

MA-530-27-1

F.S.D...N° D'ordre.....

**Université Saad DAHLAB de BLIDA**



**Faculté des Sciences**

**Département de : Physique**

**Mémoire Présenté par :**

**BADJI Rabéa**

**TIFOURA Zoulikha**

**En vue d'obtenir le diplôme de Master**

**Domaine : Sciences de la matière**

**Filière : Physique**

**Spécialité : Physique Médicale**

**Option : Radiothérapie**

**Sujet :**

**Etude de la variation des nombres CT  
en fonction des paramètres  
d'acquisition**

**MA-530-27-1**

Soutenu le : 06 Novembre 2012, devant le jury composé de :

Mr R.Khelifi  
Mme N.Khelassi-Toutaui  
Mr B. Hocini  
Mr A.Merad

Maitre de Conférences, USDB  
Maitre de Recherche, CRNA  
Maitre Assistant A, USDB  
Attaché de recherche, CRNA

Président  
Rapporteur  
Examineur  
Examineur



# Résumé

Malgré les nombreuses améliorations qu'a connu la scanographie (ou tomographie) au cours de ces 20 dernières années, la qualité des images reste fortement influencée par plusieurs paramètres. Dans la réalisation de ce travail au niveau de Centre Anti Cancer (CAC), nous avons utilisé un scanner « 'Brilliance 16 Big Bore' de Philips » et deux fantômes (Philips CT et CT-Cal) contiennent des inserts représentant les différents milieux simulant les différents tissus du corps humain allant de la cavité d'air à l'os et même certains métaux qui peuvent être rencontrés dans la constitution des prothèses. Les études de l'influence des paramètres d'acquisition : la tension, le filtre de reconstruction, le protocole d'acquisition ainsi que les fantômes utilisés sur les nombres CT (unité Hounsfield), qui sont les seules informations extraites à partir des images tomographiques. Les logiciels de planification dosimétrique dans les traitements en radiothérapie utilisent les matrices d'images sous forme de matrices de densités électroniques pour calculer avec précision la dose délivrée.

# T ABLE DES MATIERES

|                          |     |
|--------------------------|-----|
| LISTE DES FIGURES.....   | iii |
| LISTE DES TABLEAUX ..... | vi  |
| INTRODUCTION.....        | 1   |

## CHAPITRE I : PRINCIPE DE LA TOMODENSITOMETRIE

|   |    |
|---|----|
| I.1 Introduction.....   | 4  |
| I.2 Nature des rayons X.....  | 5  |
| I.2.1 Principes de fonctionnement d'un tube à rayons X .....                | 5  |
| I.2.2 Spectre des rayons X.....   | 6  |
| I.3 Eléments constituant un tomographe à rayons X.....                      | 8  |
| I.3.1 Générateur de rayons X.....   | 8  |
| I.3.2 Tube à rayons X.....  | 9  |
| I.3.3 Détecteurs .....  | 9  |
| I.3.4 Filtration et collimation .....                                       | 10 |
| I.3.4.1 Filtration.....   | 10 |
| I.3.4.2 Collimation.....  | 11 |
| I.4 Evolution de la géométrie de scanner .....                              | 11 |
| I.4.1 Systèmes translation-rotation (Première et deuxième génération) ..... | 12 |
| I.4.2 Système 'Fan-Beam' (Troisième et quatrième génération).....           | 12 |
| I.4.3 Acquisition hélicoïdale ou spiralée.....                              | 13 |
| I.4.4 Scanner multicoupes .....   | 14 |
| I.5 Paramètres d'acquisition .....  | 16 |
| I.5.1 Tension.....  | 16 |
| I.5.2 Intensité et charge du tube .....                                     | 16 |
| I.5.3 Temps de rotation .....   | 16 |
| I.5.4 Collimation primaire .....  | 16 |
| I.5.5 Pitch .....   | 17 |

## CHAPITRE II : FORMATION DE L'IMAGE TOMODENSITOMETRIQUE

|   |    |
|---|----|
| II.1 Interaction des photons X avec la matière..... | 18 |
| II.1.1 Diffusion Compton .....                      | 18 |
| II.1.2 Absorption photoélectrique .....             | 20 |
| II.1.3 Production de paires .....                   | 21 |
| II.2 Lois d'atténuation des rayons X .....          | 23 |
| II.3 Principe de formation de l'image .....         | 24 |
| II.3.1 Algorithmes de reconstruction .....          | 26 |

|  |    |
|--|----|
| II.3.2 Algorithmes d'interpolation ..... | 27 |
| II.3.3 Visualisation de l'image .....    | 28 |

### **CHAPITRE III : MATERIEL ET METHODES**

|   |    |
|---|----|
| III.1 Introduction .....  | 31 |
| III.2 Matériel .....  | 31 |
| III.2.1 Installation scanographique .....                               | 31 |
| III.2.2 Fantôme Philips CT .....  | 33 |
| III.2.3 Fantôme CT-Cal .....  | 36 |
| III.2.4 Les niveaux .....   | 37 |
| III.3 Méthodes .....  | 38 |
| III.3.1 Mise en place du fantome Philips CT .....                       | 38 |
| III.3.2 Acquisition des images .....                                    | 39 |
| III.3.3 Mise en place de fantôme CT-Cal et acquisition des images ..... | 43 |
| III.3.3.1 Fantôme CT-Cal .....  | 43 |
| III.3.3.2 Fantôme CT-Cal avec métaux.....                               | 45 |

### **CHAPITRE IV : RESULTATS ET DISCUSSIONS**

|   |    |
|---|----|
| IV.1 Introduction .....   | 48 |
| IV.2 Influence de la tension sur les nombres CT .....   | 48 |
| IV.3 Influence des filtres de reconstruction sur les nombres CT .....                         | 54 |
| IV.4 Influence des métaux sur les nombres CT pour le fantôme CT-Cal .....                     | 58 |
| IV.5 Influence des fantômes utilisés sur les nombres CT .....                                 | 50 |
| IV.5.1 Influence des fantômes sur les nombres CT en fonction de la tension.....               | 61 |
| IV.5.2 Influence du fantôme sur les nombres CT en fonction des filtres de reconstruction..... | 62 |

|                        |           |
|------------------------|-----------|
| <b>CONCLUSION.....</b> | <b>64</b> |
|------------------------|-----------|

|                         |           |
|-------------------------|-----------|
| <b>REFERENCES .....</b> | <b>67</b> |
|-------------------------|-----------|

|                       |           |
|-----------------------|-----------|
| <b>ANNEXE A .....</b> | <b>A1</b> |
|-----------------------|-----------|

|                       |           |
|-----------------------|-----------|
| <b>ANNEXE B .....</b> | <b>A3</b> |
|-----------------------|-----------|

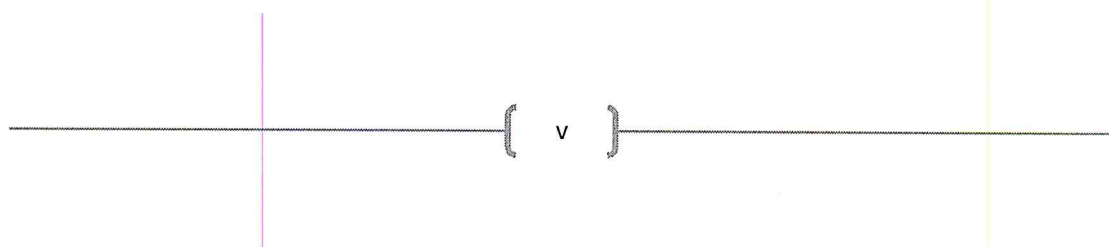
|                       |           |
|-----------------------|-----------|
| <b>ANNEXE C .....</b> | <b>A5</b> |
|-----------------------|-----------|

# LISTE DES FIGURES

|   |    |
|---|----|
| Figure I.1 : Mouvement du tube et des détecteurs autour du patient.....   | 5  |
| Figure I.2 : Schéma représentant un tube à rayons X.....  | 6  |
| Figure I.3 : Phénomène de freinage.....   | 6  |
| Figure I.4 : Spectre d'énergie du rayonnement de freinage .....   | 7  |
| Figure I.5 : Excitation(a) et désexcitation (b) d'un atome.....   | 7  |
| Figure I.6 : Spectre de raies caractéristiques (tungstène) .....  | 8  |
| Figure I.7 : Schéma représentatif d'un spectre de photons constitué d'un spectre continu et d'un spectre de raies caractéristiques .....                      | 8  |
| Figure I.8 : Détecteur à chambre d'ionisation .....   | 10 |
| Figure I.9 : Détecteur solide .....   | 10 |
| Figure I.10 : Les rayons excentrés atténués par le filtre papillon .....  | 10 |
| Figure I.11 : Collimation primaire et secondaire.....   | 11 |
| Figure I.12 : Tomodensitomètre de première génération .....   | 12 |
| Figure I.13 : Tomodensitomètre de deuxième génération.....  | 12 |
| Figure I.14 : Schéma de fonctionnement d'un scanner de troisième génération.....  | 13 |
| Figure I.15 : Schéma de fonctionnement d'un scanner de quatrième génération.....  | 13 |
| Figure I.16 : Scanner séquentiel .....  | 14 |
| Figure I.17 : Scanner hélicoïdal.....   | 14 |
| Figure I.18 : Acquisition à une seule ou plusieurs barrettes (l'axe z étant l'axe du patient).....  | 15 |
| Figure II.1 : Illustration de l'effet Compton .....   | 19 |
| Figure II.2 : Effet photoélectrique : le photon incident absorbé par l'atome .....  | 20 |
| Figure II.3 : Processus de la création de paires .....  | 21 |
| Figure II.4 : Répartition des différentes interactions élémentaires photons-matière en fonction de l'énergie incidente $h\nu$ et du numéro atomique $Z$ ..... | 22 |
| Figure II.5 : Atténuation des rayons X après la traversée d'une épaisseur $x$ .....   | 23 |
| Figure II.6 : Profils d'atténuation obtenus à différents angles de rotation .....   | 24 |
| Figure II.7 : Atténuation mesurée à la traversée d'un milieu hétérogène ( $\mu$ est une valeur moyenne).....  | 25 |
| Figure II.8 : Le détecteur transforme le faisceau de rayons X en signal électrique .....  | 25 |
| Figure II.9 : Schéma du principe de la rétro-projection filtrée .....   | 26 |

|   |    |
|---|----|
| Figure II.10 : Organigramme des étapes de reconstruction de l'image.....  | 27 |
| Figure II.11 : Echelle de Hounsfield .....  | 29 |
| Figure II.12 : Fenêtre (window) d'étalement des niveaux de gris.....  | 29 |
| Figure III.1 : Scanner de simulation grand anneau 'Brilliance 16 Big Bore' de Philips.....  | 32 |
| Figure III.2 : Laser mobile .....   | 32 |
| Figure III.3 : Fantôme Philips CT .....   | 34 |
| Figure III.4 : Constitution du fantôme Philips CT 'différentes densités' .....  | 34 |
| Figure III.5 : Les différents constituants du fantôme Philips CT .....  | 35 |
| Figure III.6 : Dimensions physiques du fantôme CT-Cal .....   | 36 |
| Figure III.7 : Fantôme CT-Cal avec les différents matériaux (inserts).....  | 37 |
| Figure III.8 : Dispositif 'porte seringue' .....  | 37 |
| Figure III.9 : Niveau numérique.....  | 37 |
| Figure III.10 : Niveau à bille .....  | 37 |
| Figure III.11 : Schéma de dispositif expérimental.....  | 38 |
| Figure III.12 : Fantôme Philips CT .....  | 39 |
| Figure III.13 : Arrangement des inserts dans le fantôme (l'eau (5) entoure tous les 4 inserts).....   | 39 |
| Figure III.14 : Image tomодensitométrique du fantôme Philips CT .....   | 42 |
| Figure III.15 : Régions d'intérêt (ROI) et détermination des nombres CT des différents matériaux<br>'CERVEAU, 120 kV, 350 mAs, Filtre : 'UB' .....            | 42 |
| Figure III.16 : Dispositif expérimental pour la mesure du nombre CT des différents inserts .....  | 44 |
| Figure III.17 : Arrangement des inserts dans le fantôme avant acquisition .....   | 44 |
| Figure III.18 : Régions d'intérêt pour l'évaluation des valeurs des Nombres CT 'CERVEAU, 90<br>kV, 350 mAs, Filtre : UB' .....                                | 45 |
| Figure III.19 : Fantôme CT-Cal avec deux métaux en position d'acquisition .....   | 46 |
| Figure III.20 : Image scanographique du fantôme CT-Cal pour une acquisition avec métaux<br>'ABDOMEN CONF, 90 kV, 300 mAs, Filtre : B'.....                    | 46 |
| Figure IV.1 : Courbes d'étalonnage des nombres CT en fonction de la densité massique pour les<br>trois tensions (Protocole CERVEAU).....                      | 49 |
| Figure IV.2 : Courbes d'étalonnage des nombres CT en fonction de la densité massique pour les<br>trois tensions (Protocole THORACO-ABDOMINAL).....            | 53 |
| Figure IV.3 : Courbes d'étalonnage des nombres CT en fonction de la densité massique pour les<br>trois tensions (Protocole ABDOMEN CONF).....                 | 53 |
| Figure IV.4 : Courbes de la variation des nombres CT(UH) en fonction des filtres de reconstruction<br>pour les différents matériaux (Protocole CERVEAU) ..... | 54 |
| Figure IV.5 : Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les différents<br>matériaux (Protocole CERVEAU).....                     | 55 |

|  |    |
|--|----|
| Figure IV.6 : Courbes de la variation des nombres CT(UH) en fonction des filtres de reconstruction pour les différents matériaux (Protocole THORAX).....           | 56 |
| Figure IV.7 : Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les différents matériaux (Protocole THORAX).....                              | 56 |
| Figure IV.8 : Courbes de la variation des nombres CT(UH) en fonction des filtres de reconstruction pour les différents matériaux (Protocole ABDOMEN CONF).....     | 57 |
| Figure IV.9 : Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les différents matériaux (Protocole ABDOMEN CONF).....                        | 57 |
| Figure IV.10 : Ecart maximal (UH) entre les mesures avec et sans métaux pour différentes tensions (Protocole CERVEAU).....   | 58 |
| Figure IV.11 : Ecart maximal (UH) entre les mesures avec et sans métaux pour différentes tensions (Protocole THORACO-ABDOMINAL).....                               | 58 |
| Figure IV.12 : Ecart maximal (UH) entre les mesures avec et sans métaux pour différentes tensions (Protocole ABDOMEN CONF).....                                    | 59 |
| Figure IV.13 : Courbes de variation des nombres CT en fonction des différents tissus pour les trois tensions (Protocole CERVEAU) [Fenêtre de largeur L= 4095]..... | 60 |
| Figure IV.14 : Variation des nombres CT(UH) en fonction de la tension '140 kV' pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole CERVEAU).....             | 61 |
| Figure IV.15 : Variation des nombres CT(UH) en fonction de la tension '140 kV' pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole THORACO-ABDOMINAL).....   | 61 |
| Figure IV.16 : Variation des nombres CT(UH) en fonction de la tension '140 kV' pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole ABDOMEN CONF).....        | 61 |
| Figure IV.17 : Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole CERVEAU).....           | 63 |
| Figure IV.18 : Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole THORAX).....            | 63 |
| Figure IV.19 : Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole ABDOMEN CONF).....      | 63 |



# LISTE DES TABLEAUX

|  |    |
|--|----|
| Tableau III.1 : Caractéristiques générales et paramètres d'acquisition de l'installation<br>scanographique 'Brilliance 16 Big Bore' de Philips .....   | 33 |
| Tableau III.2 : Les éléments constituent le fantôme Philips CT .....   | 35 |
| Tableau III.3 : Les valeurs de densités massiques des différents matériaux .....   | 39 |
| Tableau III.4 : Les filtres utilisés / protocole.....  | 40 |
| Tableau III.5 : Caractéristiques des protocoles utilisés pour la mesure des unités Hounsfield en<br>fonction de la tension et du filtre de reconstruction.....                                     | 41 |
| Tableau III.6 : Exemple de détermination des Nombre CT et déviation standard pour chaque<br>matériau.....  | 43 |
| Tableau III.7 : Caractéristiques techniques du fantôme CT-Cal ... ..   | 44 |
| Tableau III.8 : Densités massiques des deux métaux 'Acier et Laiton' .....   | 46 |
| Tableau III.9 : Exemple de détermination des Nombre CT et déviation standard pour chaque<br>matériau dans le fantôme CT-Cal avec métaux.....   | 47 |
| Tableau IV.1 : Ecart en UH ( $\Delta UH$ ) et écart type ( $\sigma_{UH}$ ) en fonction de la tension (kV) pour un<br>protocole CERVEAU (fantôme Philips CT).....                                   | 49 |
| Tableau IV.2 : Ecart en UH ( $\Delta UH$ ) et écart type ( $\sigma_{UH}$ ) en fonction de la tension (kV) pour un<br>protocole CERVEAU (fantôme CT-Cal).....                                       | 50 |
| Tableau IV.3 : Composition atomique en pourcent des milieux précédemment définis. Les<br>compositions atomiques de chaque élément et le symbole Z correspond au numéro<br>atomique de l'atome..... | 51 |



# I NTRODUCTION

Parmi les techniques d'imagerie médicale actuelles, depuis les années soixante-dix, s'est développé un autre outil utilisant les rayons X : le scanner à rayons X, encore appelé scanographe, scanner X, tomodynamomètre ou en anglais CT pour Computerized Tomography. Le mot "tomographie" est issu du grec 'tomos' voulant dire "section". Malgré les nombreuses améliorations qu'a connu la scanographie (ou tomodynamométrie) au cours de ces 20 dernières années, la qualité des images reste fortement influencée par plusieurs paramètres.

