l'image »
- [Blu00] A. Blum, F. Walter, T. Iudig, X. Zhu, J. Roland «Scanners multicoupes: principes et nouvelles applications scannographiques »
- [Doy88] D. Doyon, M. Jeantel, P. Halimi, J.Frija « tomodensitométrie » 1988
- [Gro08] R. Grosjean «influence du mouvement des organes et des paramètres d'acquisition sur la qualité de l'image en scanographie»2008
- [IRA10] Institut de radiophysique de Lausanne : cours de radiophysique médicale Volume. III Imagerie médicale. Septembre 2010
- [IRA11] Institut de radiophysique de Lausanne : cours de radiophysique médicale Volume. III Radiodiagnostic. Septembre 2011
- [IRA12] Institut de radiophysique de Lausanne : cours de radiophysique médicale Volume. IV Tomodensitométrie. Février 2012
- [Jul02] I. Julian, D. Didier «Scanographie à rayons X» Janvier 2002
- [Kib06] M. Kibler et J.C. Poizat : Institut de Physique Nucléaire de Lyon «la physique pour la santé » novembre 2006
- [Lis00] A. Lisbona, B.Aubert « Le scanner : Principe - Technologie – Applications »
- [Ver97] F.R. Verdun, J.F. Valley «programme d'assurance de qualité des installations de tomodensitométrie », Institut de Radiophysique Appliquée Centre Universitaire 1015 Lausanne, Aout 1997.
- [Vyn05] S. Vynckier «Questions spéciales de radioprotection: Contrôle de qualité d'images tomo-densitométriques »2005.
- [Whi80] DR White, RD Speller, «The measurement of effective photon energy and linearity in computerized tomography», The British Journal of Radiology, volume 53, 1980.
- [Zet01] Zetta Medical Technologies, «Toshiba Asteion 4 Multi Slice CT Scanner» 2001.
- [NIST] Site officiel du *National Institute of Standards and Technology (NIST)* : Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements $Z = 1$ to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest, sur <http://www.nist.gov/physlab/data/xraycoeff/index.cfm>
- [Siemens] Siemens, Simulation of X-ray Spectra, sur <https://w9.siemens.com/cms/oemproducts/>