La scanographie est basée sur la détection d'un faisceau de rayons X tournant autour du patient. Le premier prototype industriel a été présenté en 1972 par Godfrey N. Hounsfield (Prix Nobel de médecine en 1979 avec le physicien A.M. Cormack.). Le premier scanner utilisé en clinique ne permettait d'examiner que la tête [SELB, 2002].

L'image scanographique est obtenue en mesurant la projection des transmissions des rayons X pénétrant le patient selon différents angles. L'atténuation de ces rayons X d'énergie comprise entre 80 et 140 keV est due principalement à deux processus physiques distincts : l'effet Photoélectrique et la diffusion Compton. Cette modalité d'imagerie numérique est caractérisée par la taille de la matrice dont la partie élémentaire est appelée pixel. L'amplitude du pixel est généralement codée en utilisant 12 bits, qui caractérisent le nombre de niveau de gris. Ainsi, chaque voxel (partie élémentaire à 3 dimensions) peut prendre une valeur parmi 4096 possibilités. La valeur numérique de chaque voxel représente un certain niveau de gris, on parle de '*Nombre Hounsfield*' ou '*Nombre CT*'.

Le but principal de l'imagerie par scanner est la possibilité d'extraire, pour chaque voxel de l'image, la densité électronique qui est reliée au coefficient d'atténuation linéique caractérisant le milieu. Le coefficient d'atténuation linéique est une caractéristique de la composition élémentaire du matériau ainsi que de sa densité. Il dépend aussi de l'énergie utilisée lors de l'acquisition des données.

Pour des mesures quantitatives, il est absolument nécessaire d'effectuer une calibration en utilisant des objets-tests contenant des inserts de différentes densités qui simulent bien les tous tissus. Ceci permettra de vérifier la correspondance des niveaux de gris des voxels à la nature des matériaux imagés [Badel, 2009] [Garcia, 2009] et par cela, établir une relation entre la densité électronique du tissu et unité Hounsfield de l'image.

L'objectif de ce travail consiste à étudier l'influence des paramètres d'acquisition sur les nombres CT (unité Hounsfield) tels que la tension, le filtre de reconstruction, le protocole d'acquisition ainsi que les fantômes utilisés lors de l'étalonnage de l'installation scanographique.

La partie expérimentale a été effectuée dans le service de radiothérapie du Centre Anti Cancer de Blida (CAC-BLIDA) qui dispose d'un scanner de type « Brilliance 16 Big Bore » de Philips dédié à la radiothérapie. Nous avons aussi utilisé deux fantômes (objets-tests) contenant des inserts simulant différents milieux (tissus mous, os, métaux,...).

Pour l'étude de la variation des nombres CT pour différentes valeurs des tensions et pour différents types de filtres de reconstruction disponibles dans chaque protocole, nous avons procédé comme suit :

- Dans la première partie, on choisit trois protocoles : CERVEAU, THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF parmi les protocoles disponibles sur la machine. Pour chaque protocole, nous avons fait des acquisitions pour trois tensions différentes (90, 120 et 140 kV).
- Pour l'étude de l'influence du filtre de reconstruction, nous avons choisi trois protocoles : CERVEAU, THORAX et ABDOMEN CONF. Différents filtres de reconstruction sont utilisés pour chaque protocole.

La dernière partie consiste à étudier l'influence du fantôme de calibration sur le nombre CT. Pour cela, nous avons utilisé deux fantômes Philips CT (acquis avec l'installation) et CT-Cal (conçu en laboratoire). Le deuxième fantôme a été utilisé afin d'étudier l'influence des métaux sur les nombres CT (cas où le patient présente une prothèse).

Le manuscrit est subdivisé en quatre chapitres. Dans le premier, on abordera le principe de la tomodensitométrie où la technique de reconstruction d'une image est basée sur l'acquisition

de projection sous différents angles. Les éléments constituant le scanner, son évolution technologique ainsi que les différents paramètres d'acquisition pouvant affecter l'image scanographique sont pris en considération dans ce chapitre. Le second chapitre est consacré à la formation de l'image tomodensitométrie ainsi que les types d'interaction rayonnements-matière prédominants dans la gamme du radiodiagnostic. Nous présenterons dans le troisième chapitre le matériel utilisé et la méthodologie adoptée pour la réalisation des mesures expérimentales. Le chapitre quatre présente nos résultats accompagnés d'une discussion. Une conclusion générale qui résume l'importance des résultats obtenus dans le domaine de la radiothérapie terminera ce manuscrit.

# CHAPITRE I

## P RINCIPE DE LA TOMODENSITOMETRIE

### I.1 Introduction

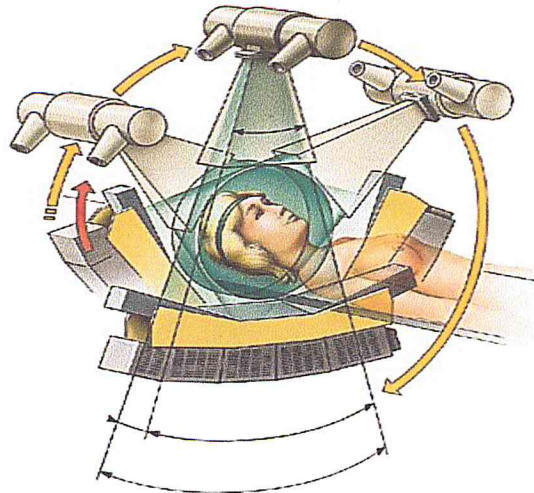
Dès le début des années soixante, les différents appareils d'imagerie radiologique ont eu comme objectif la visualisation de l'anatomie humaine avec de plus en plus de précision (morphologique et tissulaire). Au cours de ces années se sont produits également de forts importants développements dans le domaine de l'informatique avec une augmentation considérable des vitesses de calcul. C'est dans cet environnement que la scanographie à rayons X est née, au départ avec le but de visualiser les tissus mous à l'intérieur de la boîte crânienne, les radios classiques du étaient impuissantes dans ce domaine.

Les principes de la tomодensitométrie ont été présentés pour la première fois en 1972 par Godfrey Hounsfield, avec l'installation d'un premier prototype « crâne » par la société EMI. L'invention a représenté l'un des premiers bouleversements en imagerie médicale et est à la base des immenses progrès faits dans ce domaine.

Durant les trente dernières années, la technologie a largement évolué vers :

- des scanners « corps entier » avec une multitude d'applications cliniques de diagnostic, mais aussi d'aide à la thérapie et à l'interventionnel.
- des résolutions spatiales et de contraste de plus en plus élevées.
- des vitesses d'acquisition et de reconstruction de plus en plus rapides.

Une tomодensitométrie est obtenue à partir du rayonnement transmis par une source externe de rayons X. Le tube et les détecteurs tournent autour de l'objet à examiner (figure I.1).



**Figure I.1** : Mouvement du tube et des détecteurs autour du patient

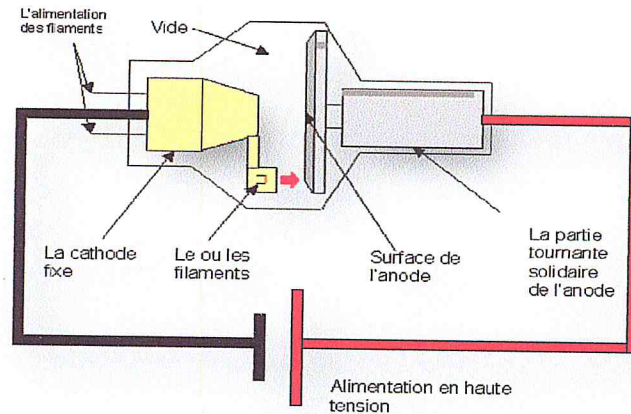
## I.2 Nature des rayons X

Les rayons X sont des ondes électromagnétiques utilisés dans de nombreuses applications dont l'imagerie médicale, la radiothérapie et la cristallographie. Ils ont été découverts en 1895 par le physicien allemand Röntgen (premier prix Nobel de physique en 1901). Il les nomma X, car ils étaient d'une nature inconnue. Le premier tube à rayons X fut le tube de Crookes. Il est formé d'une ampoule de verre contenant deux électrodes à l'intérieur de laquelle règne un vide partiel. Ce dernier est rapidement amélioré en y introduisant une cathode pour focaliser le faisceau d'électrons sur une surface de métal lourd appelée anode. C'est William Coolidge qui apporta la deuxième amélioration importante en 1913. Le tube de Coolidge comprend un filament chauffé et une cible disposés dans un vide poussé [Khoury, 2008].

### I.2.1 Principes de fonctionnement d'un tube à rayons X

Dans un tube à rayons X (figure I.2), les rayons X sont produits quand des électrons hautement énergétiques interagissent avec la cible et convertissent leur énergie cinétique en rayonnement électromagnétique. Une différence de potentiel est appliquée entre les deux électrodes placées à l'intérieur d'une ampoule à vide, l'émission de ces rayonnements est obtenue par l'interaction des électrons à grande vitesse avec le matériau constituant l'anode. Ces électrons rendent leur énergie cinétique majoritairement sous forme de chaleur par collision avec un électron des couches périphériques de la cible telle que ce rayonnement thermique responsable du chauffage de l'anode et plus rarement sous forme de rayonnement X par collision avec un électron des couches internes de la cible ou interaction avec un noyau de la cible. La cathode est constituée d'un filament de tungstène entourée d'une pièce appelée

pièce de concentration et l'anode peut être fixe ou tournante. D'autres éléments constituent l'appareil : l'enceinte qui assure le refroidissement du système, la limitation du rayonnement de fuite, le collimateur qui sert à délimiter le faisceau RX et le générateur qui fournit le voltage servant à l'accélération des électrons.



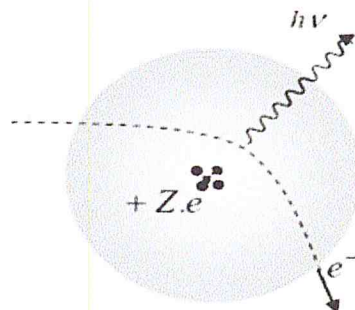
**Figure I.2 :** Schéma représentant un tube à rayons X

### I.2.2 Spectre des rayons X

La distribution spectrale d'émission d'un tube à rayons X est composée d'un rayonnement continu (rayonnement de freinage) et de radiations caractéristiques du matériau composant la cible.

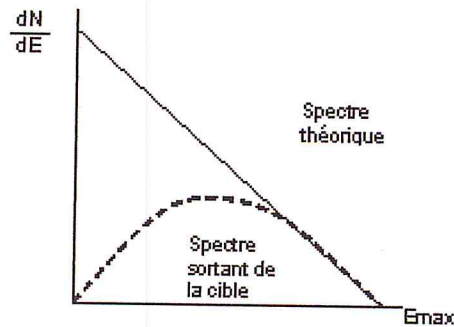
- **Spectre continu**

Lorsqu'une particule chargée passe à proximité d'un noyau, elle est attirée par le noyau, sa trajectoire est déviée avec un ralentissement de cette particule. Ce ralentissement est responsable d'une diminution de l'énergie cinétique de la particule émise sous la forme d'un rayonnement dit rayonnement de Bremstrahlung ou de freinage (figure I.3).



**Figure I.3 :** Phénomène de freinage

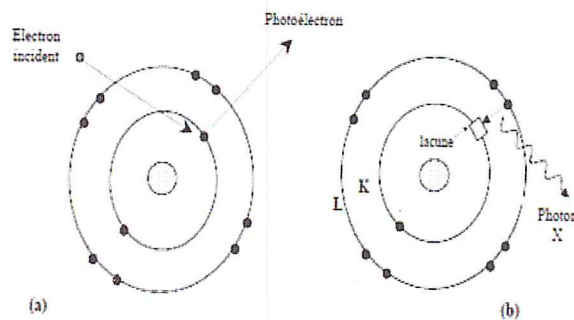
Si la particule passe loin du noyau, elle est peu déviée, le ralentissement est faible et le rayonnement de freinage est de faible énergie, si elle passe très près du noyau elle est fortement déviée et freinée et le photon de freinage a une énergie élevée. Le spectre d'énergie du rayonnement de freinage est un spectre continu (figure I.4).



**Figure I.4** : Spectre d'énergie du rayonnement de freinage

- **Raies caractéristiques**

Au spectre continu se superpose un spectre de raies dont les longueurs d'onde, indépendantes des conditions de fonctionnement de tube, ne dépendent que de la nature des atomes. Certains atomes de l'anticathode, sous l'action du choc des électrons du faisceau, sont ionisés, c'est-à-dire qu'un électron incident d'énergie  $E_{cin}$  peut expulser un électron d'un atome de la cible dont l'énergie de liaison est plus petite que  $E_{cin}$ , créant ainsi un trou dans une couche (figure I.5).

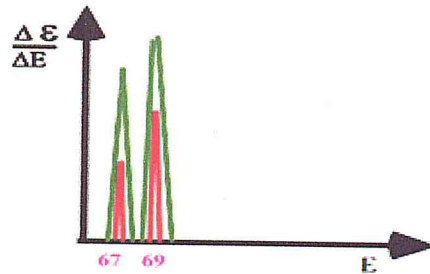


**Figure I.5** : Excitation(a) et désexcitation (b) d'un atome

L'atome se trouve alors dans un état excité. Pour sa désexcitation, et pour retrouver un état stable, la place laissée libre (trou) est occupée par un électron d'une orbite plus éloignée du noyau : ce saut est accompagné d'une émission d'un photon. L'énergie des photons émis est égale à la différence des énergies des couches concernées [Khan, 2003].

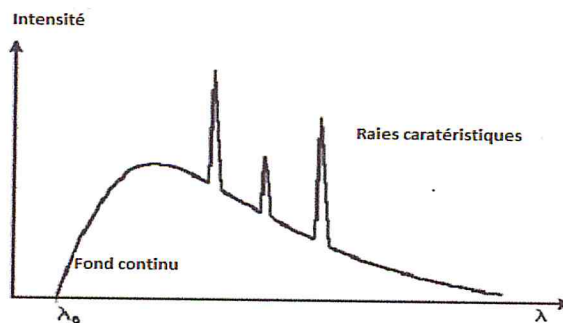
Le spectre discret est un spectre caractéristique de la cible, il correspond à la répartition de l'énergie des photons de fluorescence et ce spectre de RX caractéristiques comprennent un

petit nombre de raies. Ils sont constitués par des groupes de raies, désignés par des séries de lettres K, L, M, etc...(figure I.6). La différence d'énergie entre les couches est d'autant plus grande que l'atome est lourd.



**Figure I.6 :** Spectre de raies caractéristiques (tungstène)

Le spectre RX correspond alors à la superposition d'un fond continu de rayonnement de Bremsstrahlung et des raies provenant des transitions électroniques de l'anode (figure I.7). La partie du spectre de rayons X de basses énergies est éliminée par deux types de filtration au niveau de l'anode : filtration inhérente (verre, huile..) et filtration additionnelle destinée à atténuer les rayons X de basse énergie qui n'arrivent pas au niveau de détecteur [Hendee, 2002].



**Figure I.7 :** Schéma représentatif d'un spectre de photons constitué d'un spectre continu et d'un spectre de raies caractéristiques

### I.3 Eléments constituant un tomographe à rayons X

L'évolution de la tomodensitométrie est la conséquence des progrès considérables de l'informatique et de certaines évolutions technologiques qui ont pu être appliquées aux nombreux constituants d'un appareil scanographique.

#### I.3.1 Générateur de rayons X

Les générateurs fournissent la tension et le courant nécessaires à l'accélération des électrons dans le tube à rayons X. Les générateurs sont du type tension constante, régulée à quelques



dix millièmes près (soit quelques dizaines de volts) pour assurer un flux énergétique quasi constant. Ils délivrent une haute tension continue (80 à 140 kV) ainsi qu'un milli-ampérage constant (de 10 à 500 mA). Ils sont actuellement toujours 'embarqués' dans le statif tournant avec le tube [Hubert, 2003].

### **I.3.2 Tube à rayons X**

L'acquisition des données nécessite un tube à rayons X couplé à un ensemble de détecteurs disposés en arc de cercle. L'ensemble tube/détecteurs effectue de façon synchrone un mouvement circulaire autour du patient (figure I.1). L'émission de rayons X résulte du flux d'électrons libérés par la cathode et venant frappé l'anode. Les filtrations inhérentes et les filtrations additionnelles 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. Le rendement du tube à rayons X est particulièrement faible (1% rayons X, 99 % chaleur).

### **I.3.3 Détecteurs**

Le système est formé d'un détecteur primaire, qui mesure le rayon avant la traversée de l'objet à étudier, et de détecteurs secondaires, qui mesurent l'intensité des rayons X après leur atténuation dans le corps.

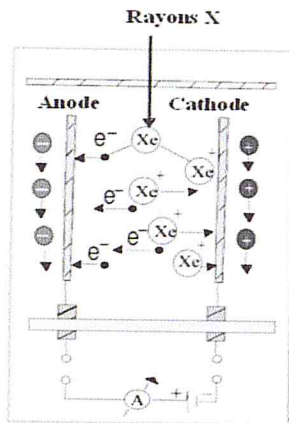
Les détecteurs sont un des points clés de la qualité de l'image et des performances d'un scanner. Tous les détecteurs de rayonnements ionisants reposent sur l'interaction du rayonnement avec la matière, ils permettent de convertir l'énergie "invisible" des rayonnements ionisants en signal mesurable. Les photons X sont principalement détectés par ionisation. Il existe deux types de détecteurs : détecteurs d'ionisation à gaz et les détecteurs par scintillation.

#### **• Détecteur à gaz**

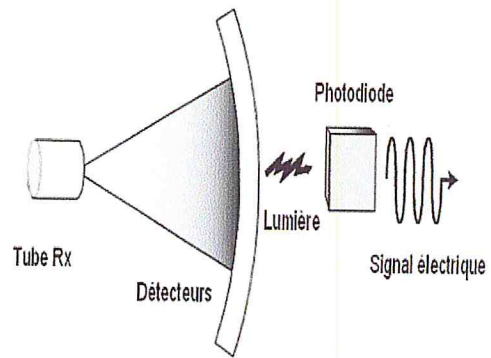
Les chambres d'ionisation sont des détecteurs à gaz utilisés dans les premiers tomographes. Dans cette technologie, les rayons X sont directement convertis en charges électriques dans un gaz lourd (Xénon) sous pression. Ces détecteurs détectent le passage d'une particule chargée en mesurant la charge totale des électrons et des ions produits lors de l'ionisation du milieu par la particule incidente. Les charges créées sous l'action d'un champ électrique sont collectées sur des électrodes de lecture (figure I.8). Les impulsions générées sont proportionnelles à l'énergie des photons. Malheureusement, ce type de détecteur possède une faible efficacité (rendement faible).

- **Détecteurs solides**

Ils sont utilisés par la plupart des scanners actuels et sont composés d'une ou plusieurs barrettes disposées en éventail. Une barrette permet d'obtenir les informations nécessaires pour la reconstruction d'une coupe. Chaque barrette regroupe quelques centaines de capteurs unitaires. Les photons X sont absorbés par un scintillateur (céramique) et convertis en photons lumineux, eux-mêmes convertis en signal électrique par une photodiode (figure I.9). Leur efficacité est excellente. Ils offrent des temps de réponse rapides et une faible rémanence [Hue, 2008].



**Figure I.8** : Détecteur à chambre d'ionisation

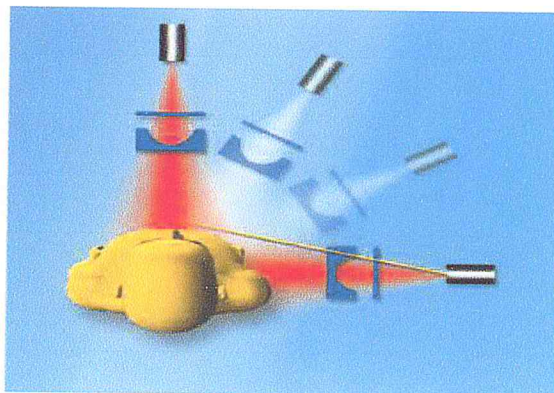


**Figure I.9** : Détecteur solide

### I.3.4 Filtration et collimation

#### I.3.4.1 Filtration

Elle est effectuée par une lame métallique de faible épaisseur placée à la sortie du tube. Un deuxième filtre « papillon » est fréquemment ajouté afin d'uniformiser l'intensité au niveau du détecteur et réduire ainsi les effets de diffusion (figure I.10).

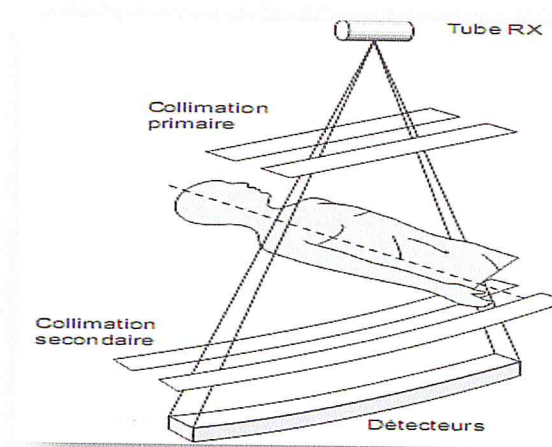


**Figure I.10** : Les rayons excentrés atténués par le filtre papillon

### I.3.4.2 Collimation

La collimation a deux buts : réduire la dose délivrée au patient et améliorer la qualité de l'image. Il existe deux types de collimation :

- **La collimation primaire** : située entre le tube à RX et le patient en aval de la filtration (figure I.11). Elle permet de limiter la taille du faisceau de rayons X délivré au patient (réduire la dose) en calibrant le faisceau de rayons X en fonction de l'épaisseur de coupe désirée.
- **La collimation secondaire** : située entre le patient et les détecteurs (figure I.11), elle doit être parfaitement alignée avec le foyer et la collimation primaire. Elle limite le rayonnement diffusé par le patient responsable de la dégradation du contraste. Elle est constituée d'une série de lamelles de plomb.



**Figure I.11** : Collimation primaire et secondaire

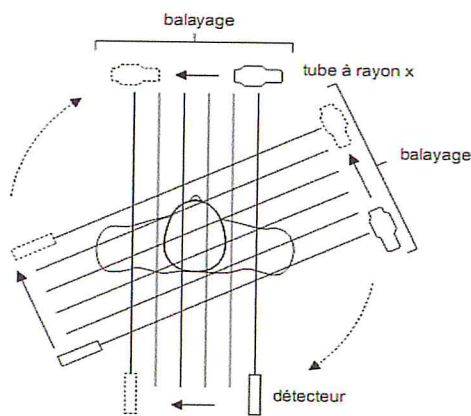
### I.4 Evolution de la géométrie de scanner

L'acquisition des données se réalise selon un système de multi-projections. Depuis les années 1970, la technologie des scanners a évolué, passant de l'acquisition incrémentale à l'acquisition hélicoïdale multi-barrettes. Au départ, seul l'examen du crâne était possible, maintenant le corps entier peut être examiné. Le temps d'acquisition par coupe et le temps de reconstruction passe chacun de quelques minutes à quelques secondes, la résolution spatiale du centimètre au millimètre.

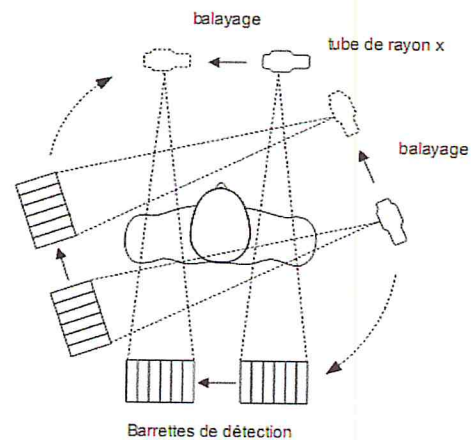
#### I.4.1 Systèmes translation-rotation (Première et deuxième génération)

Le scanner de la première génération est celui proposé par Hounsfield (figure I.12). Un faisceau en pinceau effectue un mouvement de translation [Doyon, 1988]. Le détecteur situé de l'autre côté du 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 ne dispose que d'un détecteur, le système est lent (15 minutes par coupe pour une image 80 x 80).

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



**Figure I.12** : Tomodensitomètre de première génération



**Figure I.13** : Tomodensitomètre de deuxième génération

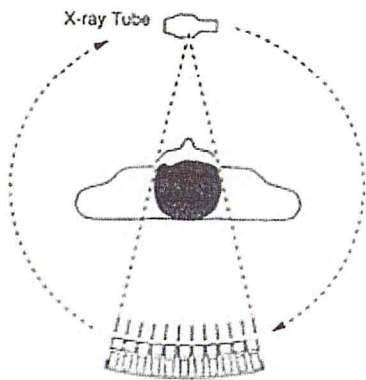
#### I.4.2 Système 'Fan-Beam' (Troisième et quatrième génération)

Dans les systèmes 'Fan-Beam' de troisième et quatrième génération, on utilise un faisceau de rayons X divergent, d'angle d'ouverture assez important ( $30^\circ$  à  $60^\circ$ ), qui permet d'irradier toute la section. Tous les mouvements de translation étant ainsi supprimés.

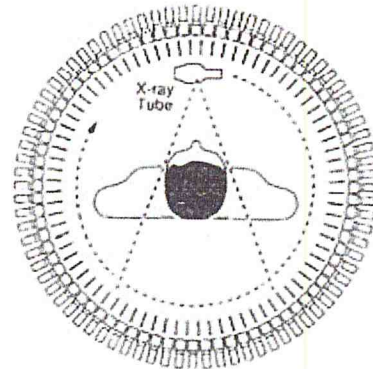
Les systèmes de troisième génération utilisent une source de rayons X en rotation et un ensemble de récepteurs disposés en arc de cercle (figure I.14). Les anciennes machines de la troisième génération avaient à peu près 300 détecteurs mais actuellement on dépasse les 1000 détecteurs. Les temps d'acquisition des machines de troisième génération sont de l'ordre de la seconde et même sub-seconde.

Dans les systèmes de quatrième génération (figure I.15), plusieurs milliers de détecteurs fixes forment une couronne complète et seul le tube tourne autour de l'objet (2000 à 4800

détecteurs). Cette génération est aussi appelée, scanner à géométrie courte car l'ouverture du faisceau est beaucoup plus importante pour couvrir tout l'objet examiné. Le nombre de profils obtenu est limité par le nombre de détecteurs entourant le patient. Le système de cette génération est très lourd (force centrifuge importante) et présente une mauvaise résolution [Peyrin, 1996].



**Figure I.14** : Schéma de fonctionnement d'un scanner de troisième génération



**Figure I.15** : Schéma de fonctionnement d'un scanner de quatrième génération

### I.4.3 Acquisition hélicoïdale ou spiralée

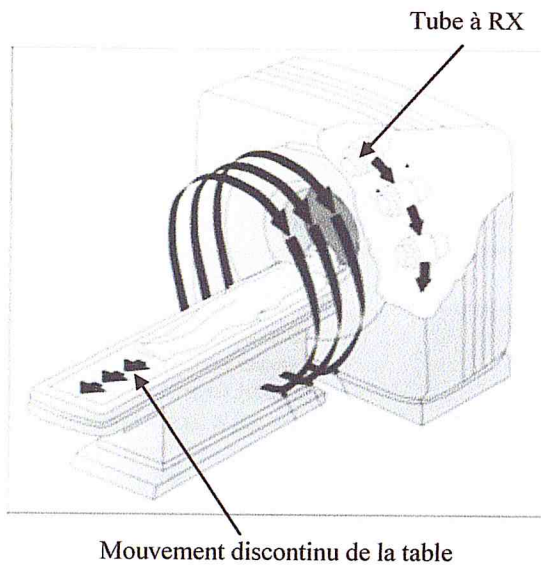
En acquisition séquentielle ou axiale, une coupe est acquise à chaque rotation complète du statif autour du patient, dans un plan de coupe fixe (figure I.16). Ensuite, la table se déplace d'un incrément longitudinal et une nouvelle rotation est effectuée. Cette procédure est répétée coupe après coupe.

En 1989 apparaît l'acquisition hélicoïdale (appelée aussi acquisition volumique ou spiralée) qui se caractérise par la rotation continue du couple tube-détecteurs autour de la table d'examen qui se déplace à vitesse constante durant l'acquisition. Le tube à rayons X réalise ainsi un déplacement en hélice si on se place dans un repère lié à la table (figure I.17).

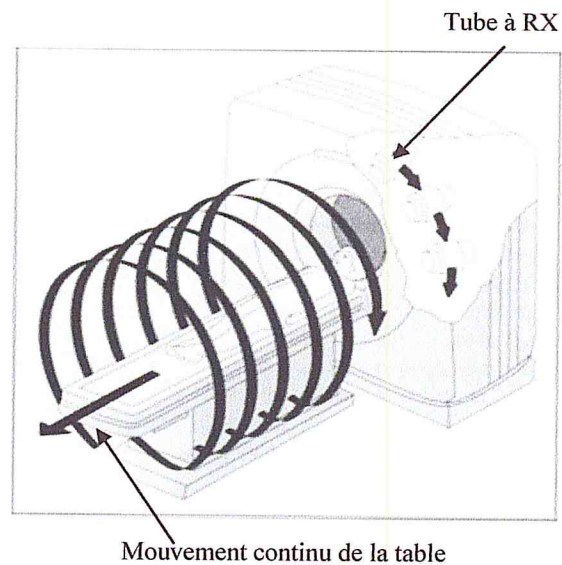
Le scanner hélicoïdal est basé sur le principe du scanner troisième génération, le balayage est permis par deux paramètres [Blum, 2002] :

- Le premier est représenté par la rotation continue du statif (qui supporte le tube et les détecteurs répartis en couronne) autour du lit où repose le patient.
- Le second par l'avance concomitante de la table d'examen à une vitesse constante.

Le tube décrit autour du patient une figure géométrique à type d'hélice (figure I.17). Actuellement, la plupart des appareils sont à rotation continue. La vitesse de rotation sur les scanners les plus récents a été considérablement augmentée, atteignant 360° en 0,4 seconde.



**Figure I.1** : Scanner séquentiel



**Figure I.17** : Scanner hélicoïdal

L'acquisition hélicoïdale permet de réaliser des coupes chevauchées afin d'améliorer la résolution spatiale longitudinale et par conséquent la détection des petites lésions. La réduction de l'incrément (entre deux coupes) aboutit à la reconstruction d'un nombre plus élevé de coupes [Benaidja, 2011].

Pour quantifier l'avancée de la table, un nouveau paramètre a alors été introduit ' le pitch' qui se définit comme le rapport entre le pas de l'hélice (distance parcourue par la table pendant une rotation de 360° du tube) et la collimation du faisceau RX. Il est donné par la relation:

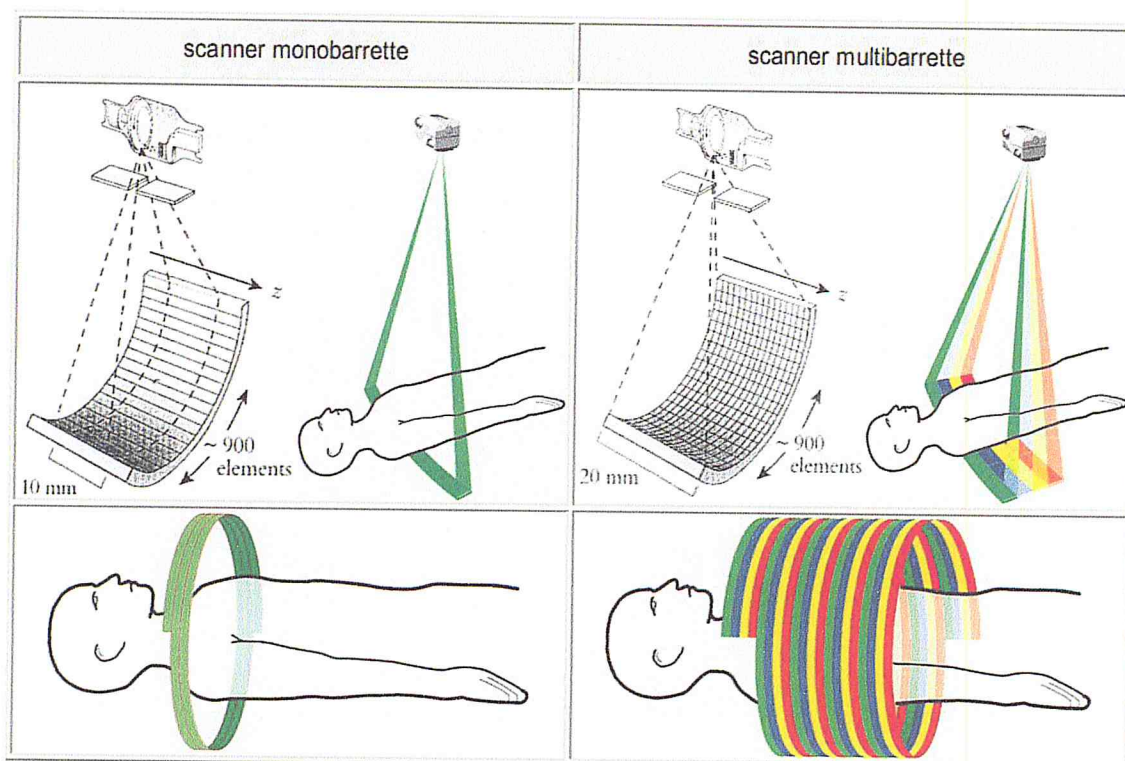
$$\text{Pitch} = \frac{d}{s} \quad (\text{I-1})$$

avec d (mm) l'avancée de table pendant une rotation et s (mm), l'épaisseur de collimation.

#### I.4.4 Scanner multicoupes

Le scanner monocoupe comporte dans l'axe z une seule couronne de détecteurs disposés dans l'axe x sur environ 50° en éventail. Une seule coupe est acquise par rotation (figure I.18).

En 1992, Elscint commercialise le premier scanner bibrasette [Blum, 2000], le système de détection étant constitué par l'accolement de deux rangées de détecteurs. Ce scanner est le premier à permettre la réalisation des coupes infra-millimétriques. Le scanner multibrasette est une évolution technologique majeure, caractérisée par l'introduction d'un nouveau système de détection basé sur le principe de la subdivision de la couronne de détecteurs dans l'axe z (figure I.18).



**Figure I.18 :** Acquisition à une seule ou plusieurs barrettes (l'axe z étant l'axe du patient)

Les scanners multibrasettes actuels utilisent simultanément jusqu'à 320 voire 640 coupes par rotation, ce qui augmente le volume exploré à chaque rotation du tube. Cette technique présente trois avantages significatifs par rapport au scanner hélicoïdal monobarrette :

- Le volume couvert par unité de temps est  $N$  fois plus important ( $N$  étant le nombre de barrettes), ce qui réduit d'autant le temps d'acquisition et permet de limiter la quantité de produit de contraste injecté.
- la résolution temporelle et spatiale est améliorée.
- diminution des artéfacts dus aux mouvements du patient.

## **I.5 Paramètres d'acquisition**

La dose délivrée par un modèle donné de scanner dépend de multiples paramètres, parmi lesquels certains ne sont pas modifiables directement, tels que la distance du foyer à l'axe ou la filtration. En revanche, certains paramètres sont directement accessibles et peuvent être modifiés pour une optimisation des examens : ce sont la tension, la charge (produit de l'intensité par le temps d'émission des rayons X) et le pas d'hélice.

### **I.5.1 Tension**

Il s'agit de la tension délivrée entre l'anode et la cathode du tube à RX, elle peut atteindre jusqu'à 140 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 une tension) beaucoup plus élevée qu'un examen de tissus mous type abdomen.
- de la corpulence du patient : 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, une baisse de la tension est un moyen efficace pour réduire l'irradiation.

### **I.5.2 Intensité et charge du tube**

L'intensité du tube à rayons X s'exprime en milliampères. Mais en pratique, la grandeur utilisée pour régler le tube est la charge du tube, exprimée en milliampères-secondes (mAs). L'intensité du courant circulant entre l'anode et la cathode (I en mA) ainsi que la charge (mAs) sont réglables par le manipulateur.

### **I.5.3 Temps de rotation**

Le temps de rotation conditionne la résolution temporelle, c'est-à-dire le temps d'acquisition d'une séquence. 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.5.4 Collimation primaire**

Elle est définie par la largeur de collimation du faisceau de rayons X à la sortie du tube et s'exprime en multiples de l'épaisseur de détection sélectionnée, selon le nombre de détecteurs



couplés par exemple une collimation de 2 cm correspond à  $16 \times 1,25$  ou  $8 \times 2,5$ . Elle permet de déterminer l'épaisseur nominale de coupe en acquisition monocoupe qui peut être reconstruite, il peut varier de 1 à 10 mm. En multicoupe, la collimation varie en fonction du nombre et des épaisseurs de coupe.

### **I.5.5 Pitch**

Il est défini en tant que rapport entre le pas de l'hélice, qui est la distance réalisée lors d'une rotation complète du tube et la collimation du faisceau de rayons X. Il est différent pour chaque scanner surtout d'un constructeur à un autre [Furgoni, 2009].

## CHAPITRE II

# F FORMATION DE L'IMAGE TOMODENSITOMETRIQUE

### II.1 Interaction des photons X avec la matière

Lorsqu'un faisceau de rayons X pénètre dans un milieu matériel, son intensité est diminuée selon différentes interactions possible, la probabilité ou la section efficace pour chaque interaction dépend de l'énergie de photons incidentes  $h\nu$  et le numéro atomique  $Z$  de milieu [Podgorsak, 2005]. Donc, un photon peut interagir de différentes façons avec les électrons ou les noyaux de la matière.

On distingue deux effets principaux de l'interaction : L'absorption et la diffusion. L'absorption conduit à la disparition du photon et au transfert total de son énergie à une particule chargée, en général un électron. Cette atténuation est le phénomène physique qui permet de caractériser l'objet en image par transmission et elle dépend à la fois de l'énergie des rayons et aussi de la nature de la matière. La diffusion consiste en un changement de la direction, associée ou non à une perte d'énergie des rayonnements X. Cette diffusion engendre un flou dans l'image, une perte de contraste et une mauvaise localisation voire une mauvaise détection des petites structures.

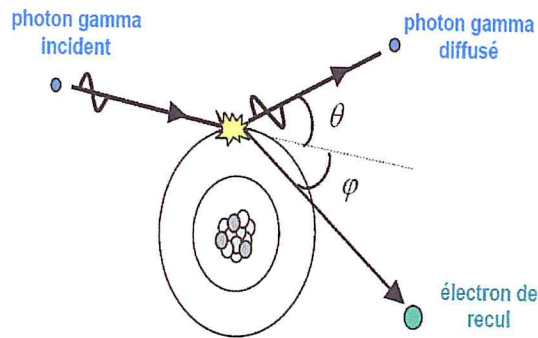
#### II.1.1 Diffusion Compton

La diffusion Compton est un phénomène dans laquelle un photon incident avec une énergie ' $h\nu$ ' rencontre un électron libre ou faiblement lié, l'approximation de électron libre se justifie par le fait que l'énergie de liaison des électrons est faible devant l'énergie des photons incidents. Il est dévié suivant une direction faisant un angle  $\theta$  compris entre  $0$  et  $180^\circ$  avec la trajectoire initiale et d'énergie plus faible, il est appelé 'photon diffusé'. L'électron est projeté suivant une direction faisant un angle  $\varphi$  compris entre  $0$  et  $90^\circ$  avec la trajectoire initiale du photon (figure II.1). Le photon cède une partie de son énergie à l'électron dévié. L'énergie cinétique de l'électron de recul est égale à la différence entre les énergies de photon incident

et le photon diffusé. L'énergie transférée à l'électron est exprimée en fonction de l'énergie du photon incident par la relation (II-1).

$$E_e = \frac{\frac{(h\nu)^2}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)}{1 + \frac{h\nu}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (\text{II-1})$$

Avec  $E_e$ , l'énergie de l'électron de recul et  $m_e c^2$ , énergie de l'électron au repos.



**Figure II.1 :** Illustration de l'effet Compton

La section efficace atomique pour l'effet Compton,  $\sigma_c$ , est déterminée par la section efficace électronique  $\sigma_e$  car cette dernière est indépendante de  $Z$  (numéro atomique du milieu), on utilise la relation:

$$\sigma_c = Z \sigma_e \quad (\text{II-2})$$

La probabilité pour qu'un photon interagisse avec un atome est donc proportionnelle au nombre de charge  $Z$  du milieu. Pour un matériau donné, la probabilité qu'un photon interagisse est proportionnelle à la densité d'électrons. Or le nombre de masse atomique  $A$  est approximativement proportionnel au nombre atomique  $Z$ . L'effet Compton, pour une énergie donnée, est donc approximativement proportionnel à la densité du matériau [Mouhssie, 2004].

$$\sigma_c \propto \frac{Z}{h\nu} \quad (\text{II-3})$$

Le coefficient d'atténuation massique de Compton  $\frac{\sigma}{\rho}$  est donné par la relation suivant :

$$\frac{\sigma}{\rho} = \frac{N}{A} \cdot \sigma_c = \frac{Z N}{A} \cdot \sigma_e \approx \frac{1}{2} N \sigma_e \left( \frac{\text{cm}^2}{\text{g}} \right) \quad (\text{II-4})$$

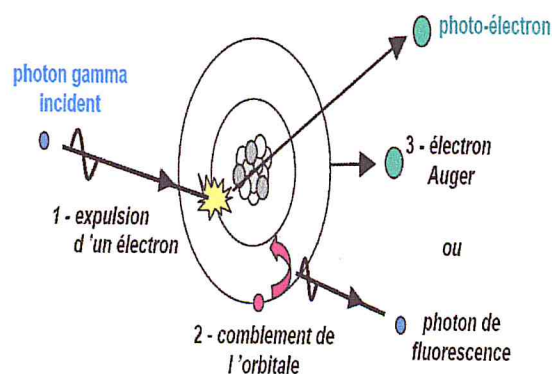
Le coefficient d'atténuation massique  $\frac{\sigma}{\rho}$  est indépendant de  $Z$  et dépend toujours du nombre d'électrons par unité de masse.

### II.1.2 Absorption photoélectrique

Le photon entre en collision avec un électron fortement lié des couches internes de l'atome, avec une énergie de liaison  $W$ . L'énergie  $h\nu$  du photon incident est transférée à l'électron qui est éjecté de sa couche. Cet électron appelé photoélectron est éjecté du cortège électronique de l'atome avec une énergie cinétique  $E_k$ , définie par la relation (II-5) :

$$E_k = h\nu - W \quad (\text{II-5})$$

L'effet photoélectrique ne peut avoir lieu que si l'énergie du photon incident est supérieure ou égale à l'énergie de liaison de l'électron. L'électron expulsé laisse une place vacante, le niveau d'énergie vacant (généralement dans une couche K ou L) va être rempli par les électrons des couches plus externes (figure II.2). Ceci conduit à l'émission de photons X (photon de fluorescence), ainsi que la possibilité d'expulsion d'un autre électron d'une couche encore plus périphérique qu'on appelle électron Auger.



**Figure II.2 :** Effet photoélectrique : le photon incident absorbé par l'atome

La probabilité d'interaction d'un photon par l'effet photoélectrique est de la forme:

$$\sigma_{ph} \propto \frac{Z^4}{h\nu^3} \quad (\text{II-6})$$

$Z$  étant le numéro atomique de la cible et  $h\nu$ , l'énergie du photon incident.

Le coefficient d'atténuation massique photoélectrique ( $\frac{\tau}{\rho}$ ) est donné par la relation suivante :

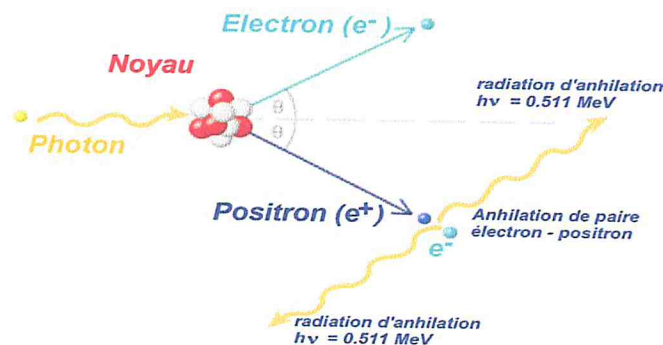
$$\frac{\tau}{\rho} = \frac{N}{A} \cdot \sigma_{ph} \left( \frac{cm^2}{g} \right) \quad (II-7)$$

A et  $\rho$  sont respectivement le numéro de masse et la densité de l'absorbeur.

Le coefficient d'atténuation massique ( $\frac{\tau}{\rho}$ ) est proportionnel à  $\frac{Z^3}{hv^3}$ . L'effet photoélectrique est le processus d'interaction prédominant des rayonnements X dans la gamme d'énergie utilisée en imagerie. Il est très favorisé dans les milieux de numéro atomique élevé et décroît très vite quand l'énergie augmente.

### II.1.3 Production de paires

Le champ électrique intense qui entoure un noyau peut transformer un photon en électron et positron : c'est l'effet de production de paires. Cette matérialisation (qui est le processus inverse de l'annihilation) nécessite une énergie minimale du photon incident d'au moins 2 fois 511 keV, soit  $E_{min} = 1,02$  MeV. L'électron et le positron créés perdent leur énergie par phénomène d'ionisation du milieu et le positon s'annihile par la suite avec un électron du milieu. Il en résulte deux photons gamma d'énergie individuelle 511 keV à 180° l'un de l'autre (figure II.3).



**Figure II.3 :** Processus de la création de paires

La section efficace pour la création de paires est rigoureusement nulle pour les photons d'énergie  $hv < 2m_e c^2$ . Lorsque  $hv > 2m_e c^2$ , la section efficace pour la création de paires augmente.

La section efficace atomique  $\sigma_{Pair}$  est donnée par l'expression suivante :

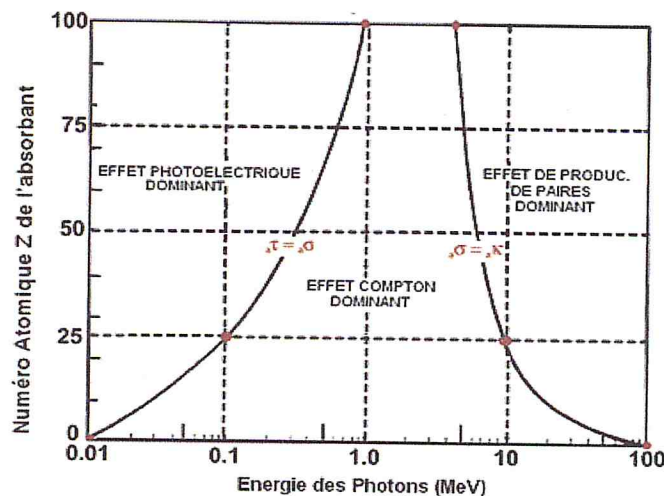
$$\sigma_{Pair} \propto \frac{Z^2}{hv} \quad (II-8)$$

Le coefficient d'atténuation massique de production de paires  $\frac{\kappa}{\rho}$  est donné par la relation suivante :

$$\frac{\kappa}{\rho} = \frac{N}{A} \cdot \sigma_{\text{Pair}} \left( \frac{\text{cm}^2}{\text{g}} \right) \quad (\text{II-9})$$

A et  $\rho$  étant le numéro de masse et la densité de l'absorbant.

En fonction du numéro atomique Z du milieu et de l'énergie du photon incident, l'importance relative de ces effets varie (Figure II.4). L'effet photoélectrique est très favorisé dans les milieux de numéro atomique élevé mais cesse de l'être pour une énergie avoisinant 500 keV. C'est le processus d'interaction prédominant des rayonnements X de faible énergie ( $\leq 100$  keV).



**Figure II.4 :** Répartition des différentes interactions élémentaires photons-matière en fonction de l'énergie incidente  $h\nu$  et du numéro atomique Z

A haute énergie, c'est l'effet de production de paires qui est prédominant, il commence à le devenir aux environs de 5 MeV dans les milieux de Z élevé. Entre les deux, se situe un domaine où c'est l'effet Compton qui domine, donc la probabilité que se produise une diffusion incohérente croît à mesure que l'effet photoélectrique diminue.

Les valeurs des différentes sections efficaces sont données dans la littérature pour différentes énergies et différents matériaux. La probabilité par unité de longueur qu'un photon subisse donc un de ces effets est égale à la somme des sections efficaces différentielles.

$$\sigma_{\text{totale}} = \sigma_{\text{ph}} + \sigma_c + \sigma_{\text{pair}} \quad (\text{II-10})$$

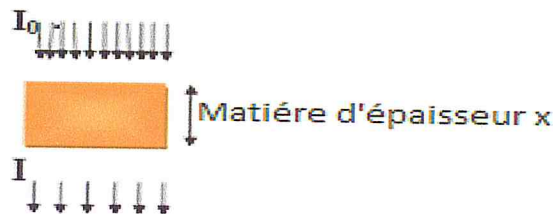
Lors d'une acquisition tomodensitométrique, l'atténuation des rayons X est essentiellement due à l'effet photoélectrique et la diffusion Compton. Les facteurs qui influencent l'atténuation sont la densité du matériau et le nombre atomique donc la densité électronique et la densité massique. Avec des tensions autour de 100 à 140 kV, qui sont des tensions communément utilisées, l'atténuation est principalement due à la diffusion Compton qui dépend de la densité électronique du matériau. Le coefficient d'atténuation linéique global ' $\mu$ ' ( $\text{cm}^{-1}$ ) pour un atome est la somme des coefficients d'atténuation linéiques des deux phénomènes donné par :

$$\mu = \sigma + \tau \quad (\text{II-11})$$

$\sigma$  et  $\tau$  étant respectivement le coefficient d'atténuation linéique photoélectrique et de Compton.

## II.2 Lois d'atténuation des rayons X

Un faisceau de rayons X d'énergie  $h\nu$  et d'intensité  $I_0$  (nombre de photons franchissant l'unité de surface normale au faisceau par unité de temps) qui traverse la matière est atténué (figure II.5).



**Figure II.5 :** Atténuation des rayons X après la traversée d'une épaisseur  $x$

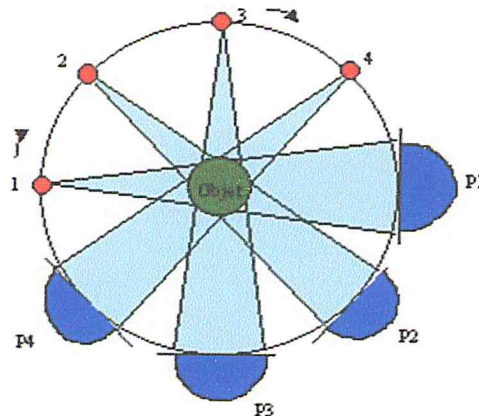
L'atténuation des photons s'exprime par le coefficient d'atténuation qui présente la fraction des photons incidents interagissant par unité de longueur. Ce coefficient tient compte des sections efficaces des deux processus de pertes d'énergie (l'absorption et diffusion Compton). La variation de l'intensité d'un faisceau de photons monochromatique pour la traversée d'un milieu homogène d'épaisseur  $x$  est donnée par la loi de Lambert-Beer [Longuetaud, 2005] :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (\text{II-12})$$

$I$  est l'intensité du faisceau après la traversée d'une épaisseur  $x$  de matière,  $I_0$  l'intensité du faisceau incident et  $\mu(h\nu, Z)$ , appelé coefficient d'atténuation linéique global, dépend de l'énergie des photons incidents et du milieu traversé ( $\text{cm}^{-1}$ ). L'intensité d'un rayonnement électromagnétique décroît exponentiellement en fonction de l'épaisseur de la matière traversée. Le coefficient d'atténuation varie fortement en fonction de la matière et de l'énergie des photons. De manière générale, il croît en fonction du numéro atomique du milieu et décroît en fonction de l'énergie du rayonnement.

### II.3 Principe de formation de l'image

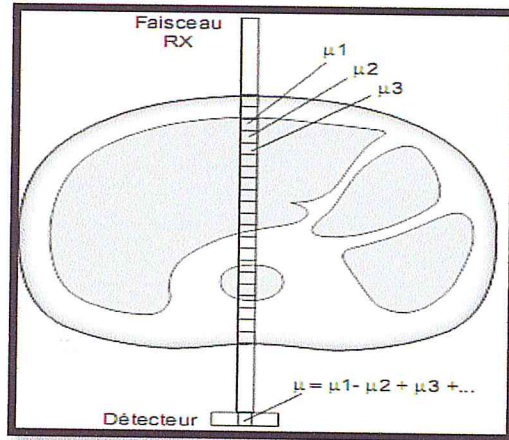
De multiples profils d'atténuation sont obtenus à des angles de rotation différents (figure II.6). Ce rayonnement est atténué suivant la densité des tissus traversés et mesuré par un capteur face à la source. Une image tomodynamétrique représente donc la distribution de la densité des tissus en chaque point du volume.



**Figure II.6** : Profils d'atténuation obtenus à différents angles de rotation

Le concept mathématique permettant de générer des images CT-scan à partir de projections multiples issues d'angles différents a été développé par Radon en 1917. Ce concept permet de représenter la structure interne d'un objet en utilisant une multitude de projections issues de l'atténuation de faisceau de rayons X par la matière traversée. Pour chaque incidence, l'atténuation du faisceau reçu par chaque détecteur répond à la loi de Beer-Lambert définie précédemment (équation II.12). Lorsque le faisceau rencontre des structures de différentes densités et épaisseurs, l'atténuation dépendra de plusieurs inconnus (figure II.7) [Rit, 2007].





**Figure II.7 :** Atténuation mesurée à la traversée d'un milieu hétérogène ( $\mu$  est une valeur moyenne)

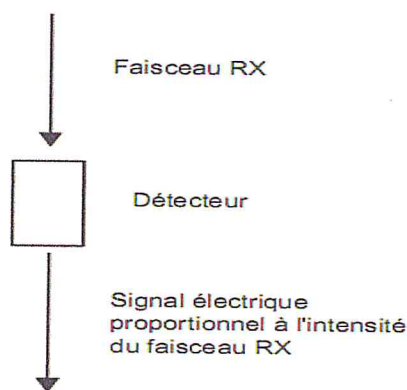
Il faut alors additionner les coefficients d'atténuation des différents constituants rencontrés sur la distance parcourue.

$$I = I_0 e^{-\int_0^x \mu(t) dt} \quad (\text{II-13})$$

Cette équation peut également s'écrire sous une forme linéaire :

$$\ln\left(\frac{I_0}{I}\right) = \int_0^x \mu(t) dt \quad (\text{II-14})$$

Le faisceau émis par le tube à RX, irradie plusieurs détecteurs, chaque détecteur transforme les photons X en signal électrique (figure II.8).



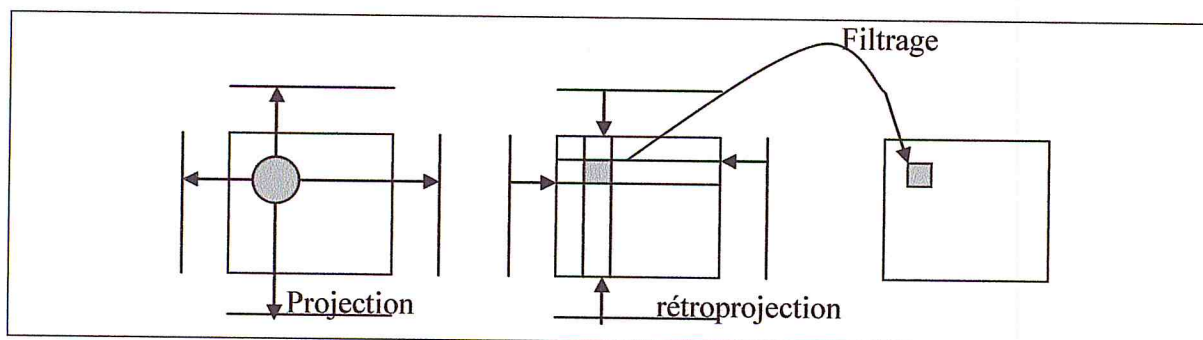
**Figure II.8 :** Le détecteur transforme le faisceau de rayons X en signal électrique

Ce signal est proportionnel à l'intensité du faisceau de rayons X. 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 et permet de faire de multiples mesures de densité sur différents axes. 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 (figure II.6). La sommation de tous ces profils de densité obtenus pour ces différentes valeurs angulaires, s'appelle un "sinogramme".

### II.3.1 Algorithmes de reconstruction

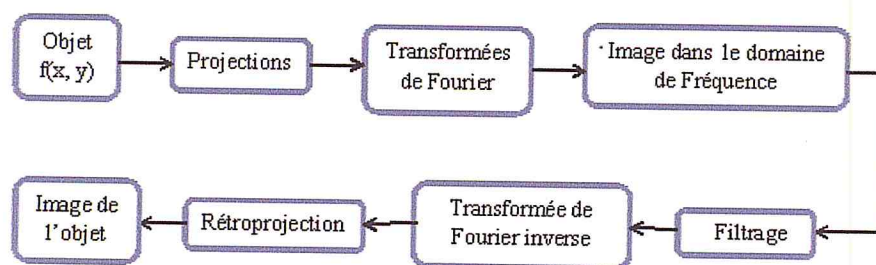
Un examen scanographique consiste à acquérir un certain nombre de projections sur différents angles autour d'un patient. Il faut ensuite reconstruire l'image à partir de ces projections. Il existe de nombreux algorithmes de reconstruction qui peuvent être analytiques comme la rétroprojection filtrée ou itératifs. Chaque profil d'atténuation est projeté selon le même angle qu'à l'acquisition. Les profils d'atténuation recueillis par les détecteurs sont convertis par transformée de Fourier en une gamme de fréquence. L'utilisation d'une simple rétroprojection conduit à une image floue et provoque une perte de contraste, ce qui conduit à une perte d'information. Pour l'augmentation du contraste, il est nécessaire de filtrer les projections avant de les rétro-projeter pour améliorer la qualité d'image (figure II.9) [Aubert, 2004].



**Figure II.9** : Schéma du principe de la rétro-projection filtrée

Dans cette méthode, un filtre (ayant pour objectif de réduire le bruit autour de l'objet à reconstruire) est appliqué à chacune des projections. Ce processus conduit, en fait, à une procédure de reconstruction plus rapide. Elle consiste simplement à épandre des projections qui ont au préalable été transformées à l'aide d'une moyenne pondérée et elles présentent un autre avantage, celui de conduire à un bien meilleure estimation quantitative des valeurs des pixels des coupes. Ce passage est obtenu par utilisation de la transformée de Fourier, les spectres fréquentiels subissent également une fonction de filtration [Lisbona, 2002]. La sélection des fréquences élevées par des filtres «durs» pour l'étude des structures à contraste

naturel élevée telles que l'os, le poumon où le rapport contraste sur bruit est très élevée. À l'inverse, l'élimination des fréquences élevées par des filtres « mous » sont adaptés aux structures à faible contraste naturel (parenchymes pleins : foie, cerveau) afin de favoriser la visualisation de lésions en diminuant le bruit. Notons qu'en dehors du filtre, d'autres paramètres dépendant de l'opérateur influencent l'information contenue dans l'image : ce sont soit des paramètres d'acquisition (haute tension, dimensions du champ exploré, ...) soit des paramètres de reconstruction (taille de la matrice image, zoom, ...). Le retour au domaine réel par l'utilisation de la transformée de Fourier inverse permet de reconstruire l'image finale (figure II.10) [Aubry, 2007] [Laurent, 2007].



**Figure II.10** : Organigramme des étapes de reconstruction de l'image

### II.3.2 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 :

- **l'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.
- **l'algorithme 180° linéaire** : il utilise les données acquises durant une rotation de 180°. L'interpolation se fait entre les données en projection angulaire opposée considérées 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 réelle de coupe est inférieure à celle obtenue avec un algorithme 360° et le profil de coupe sera amélioré [Boyer, 2003].

### II.3.3 Visualisation de l'image

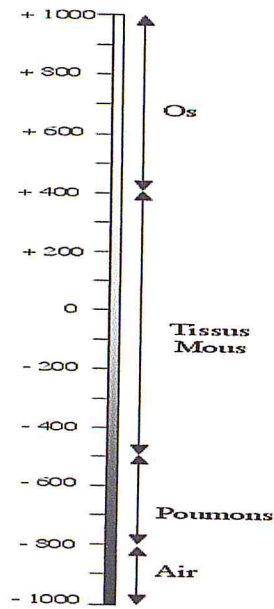
L'image tomodynamométrique se compose de la juxtaposition verticale et horizontale de plusieurs pixels qui forment la matrice de l'image dont la taille peut varier. Habituellement, les matrices font 512 pixels par 512 pixels. À chaque pixel de la matrice de reconstruction correspond une valeur d'atténuation moyenne ou de densité. En fonction de sa densité, chaque pixel est représenté sur l'image par une certaine valeur dans l'échelle des gris. Les valeurs des coefficients d'atténuation sont fortement dépendantes du faisceau émis et notamment de son énergie. Pour rendre possible des comparaisons, une unité normalisée doit être utilisée, ce sont les unités de Hounsfield, UH (ou Nombre CT) qui se calculent à partir des coefficients d'atténuation selon l'équation (II-15). La normalisation s'effectue par rapport au coefficient d'atténuation de l'eau (l'eau est considérée comme milieu de référence).

$$\text{Nombre CT (UH)} = \frac{\mu_x - \mu_{\text{eau}}}{\mu_{\text{eau}}} \cdot 1000 \quad (\text{II-15})$$

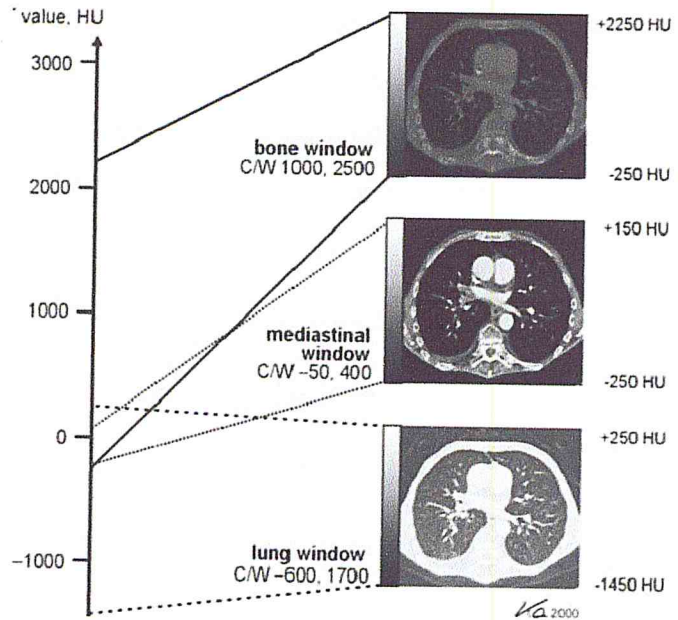
$\mu_x$  et  $\mu_{\text{eau}}$  étant respectivement le coefficient d'atténuation du milieu considéré et celui de l'eau. Cette relation, qui se traduit sous forme d'une courbe expérimentale est très importante car les systèmes de calcul ont besoin de la densité électronique de chaque voxel pour calculer avec précision la dose délivrée.

Ainsi, les niveaux de gris sur une image de coupe tomographique correspondent aux indices de Hounsfield. Par exemple, l'air, l'eau et les os ont respectivement des valeurs de -1000, 0 et 1000 unités Hounsfield (figure II-14). Ces valeurs doivent être vérifiées sur chaque scanner à l'aide d'un fantôme dédié pour chaque valeur de tension et pour chaque filtration disponible. Les images sont codées sur 12 bits, les niveaux de gris pouvant ainsi varier en théorie de 0 à 4095.

Pour observer en détail une image sur l'écran vidéo, on ne peut pas visualiser toute la dynamique (4096 niveaux) contenue dans l'image à l'aide de l'échelle de gris généralement disponible. La totalité de l'échelle de gris est donc assignée à un intervalle d'intérêt de nombres CT appelé fenêtre de visualisation (figure II.12). 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 II.11** : Echelle de Hounsfield



**Figure II.12** : Fenêtre (window) d'étalement des niveaux de gris

La fenêtre varie en fonction de trois paramètres [Koerperich, 2010] :

- La hauteur : qui correspond à la différence entre la limite supérieure et la limite inférieure.
- La largeur de la fenêtre (window) est l'espacement de niveaux de gris que l'on juge nécessaire pour visualiser une image et ses différentes densités (détermine le nombre de niveaux de densité).
- Le niveau (level) : valeur centrale des densités visualisées, et doit être correspondre approximativement à la valeur moyenne des nombres CT de la structure d'intérêt.

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  $\mu$  [Grosjean, 2008].

$$\mu = \frac{\mu}{\rho} (hv, Z) \rho \quad (\text{II-16})$$

$\mu$  est le produit de la densité  $\rho$  par le coefficient d'atténuation massique  $\frac{\mu}{\rho}$  qui dépend de l'énergie  $hv$  du faisceau de rayons X et du numéro atomique  $Z$  du matériau ou du tissu étudié.

## CHAPITRE III

# MATERIEL ET METHODES

### III.1 Introduction

La seule information que l'on extrait des images TDM est l'unité Hounsfield (UH). Dans ce chapitre nous présentons le matériel utilisé et la méthode d'étalonnage qui permettent d'établir une relation entre la densité massique du tissu et les unités Hounsfield de l'image pour la calibration de notre scanner. Le but de ce travail est de mesurer les valeurs des nombre CT à l'aide des fantômes de calibration constituant de milieux hétérogènes qui nous permettront de relier la densité massique et les nombres CT pour tenir compte de l'hétérogénéité des tissus lors des calculs dosimétrique.

### III.2 Matériel

#### III.2.1 Installation scanographique

Le service de radiothérapie du Centre Anti Cancer de Blida dispose d'un scanner de type 'Brilliance 16 Big Bore' de Philips, installé en 2010. Il présente une nouvelle gamme de scanner hélicoïdal multicoupe. Ce scanner dispose d'une ouverture de tunnel de 85 cm. Pour cela, il est appelé 'scanner de simulation grand anneau' (figure III.1).

Il est constitué deux types de lasers, les lasers internes et les lasers externes, la distance entre les deux lasers est égale 50 cm. Ce scanner dispose d'un arrangement de type hybride composé de deux types de détecteurs, au centre 16 détecteurs infra-centimétriques de 0.75 mm et en périphérie deux séries de 4 détecteurs de taille 1.5 mm. La matrice de détecteurs permet l'acquisition de 24 mm à chaque rotation du tube. La vitesse maximale de rotation du tube est de 0.44 s par tour.

L'installation est équipée de trois lasers mobiles pour déterminer l'isocentre physique (figure III.2), donc cet appareil permet de réaliser des examens interventionnels de planification en radiothérapie [Taillard, 2011]. La table est en fibre de carbone, pouvant supporter un poids

de 295 kg. La vitesse de déplacement longitudinal de la table est comprise entre 0.5 et 100 mm/s et la vitesse de déplacement verticale entre 2.5 et 50 mm/s.



**Figure III.1** : Scanner de simulation grand anneau 'Brilliance 16 Big Bore' de Philips



**Figure III.2** : Laser mobile

Le tableau III.1 regroupe les paramètres d'acquisition et les caractéristiques de l'installation scanographique 'Brilliance 16 Big Bore' de Philips [Lewis, 2006].

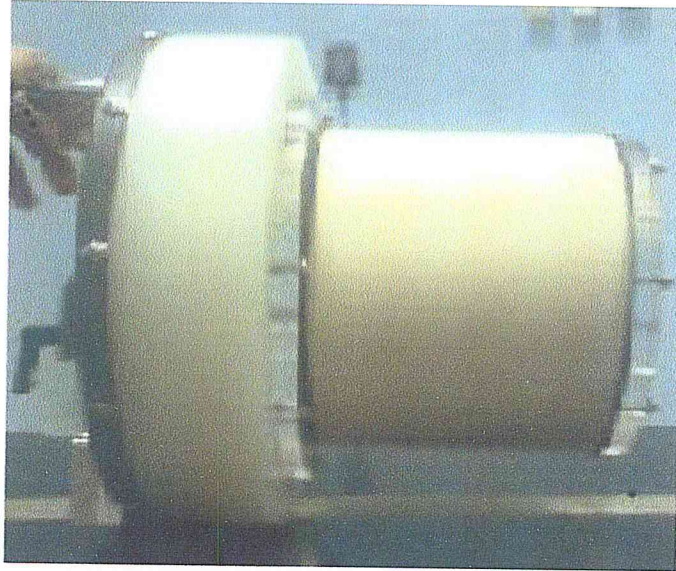
**Tableau III.1** : Caractéristiques générales et paramètres d'acquisition de l'installation scanographique 'Brilliance 16 Big Bore' de Philips

| Paramètres   | Scanner Big Bore de Philips   |
|--|---|
| Tension (kV)   | 90, 120, 140  |
| Courant (mA)   | 30 - 500 (pas de 1 mA)  |
| Durée de rotation pour l'acquisition axiale (s)      | 0.3, 0.4, 0.5, 0.75, 1, 1.5, 2  |
| Durée de rotation pour l'acquisition hélicoïdale (s) | 0.4, 0.5, 0.75, 1, 1.5, 2   |
| Champ (mm <sup>2</sup> )                             | 2 x 0.6, 4 x 7.5, 4 x 1.5, 4 x 3, 16 x 0.75, 16 x 1.5, 8 x 3  |
| Pitch  | 0.04 - 1.7  |
| FOV : Ouverture maximale du champ (mm)               | 180, 250, 350, 600  |
| Filtration totale (mm Al)                            | 8.8   |
| Matrice  | 512 x 512, 758 x 758, 1024 x 1024   |
| Nombre des détecteurs images/tour                    | 816   |
| Protocoles   | Cerveau, Cou/Cavum, Cou, Thorax, Thoraxo-Abdominal, Abdomen Conf, Extrémités Os, Abdomen Enfant, Cerveau Enfant |

### III.2.2 Fantôme Philips CT

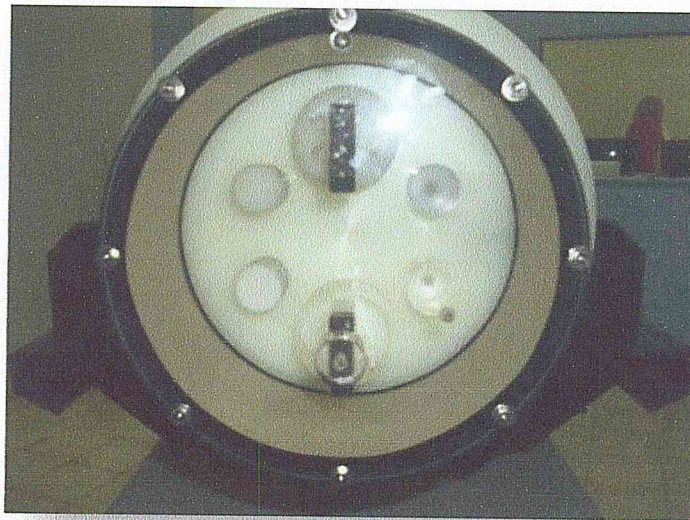
Le fantôme Philips CT de modèle 4550 1220 1471 et de numéro de série 0 904 174 est utilisé pour le contrôle de qualité d'une image scannographique. Ce fantôme permet de tester les valeurs de nombre CT en fonction de l'atténuation 'caractérisation des différents milieux'. Il est formé de deux cylindres, le premier cylindre de 30 cm de diamètre et 5 cm de hauteur et le deuxième de 20 cm de diamètre et 12 cm de hauteur (figure III.3).



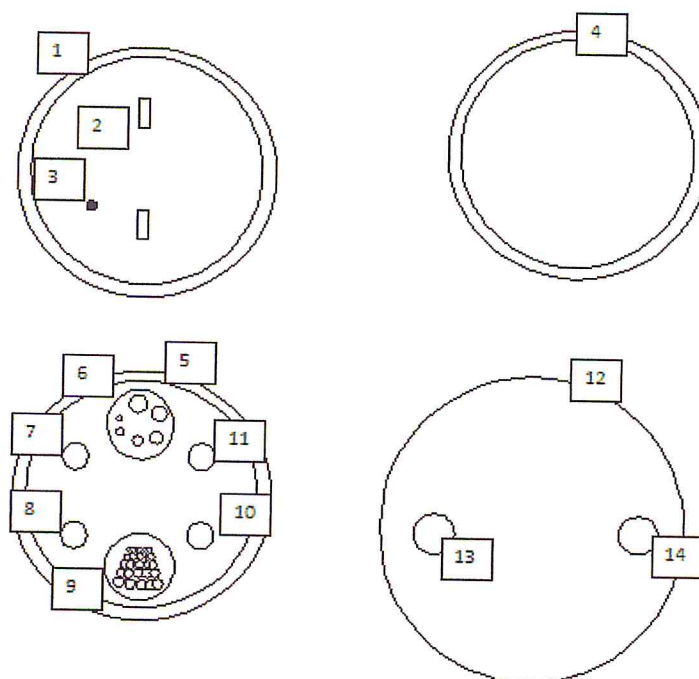


**Figure III.3** : Fantôme Philips CT

Ce dernier cylindre contient quatre inserts cylindriques de différentes densités 'Téflon, Polyéthylène, Lexan, Acrylique' entourés d'eau permettant de caractériser des milieux de différentes densités tissulaires (figure III.4). Ces cinq milieux permettent de vérifier la linéarité du scanner. Dans la figure III.5 sont schématisés en détail les différents constituants du fantôme regroupés dans le tableau III.2.



**Figure III.4** : Constitution du fantôme Philips CT 'différentes densités'



**Figure III.5 :** Les différents constituants du fantôme Philips CT

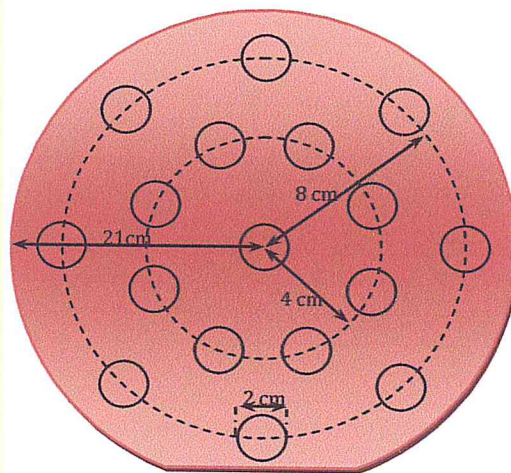
**Tableau III.2 :** Les éléments constituent le fantôme Philips CT

| N° de l'élément | Description   |
|-----------------|---|
| 1               | Couche physique   |
| 2               | Bandes en aluminium encastrées à 45 degrés  |
| 3               | Fil de cuivre de 0.18 mm pour la mesure de la réponse d'impulsion   |
| 4               | Couche aqueuse  |
| 5               | Couche multibroche  |
| 6               | Corps en nylon (Aculon) comportant six broches plus petites en lexan respectivement de 3, 4, 5, 6, 7 et 8 mm de diamètre  |
| 7               | Broche en lexan   |
| 8               | Broche en acrylique   |
| 9               | Acrylique avec sept rangées de trous de diamètres différents<br>Chaque rangée comprend cinq trous équidistants, de même diamètre : <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Rangée 1 : Trous de 1 mm, intervalle de 2 mm</li> <li>▪ Rangée 2 : Trous de 1.25 mm, intervalle de 2.5 mm</li> <li>▪ Rangée 3 : Trous de 1.5 mm, intervalle de 3 mm</li> <li>▪ Rangée 4 : Trous de 1.75 mm, intervalle de 3.5 mm</li> <li>▪ Rangée 5 : Trous de 2 mm, intervalle de 4 mm</li> </ul> |

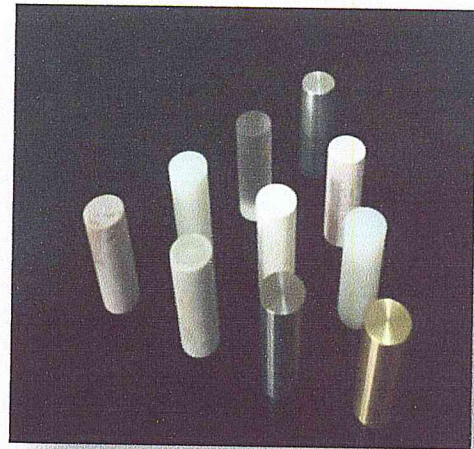
|    |  |
|----|--|
|    | <ul style="list-style-type: none"> <li>▪ Rangée 6 : Trous de 2.5 mm, intervalle de 5 mm</li> <li>▪ Rangée 7 : Trous de 3 mm, intervalle de 6 mm</li> </ul> |
| 10 | Broche en téflon   |
| 11 | Broche en polyéthylène   |
| 12 | Couche de corps  |
| 13 | Orifice à eau  |
| 14 | Broche en téflon   |

### III.2.3 Fantôme CT-Cal

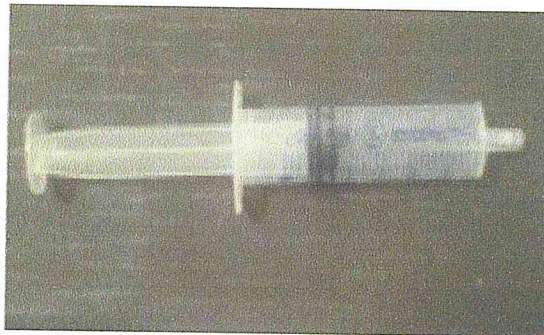
Le fantôme CT-Cal est fabriqué au niveau de laboratoire de physique médicale du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA). C'est un cylindre en 'eau solide' de 21cm de diamètre et 5 cm d'épaisseur (figure III.6). Ce dernier contient 17 inserts cylindriques. Ces inserts sont disposés sur deux cercles concentriques de 4 et 8 cm de rayon respectivement. Chaque cercle comporte 8 trous équidistants autour de lui, donc 8 inserts. Il y a également un trou au centre du fantôme. Les 17 inserts peuvent recevoir différents matériaux équivalents tissus et métalliques (figure III.7). Ces inserts possèdent les dimensions suivantes : 2 cm de diamètre et 5 cm d'épaisseur. Des inserts 'porte-seringue' peuvent aussi être utilisés pour caractériser d'autres milieux (figure III.8).



**Figure III.6** : Dimensions physiques du fantôme CT-Cal



**Figure III.7** : Fantôme CT-Cal avec les différents matériaux (inserts)



**Figure III.8** : Dispositif 'porte seringue'

### III.2.3 Les niveaux

Les niveaux servent à vérifier l'inclinaison de la table de traitement avant irradiation. Dans notre travail, nous avons utilisé deux types de niveaux, le niveau à bille et le niveau numérique (figures III.9 et III.10).



**Figure III.9** : Niveau numérique



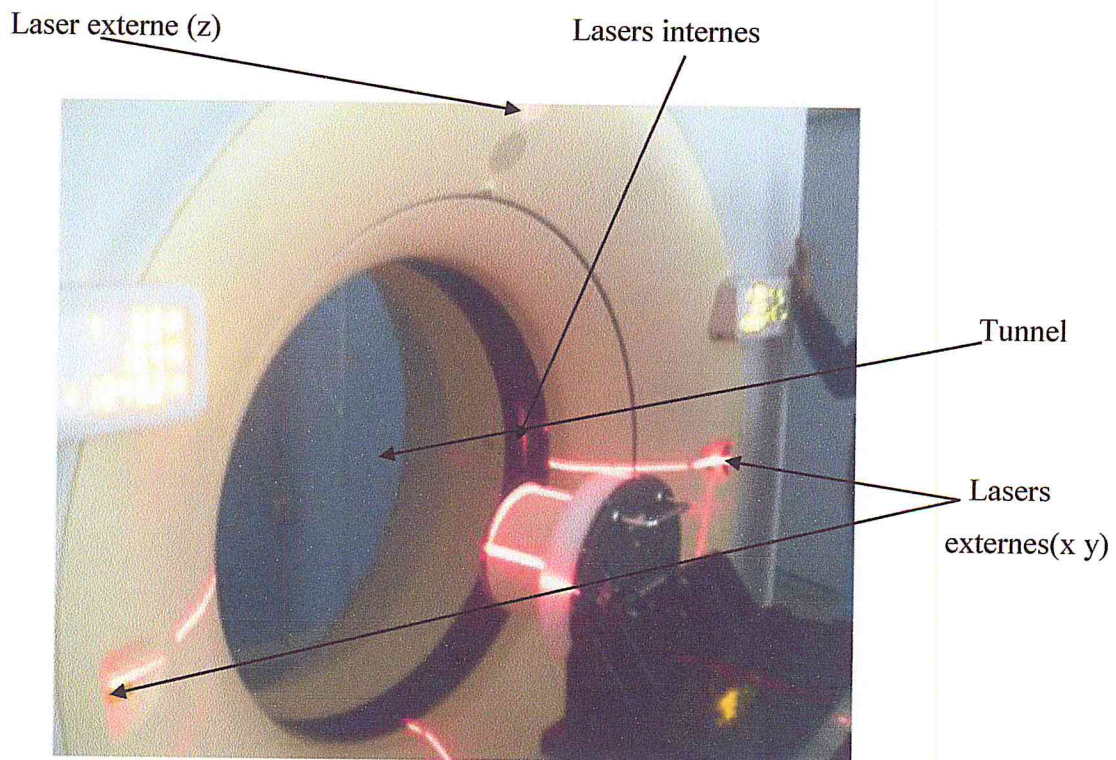
**Figure III.10** : Niveau à bille

### III.3 Méthodes

#### III.3.1 Mise en place du fantôme Philips CT

Pour l'acquisition des images scanographiques, le fantôme Philips CT est positionné sur la table grâce à un système de contention selon l'axe  $y$  (figure III.11). Une fois positionné sur la table, nous vérifions l'inclinaison de la table de traitement avec le niveau à bille. Après cela, le dispositif est déplacé, par le déplacement de la table de traitement, au tunnel.

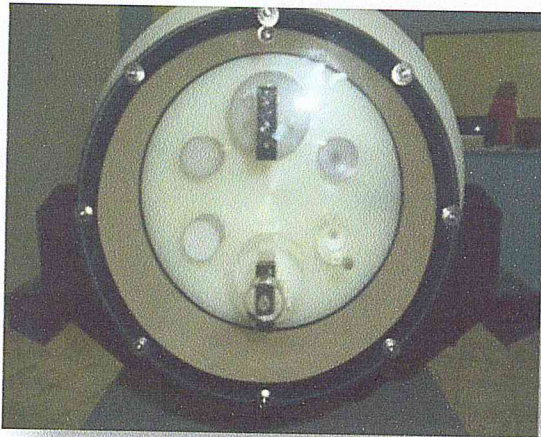
A l'aide des lasers externes, on positionne le fantôme de telle sorte que les deux lasers externes dans le plan parallèle à la table ( $x y$ ) soient alignés par rapport à un repère (sur le fantôme). Le autre laser externe (selon l'axe  $z$ ) permet de produire une forme circulaire qui doit être alignée avec le cercle qui se trouve sur le fantôme (figure III.11). La table est déplacée au centre du tunnel de telle sorte que les lasers internes forment un cercle dans la même position celle formée par les lasers externes.



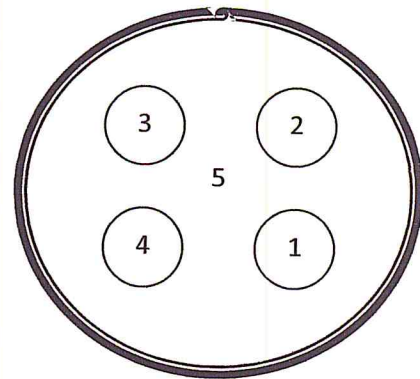
**Figure III.11** : Schéma du dispositif expérimental

### III.3.2 Acquisition des images

Une fois le fantôme placé à l'isocentre, l'acquisition des images est réalisée (figure III.12). Pour simplifier la méthode de travail, on peut schématiser le fantôme en mettant en évidence seulement les inserts des matériaux nécessaires pour la vérification de la linéarité des nombres Hounsfield (Nombres CT) du scanner. Ces inserts doivent être préalablement numérotés. La mesure du nombre Hounsfield de l'eau (5) peut être faite à n'importe quel endroit autour des quatre matériaux (1, 2, 3, 4) car cette dernière se trouve autour des inserts (figure III.13). Le tableau III.3 donne la nature et la densité massique des différents matériaux existant dans le fantôme Philips CT.



**Figure III.12** : Fantôme Philips CT



**Figure III.13** : Arrangement des inserts dans le fantôme (l'eau (5) entoure tous les 4 inserts)

**Tableau III.3** : Les valeurs de densités massiques des différents matériaux

| Position | Matériau     | Densité massique ( $\text{g/cm}^3$ ) |
|----------|--------------|--------------------------------------|
| 1        | Téflon       | 2.06                                 |
| 2        | Polyéthylène | 0.96                                 |
| 3        | Lexan        | 1.20                                 |
| 4        | Acrylique    | 1.19                                 |
| 5        | Eau          | 1.00                                 |

Plusieurs acquisitions ont été faites avec les différents protocoles et filtres de reconstruction existants. Pour chaque protocole, on définit les paramètres d'acquisition qui sont : la tension,

le courant, le pitch, la collimation, l'épaisseur de coupe, l'espace entre les coupes, la taille de la matrice, la taille de champ maximale : FOV et le type de filtre de reconstruction.

Pour l'étude de la variation des nombres CT pour différentes valeurs de tensions et pour différents types de filtres de reconstruction disponibles dans chaque protocole, nous avons procédé comme suit :

- Dans la première partie, on choisit trois protocoles : CERVEAU, THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF parmi les protocoles disponibles sur la machine. Pour chaque protocole, nous avons fait des acquisitions pour trois tensions différentes (90, 120 et 140 kV).
- Pour l'étude de l'influence du filtre de reconstruction, nous avons choisi trois protocoles : CERVEAU, THORAX et ABDOMEN CONF. Différents filtres de reconstruction sont utilisés pour chaque protocole (tableau III.4).

**Tableau III.4** : Les filtres utilisés / protocole

| Protocole           | Filtres  |
|---------------------|--|
| <b>CERVEAU</b>      | Standard Edge (EB), Sharp Edge (EC), Brain Smooth (UA), Brain Sharp (UC) |
| <b>THORAX</b>       | Standard (B), Lung (E), Lung Enhanced (L), Y-Sharp (YA)                  |
| <b>ABDOMEN CONF</b> | Smooth (A), Sharp (C), Detail (D), Y-Detail (YB)                         |

Pour toutes les acquisitions, nous avons fixé la collimation à  $16 \times 1.5 \text{ mm}^2$ , une fenêtre centrée à -100 et de 1500 de largeur, une épaisseur de coupe de 2 mm et un espace entre coupes de 2 mm. Le tableau III.5 regroupe tous les paramètres d'acquisition pour chaque protocole dans les deux parties entreprises ci-dessus. Les colonnes en gras correspondent aux paramètres de variation. Pour chaque acquisition, une image est sauvegardée en format DICOM (figure III.14).

**Tableau III.5** : Caractéristiques des protocoles utilisés pour la mesure des unités Hounsfield en fonction de la tension et du filtre de reconstruction

|                               | Tension<br>(kV) | Charge<br>( mAs) | Pitch | Temps<br>rotation (s) | FOV<br>(mm) | Filtre |
|-------------------------------|-----------------|------------------|-------|-----------------------|-------------|--------|
| <b>CERVEAU</b>                | 90              | 350              | 0.563 | 0.75                  | 350         | UB     |
|                               | 120             | 350              | 0.563 | 0.75                  | 350         | UB     |
|                               | 140             | 350              | 0.563 | 0.75                  | 350         | UB     |
| <b>THORACO-<br/>ABDOMINAL</b> | 90              | 250              | 0.813 | 0.75                  | 600         | B      |
|                               | 120             | 250              | 0.813 | 0.75                  | 600         | B      |
|                               | 140             | 250              | 0.813 | 0.75                  | 600         | B      |
| <b>ABDOMENCONF</b>            | 90              | 300              | 0.813 | 0.75                  | 600         | B      |
|                               | 120             | 300              | 0.813 | 0.75                  | 600         | B      |
|                               | 140             | 300              | 0.813 | 0.75                  | 600         | B      |
| <b>CERVEAU</b>                | 120             | 350              | 0.563 | 0.75                  | 350         | EB     |
|                               | 120             | 350              | 0.563 | 0.75                  | 350         | EC     |
|                               | 120             | 350              | 0.563 | 0.75                  | 350         | UA     |
|                               | 120             | 350              | 0.563 | 0.75                  | 350         | UC     |
| <b>THORAX</b>                 | 120             | 200              | 0.813 | 0.75                  | 600         | B      |
|                               | 120             | 200              | 0.813 | 0.75                  | 600         | E      |
|                               | 120             | 200              | 0.813 | 0.75                  | 600         | L      |
|                               | 120             | 200              | 0.813 | 0.75                  | 600         | YA     |
| <b>ABDOMENCONF</b>            | 120             | 300              | 0.813 | 0.75                  | 350         | A      |
|                               | 120             | 300              | 0.813 | 0.75                  | 350         | C      |
|                               | 120             | 300              | 0.813 | 0.75                  | 350         | D      |
|                               | 120             | 300              | 0.813 | 0.75                  | 350         | YB     |

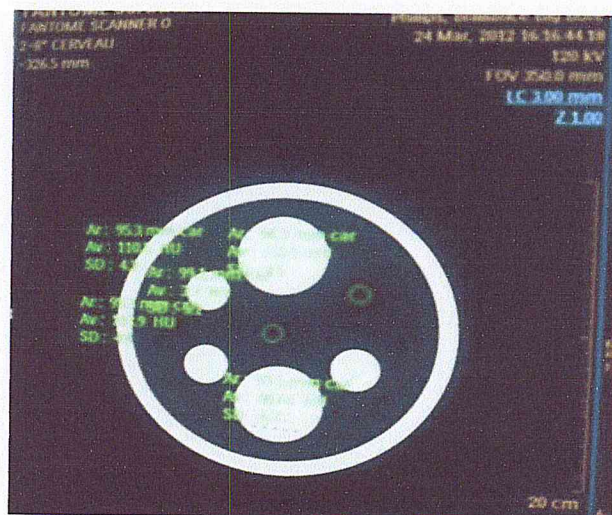
A partir des images acquises, nous avons mesuré la valeur moyenne des nombres CT ainsi que la déviation standard dans une région d'intérêt ( $ROI \leq 100 \text{ mm}^2$ ) délimitée par un cercle centré à l'intérieur de chaque insert. Un exemple d'évaluation des nombres CT est montré dans le tableau III.6.





**Figure III.14** : Image tomodensitométrique du fantôme Philips CT

Une region d'intérêt circulaire est positionnée au centre de chaque matériau. La valeur moyenne du nombre CT ainsi que la déviation standard sont reportées sur l'image scanographique (figure III.15). Le même travail est fait pour chaque protocole, pour chaque tension et pour tous les filtres de reconstruction utilisés dans le tableau III.5.



**Figure III.15** : Régions d'intérêt (ROI) et détermination des nombres CT des différents matériaux 'CERVEAU, 120 kV, 350 mAs, Filtre : UB'

**Tableau III.6** : Exemple de détermination des Nombre CT et déviation standard pour chaque matériau

| Matériau | Surface (mm <sup>2</sup> ) | Nbre CT moyen (UH) | Déviation standard (σ) |
|----------|----------------------------|--------------------|------------------------|
| 1        | 93.5                       | 907.6              | 6.5                    |
| 2        | 96.3                       | -52.5              | 4.5                    |
| 3        | 95.3                       | 110.5              | 4.5                    |
| 4        | 95.3                       | 133.9              | 4.4                    |
| 5        | 99.1                       | 3.7                | 5.1                    |

Pour deux tensions données (exp : 90 kV et 140kV), l'écart ( $\Delta HU$ ) et l'écart type ( $\sigma_{UH}$ ) sont calculés selon les équations (III-1) et (III-2).

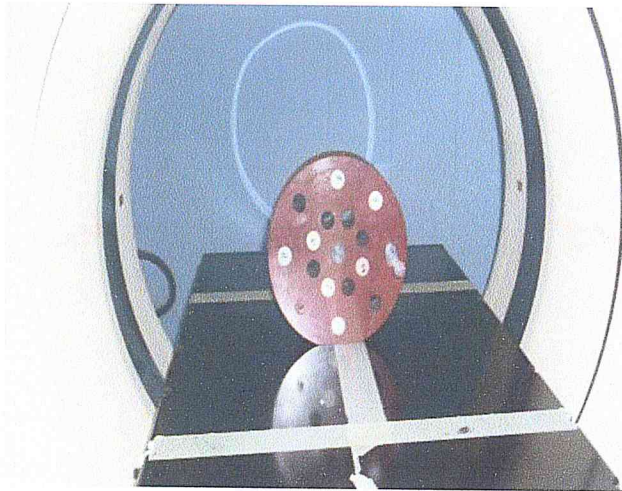
$$\Delta UH (140 \text{ kV} / 90 \text{ kV}) = UH (140 \text{ kV}) - UH (90 \text{ kV}) \quad (III-1)$$

$$\sigma_{UH} = \sqrt{\left(\frac{\partial \Delta UH(140 \text{ kV} / 90 \text{ kV})}{\partial UH(140 \text{ kV})}\right)^2 \sigma_{UH(140 \text{ kV})}^2 + \left(\frac{\partial \Delta UH(140 \text{ kV} / 90 \text{ kV})}{\partial UH(90 \text{ kV})}\right)^2 \sigma_{UH(90 \text{ kV})}^2} \quad (III-2)$$

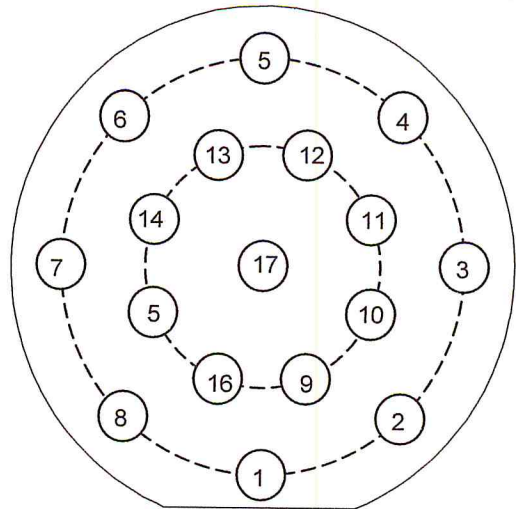
### III.3.3 Mise en place du fantôme CT-Cal et acquisition des images

#### III.3.3.1 Fantôme CT-Cal

Pour le positionnement du fantôme CT-Cal, nous avons suivi la même procédure utilisé pour le fantôme Philips CT (figure III.16). Le tableau III. 7 donne la nature, la masse volumique et la densité électronique relative de chacun des inserts. Les inserts sont numérotés selon leur position dans le fontôme (figure III.17). Ceci nous permettra, après acquisition, d'affecter chaque Nombre CT au matériau équivalent.



**Figure III.16** : Dispositif expérimental pour la mesure du nombre CT des différents inserts



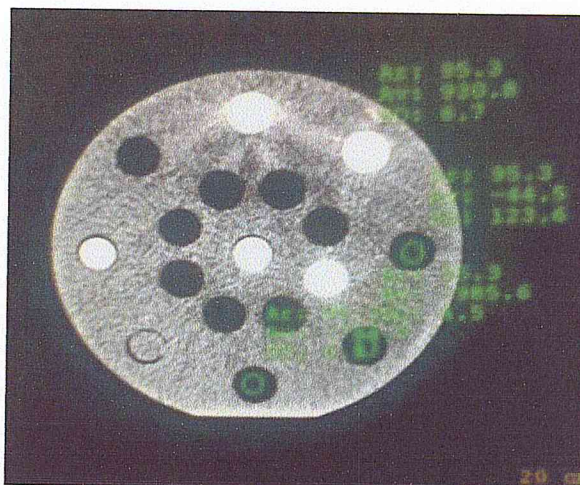
**Figure III.17** : Arrangement des inserts dans le fantôme avant acquisition

**Tableau III.7** : Caractéristiques techniques du fantôme CT-Cal

| Position                  | Matériau               | Densité massique<br>(g/cm <sup>3</sup> ) | Densité électronique<br>relative |
|---------------------------|------------------------|--|----------------------------------|
| 1                         | Poumon (Inhale)        | 0.195                                    | 0.190                            |
| 2, 6, 9, 11,<br>12, 13,15 | Air                    | 0.001                                    | 0.001                            |
| 3                         | Eau                    | 1.000                                    | 1.000                            |
| 5                         | Os (gris) trabiculaire | 1.902                                    | 1.117                            |
| 7                         | Nylon                  | 1.130                                    | 1.120                            |
| 8                         | Eau solide             | 1.035                                    | 1.000                            |
| 10                        | Os (rose) cortical     | 1.161                                    | 1.512                            |
| 14                        | Polyéthylène           | 0.960                                    | 0.980                            |
| 16                        | Poumon exhale (blanc)  | 0.504                                    | 0.489                            |
| 17                        | PMMA                   | 1.190                                    | 1.110                            |

Pour l'acquisition des images du fantôme CT-Cal, les mêmes étapes que celles entreprises pour le fantôme Philips CT ont été suivies. Les mêmes protocoles avec les mêmes paramètres d'acquisitions que ceux définis dans le tableau III.5 ont été utilisés. La figure III.18 montre

une image scanographique d'une coupe du fantôme CT-Cal. Le nombre CT ainsi que la déviation standard de chaque matériau sont représentés.

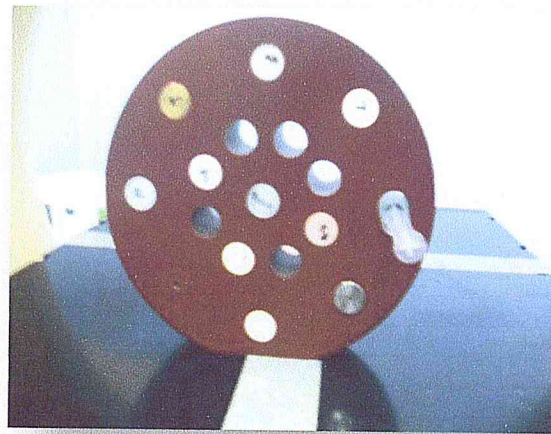


**Figure III.18** : Régions d'intérêt (ROI) pour l'évaluation des valeurs des Nombres CT  
'CERVEAU, 90 kV, 350 mAs, Filtre : UB'

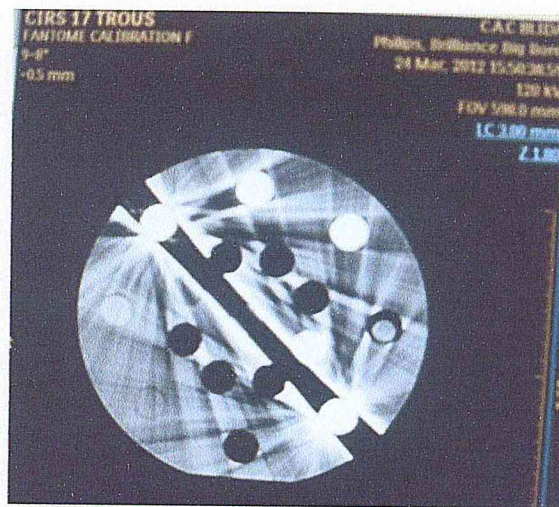
### III.3.3.2 Fantôme CT-Cal avec métaux

Le même travail a été entrepris en plaçant dans les positions '2' et '6' deux inserts métalliques : l'acier et le laiton (figure III.19). Pour cela, des acquisitions sont faites avec une fenêtre centrée à 100 et de largeur 1500 avec le fantôme CT-Cal sans métaux et en présence des métaux pour les trois tensions dans les trois protocoles (CERVEAU, THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF).

Nous avons aussi fait trois acquisitions pour les trois tensions avec le protocole CERVEAU seulement mais avec une fenêtre centrée à 1000 et de largeur 4095. Le tableau III.8 donne la valeur de la densité massique des deux métaux. La figure III.20 donne un exemple de coupes scanographiques des différents acquisitions avec métaux.



**Figure III.19** : Fantôme CT-Cal avec deux métaux en position d'acquisition



**Figure III.20** : Image scanographique du fantôme CT-Cal pour une acquisition avec métaux  
 'ABDOMEN CONF, 90 kV, 300 mAs, Filtre : B'

**Tableau III.8** : Densités massiques des deux métaux 'Acier et Laiton'

|   | Matériau | Densité massique<br>(g/cm <sup>3</sup> ) |
|---|----------|--|
| 2 | Acier    | 8.10                                     |
| 6 | Laiton   | 8.45                                     |

**Tableau III.9** : Exemple de détermination des Nombre CT et déviation standard pour chaque matériau dans le fantôme CT-Cal avec métaux

| Matériau | Surface<br>(mm <sup>2</sup> ) | Nbre CT moyen<br>(UH) | Déviation standard<br>( $\sigma$ ) |
|----------|-------------------------------|-----------------------|------------------------------------|
| 1        | 93.8                          | -694.5                | 17.1                               |
| 2        | 92.2                          | 2976.0                | 0.0                                |
| 3        | 28.8                          | 64.2                  | 11.4                               |
| 5        | 97.1                          | 1521.2                | 23.3                               |
| 6        | 96.3                          | 2976.0                | 0.0                                |
| 7        | 97.1                          | 103.2                 | 24.1                               |
| 8        | 97.9                          | 12.6                  | 23.8                               |
| 9        | 97.9                          | -730.2                | 114.3                              |
| 10       | 96.3                          | 373.8                 | 167.4                              |
| 11       | 96.3                          | -826.7                | 93.0                               |
| 12       | 96.3                          | -976.0                | 67.0                               |
| 13       | 97.9                          | -669.2                | 85.7                               |
| 14       | 93.8                          | 18.2                  | 113.2                              |
| 15       | 97.9                          | -857.4                | 24.8                               |
| 16       | 96.3                          | -447.5                | 63.4                               |
| 17       | 96.3                          | -557.8                | 344.0                              |

## CHAPITRE IV

# R

## ESULTATS ET DISCUSSIONS

### IV.1 Introduction

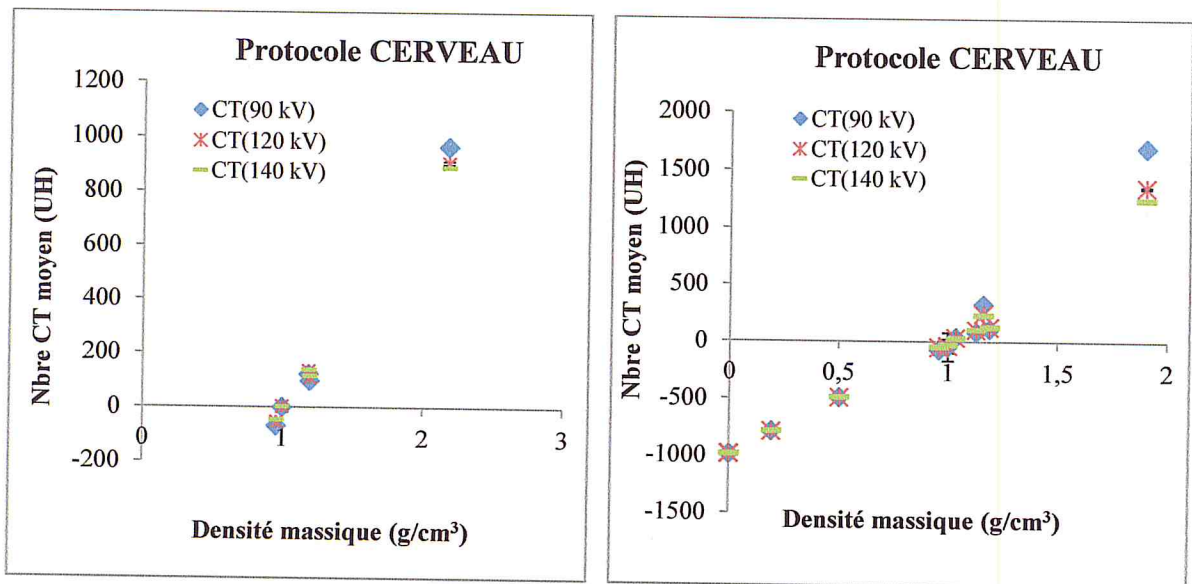
Dans ce chapitre, nous allons présenter nos résultats accompagnés d'une discussion. Deux fantômes ont été utilisés pour l'étude de l'influence des paramètres d'acquisitions sur les nombres CT. Pour chaque image acquise de ces derniers avec les différentes densités utilisées, nous avons mesuré les nombres CT correspondants. Ces derniers nous ont permis de tracer la courbe d'étalonnage de notre scanner  $f(\rho) = CT$ , qui permet d'affecter une masse volumique à une valeur de nombre CT donnée et donc une 'caractérisation du milieu considéré. La discussion s'articule autour de l'influence de la tension et donc de l'énergie des rayons X sur les nombres Hounsfield ainsi que l'influence des filtres de reconstruction utilisés pour les trois protocoles les plus utilisés en radiothérapie.

### IV.2 Influence de la tension sur les nombres CT

Pour l'étude de l'influence de la tension sur les nombres CT, dix-huit acquisitions ont été réalisées pour différentes tensions (90, 120, 140 kV) et différents protocoles (CERVEAU, THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF), pour les acquisitions des données 'patient' en radiothérapie, disponibles sur le scanner.

Pour cela, nous avons utilisé deux fantômes, l'un (Philips CT) fourni avec le scanner et l'autre (CT-Cal) fabriqué au laboratoire. Les deux fantômes contiennent des inserts représentant les différents milieux simulant les différents tissus du corps humain allant de la cavité d'air à l'os et même certains métaux qui peuvent être rencontrés dans la constitution des prothèses. Les résultats sont exprimés en valeurs moyennes accompagnées de déviations standards.

Les six premières acquisitions pour le fantôme Philips CT et le fantôme CT-Cal sont faites avec le protocole 'CERVEAU'. La figure IV.1 représente la variation des nombres CT des matériaux pour les trois différentes tensions en fonction de la densité massique de chaque matériau.



(a) Fantôme Philips CT

(b) Fantôme CT-Cal

**Figure IV.1 :** Courbes d'étalonnage des nombres CT en fonction de la densité massique pour les trois tensions (Protocole CERVEAU)

Nous remarquons que la linéarité des nombres CT en fonction de la densité du matériau est vérifiée à l'intérieur du domaine de -100 à + 150 pour le fantôme Philips CT c'est à dire de la graisse aux tissus mous et de -1000 à + 250 pour le fantôme CT-Cal c'est à dire du poumon aux tissus mous (figure IV.1).

Cette relation entre les nombre CT (UH) et le coefficient d'atténuation linéique  $\mu$  est particulièrement importante pour des applications quantitatives, telles que le calcul des distributions de dose et la caractérisation tissulaire (discrimination entre tissus sains et pathologiques) en radiothérapie.

Dans les tableaux IV.1 et IV.2, nous présentons l'écart en nombres CT (UH) ainsi que les écarts type ( $\sigma_{UH}$ ) pour les différentes tensions.

**Tableau IV.1 :** Ecart en UH ( $\Delta UH$ ) et écarts type ( $\sigma_{UH}$ ) en fonction de la tension (kV) pour un protocole CERVEAU (fantôme Philips CT)

| Matériaux    | $\rho(\text{g/cm}^3)$ | $\Delta UH$    | $\Delta UH$      | $\Delta UH$     |
|--------------|-----------------------|----------------|------------------|-----------------|
|              |                       | (140kV/90kV)   | (120kV/90kV)     | (140kV/120kV)   |
|              |                       | $\pm$          | $\pm$            | $\pm$           |
|              |                       | $\sigma_{UH}$  | $\sigma_{UH}$    | $\sigma_{UH}$   |
| Téflon       | 2.06                  | $-74.4 \pm 13$ | $-58.3 \pm 13.6$ | $-16.1 \pm 8.2$ |
| Polyéthylène | 0.96                  | $22.6 \pm 7.6$ | $15.1 \pm 8$     | $7.5 \pm 5.9$   |





|                  |      |            |            |            |
|------------------|------|------------|------------|------------|
| <b>Lexan</b>     | 1.20 | 18.7 ± 8.2 | 13.5 ± 8.6 | 5.2 ± 5.8  |
| <b>Acrylique</b> | 1.19 | 16.9 ± 8   | 12.1 ± 8.3 | 4.8 ± 5.8  |
| <b>Eau</b>       | 1.00 | 2.9 ± 9.4  | 3.7 ± 9.7  | -0.8 ± 6.7 |

**Tableau IV.2 :** Ecart en UH ( $\Delta UH$ ) et écarts type ( $\sigma_{UH}$ ) en fonction de la tension (kV) pour un protocole CERVEAU (fantôme CT-Cal)

| Matériaux                     | $\rho(\text{g/cm}^3)$ | $\Delta UH$   | $\Delta UH$   | $\Delta UH$   |
|-------------------------------|-----------------------|---------------|---------------|---------------|
|                               |                       | (140kV/90kV)  | (120kV/90kV)  | (140kV/120kV) |
|                               |                       | ±             | ±             | ±             |
|                               |                       | $\sigma_{UH}$ | $\sigma_{UH}$ | $\sigma_{UH}$ |
| <b>Poumon (Inhale)</b>        | 0.195                 | 3.1 ± 7.7     | 3.4 ± 7.5     | 6.5 ± 6       |
| <b>Poumon exhale (blanc)</b>  | 0.504                 | 2.4 ± 7.2     | -1 ± 7        | 3.4 ± 5.7     |
| <b>Os (rose) cortical</b>     | 1.161                 | -94.1 ± 9.6   | -84.4 ± 9.7   | -9.7 ± 6.2    |
| <b>Os (gris) trabiculaire</b> | 1.902                 | -449.7 ± 15.3 | -341.9 ± 14.6 | -107.8 ± 10.4 |
| <b>Nylon</b>                  | 1.13                  | 21 ± 6.1      | 17.4 ± 6.4    | 3.6 ± 5.1     |
| <b>Eau</b>                    | 1.00                  | 16.5 ± 131.8  | 8.8 ± 137.2   | 7.7 ± 75      |
| <b>Eau solide</b>             | 1.035                 | -3.6 ± 6.8    | -1.9 ± 7.3    | -1.7 ± 5.3    |
| <b>Air</b>                    | 0.0012                | 1.6 ± 18.6    | 1 ± 19.4      | 1.7 ± 15.5    |
| <b>PMMA</b>                   | 1.19                  | 18.5 ± 9.3    | 14 ± 11.2     | 4.5 ± 8.4     |
| <b>Polyéthylène</b>           | 0.96                  | 27.1 ± 7.1    | 21 ± 7.2      | 6.1 ± 4.8     |

D'après les tableaux IV.1 et IV.2, nous remarquons que malgré la prédominance en tomodensitométrie de l'effet Compton, l'écart diminue au fur et à mesure que l'on se déplace vers les hautes tensions. L'écart est important lorsque la tension diminue en raison de la prédominance de l'effet photoélectrique aux basses énergies.

Les nombres CT sont des coefficients relatifs à l'eau. Lorsqu'on augmente l'énergie du faisceau, la transmission du rayonnement augmente et les coefficients d'atténuation linéiques du tissu mou et de l'eau diminuent. Ainsi, les nombres CT des tissus mous sont relativement indépendants de l'énergie du faisceau car l'effet Compton dépend de la densité électronique.

Dans le domaine des énergies utilisées en scanner, l'atténuation des RX se fait principalement dans les tissus mous, par diffusion Compton. La diffusion Compton dépend à la fois de la densité du matériau (en  $\text{kg/cm}^3$ ) ainsi que le nombre d'électrons par unité de masse ( $e^-/\text{kg}$ ). La dépendance en fonction de la densité est facile à saisir puisque plus la valeur de ce paramètre est importante, plus la qualité par voxel augmente, ce qui a pour effet d'augmenter l'atténuation des RX. La section efficace dépend de la densité électronique (nombre

d'électrons par unité de masse (é/kg) :  $\rho = NZ/A$ , N étant le nombre d'Avogadro, Z le numéro atomique et A le numéro de masse). Le rapport Z/A pour le carbone (Z=6, A=12), l'azote (Z=7, A=14), l'oxygène (Z=8, A=16) est à peu près constant et égal à 0.5. Pour l'hydrogène (Z=1, A=1), ce rapport est égal à 1 [Bushberg, 2002].

Par contre, le nombre CT du téflon et des tissus osseux présentent une forte dépendance avec l'énergie du faisceau (tableaux IV.1 et IV.2) en raison de la différence de densité des tissus osseux par rapport à celle de l'eau et la proportion importante du calcium (Z=20) qu'ils contiennent. Le téflon ((C<sub>2</sub>F<sub>4</sub>)<sub>n</sub>) est de densité voisine de celle de l'os.

Le tissu osseux contient une proportion non négligeable de calcium dont le numéro atomique est plus élevé (Z=20) que celui de carbone, de l'oxygène ou de l'azote. Le numéro atomique élevé de calcium se traduit par une fraction importante d'effet photoélectrique. De plus, l'os a une densité d'environ trois fois plus élevée que celle de l'eau.

En règle générale, le produit 'densité x densité électronique' caractérise complètement le nombre CT d'un matériau. A l'exception des tissus osseux, les nombres CT sont proportionnels à la densité électronique.

Dans le fantôme CT-Cal, pour les deux tissus osseux, nous remarquons que l'écart entre les nombres CT pour l'os 'rose' est faible par rapport à l'écart pour l'os 'gris' car ce dernier a un pourcentage de calcium plus important que l'os 'rose'.

Pour les deux poumons, l'écart entre les nombres CT pour le 'poumon Inhale' est plus important que le 'poumon Exhale' en raison de l'augmentation de la densité et aussi à cause de la présence d'un pourcentage de calcium (Z=20) et de quelques métaux. Les compositions atomiques spécifiques pour certains matériaux équivalent-tissus utilisés dans les deux fantômes ont été tirées des données du rapport de la Commission Internationale des Unités et mesures Radiologiques, ICRU44 [ICRU44, 1989].

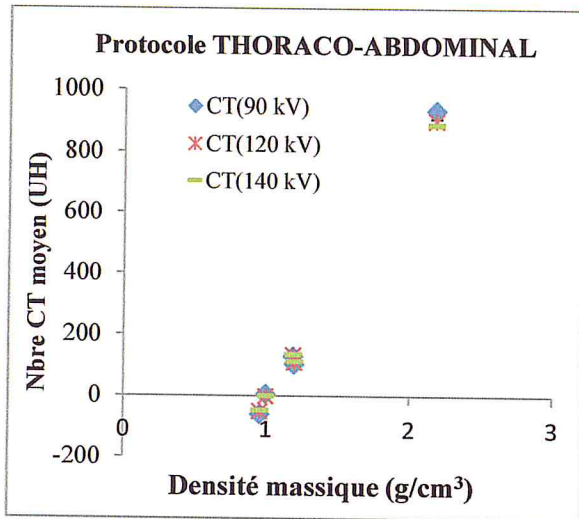
**Tableau IV.3** : Composition atomique (%) des milieux précédemment définis. Les compositions atomiques de chaque élément et le symbole Z correspond au numéro atomique de l'atome

|               | H   | C    | N    | O    | F   | Na   | Mg   | P    | S    | Cl   | Ar   | K    | Ca   |
|---------------|-----|------|------|------|-----|------|------|------|------|------|------|------|------|
|               | Z=1 | Z=6  | Z=7  | Z=8  | Z=9 | Z=11 | Z=12 | Z=15 | Z=16 | Z=17 | Z=18 | Z=19 | Z=20 |
| <b>Air</b>    |     | 0.01 | 75.5 | 23.2 |     |      |      |      |      |      | 1.29 |      |      |
| <b>Poumon</b> | 9.9 | 10   | 2.8  | 74   |     |      |      | 0.1  |      |      |      | 0.2  |      |
| <b>Exhale</b> |     |      |      |      |     |      |      |      |      |      |      |      |      |

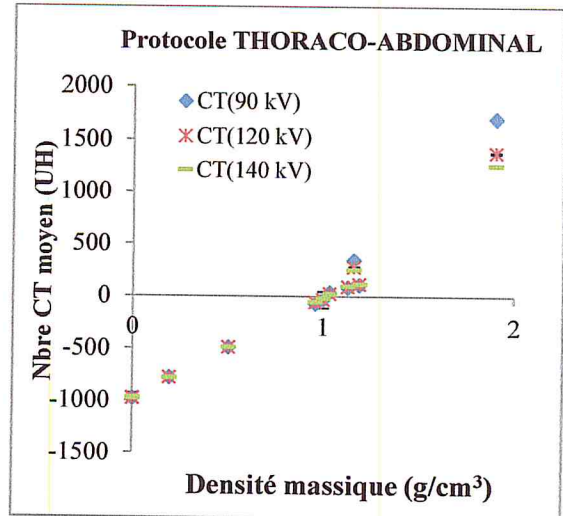
|                        |      |      |      |      |      |      |      |      |      |      |      |
|------------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| <b>Poumon</b>          | 9.7  | 70.2 | 2.8  | 16.3 | 0.17 | 0.01 | 0.12 | 0.22 | 0.11 | 0.19 | 0.01 |
| <b>Inhale</b>          | 6    |      |      |      |      |      |      |      |      |      |      |
| <b>Os cortical</b>     | 3.4  | 15.5 | 4.2  | 43.5 | 0.1  | 0.2  | 10.3 | 0.3  | 0.13 | 22.5 |      |
| <b>Os trabiculaire</b> | 6.4  | 27.8 | 2.7  | 41   | 0.2  |      | 7    | 0.2  | 14.7 |      |      |
| <b>Nylon</b>           | 9.7  | 63.7 | 12.4 | 14.2 |      |      |      |      |      |      |      |
| <b>Eau</b>             | 11.1 |      | 88.9 |      |      |      |      |      |      |      |      |
| <b>PMMA</b>            | 8    | 59.9 | 31.1 |      |      |      |      |      |      |      |      |
| <b>Polyéthylène</b>    | 14.3 | 85.7 |      |      |      |      |      |      |      |      |      |
| <b>Téflon</b>          | 24   |      |      | 76   |      |      |      |      |      |      |      |

A partir des résultats présentés, nous remarquons que les plus grands écarts sont observés pour les tissus de densités élevés (l'os dans le fantôme CT-Cal et le téflon qui est un milieu équivalent-os dans le fantôme Philips CT). Ainsi, malgré la prédominance de l'effet Compton dans la gamme d'énergie utilisée dans le scanner, les os et les milieux équivalent-os sont caractérisés par une fraction d'effet photoélectrique plus importante que pour les autres milieux équivalent-tissus mous et cette contribution est d'autant plus importante que l'énergie diminue.

Le même travail a été fait pour les autres protocoles cliniques disponibles. Pour le protocole THORACO-ABDOMINAL et le protocole ABDOMEN CONF, les mesures des nombres CT avec la déviation standard obtenues pour les trois différentes tensions et les différents matériaux en fonction de la densité massique pour les deux fantômes sont représentées dans les figures IV.2 et IV.3 respectivement. Les écarts en nombres CT (UH) accompagnés des écarts type ( $\sigma_{UH}$ ) entre les différentes tensions sont représentés en annexe A (tableau A.1 et A.2).

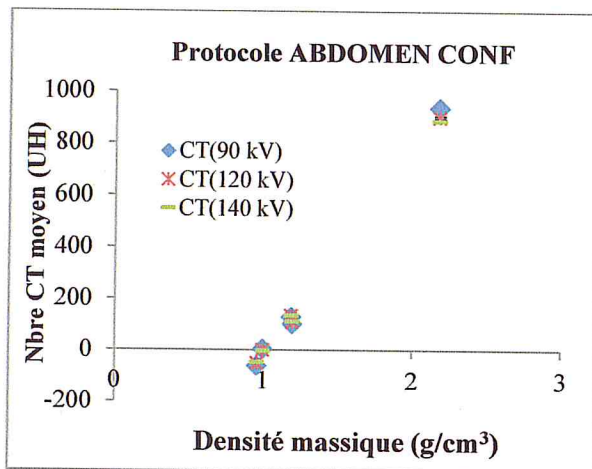


(a) Fantôme Philips CT

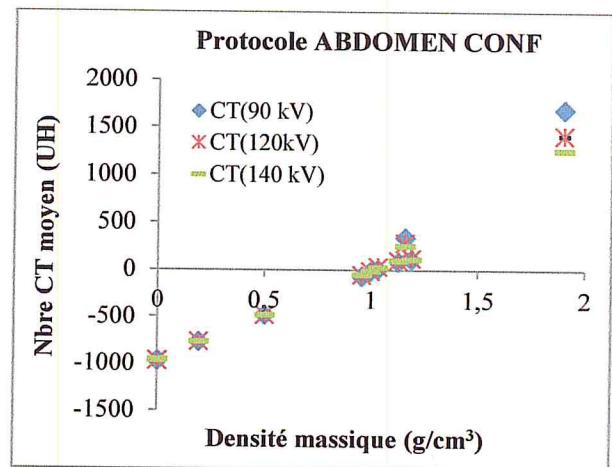


(b) Fantôme CT-Cal

**Figure IV.2 :** Courbes d'étalonnage des nombres CT en fonction de la densité massique Pour les trois tensions (Protocole THORACO-ABDOMINAL)



(a) Fantôme Philips CT



(b) Fantôme CT-Cal

**Figure IV.3 :** Courbes d'étalonnage des nombres CT en fonction de la densité massique pour les trois tensions (Protocole ABDOMEN CONF)

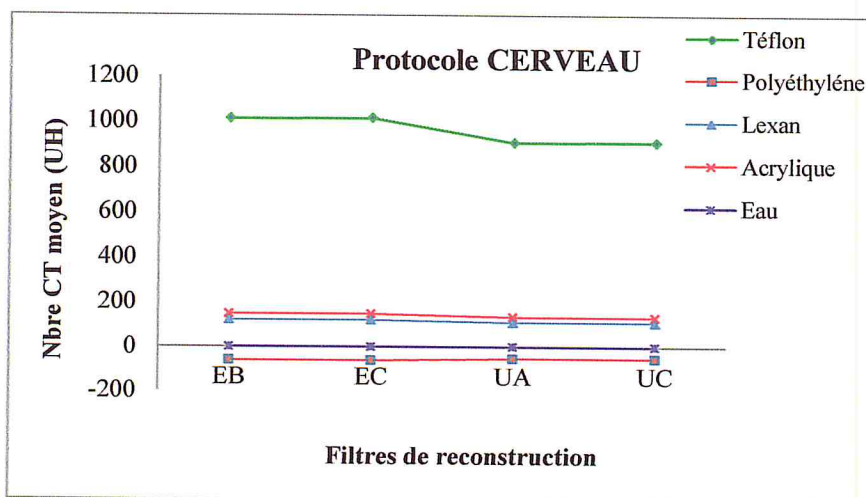
De la même façon que pour le protocole précédent, nous remarquons que pour ces deux protocoles d'acquisition relatifs aux régions abdominale et thoracique, les nombres CT varient sensiblement en fonction de la tension d'acquisition pour les tissus denses alors que pour les tissus mous, la variation des nombres CT en fonction de la tension n'est pas importante. Par ailleurs, nous remarquons que les écarts des nombres CT en fonction de la tension pour les milieux équivalent-os sont beaucoup plus importants pour le protocole CERVEAU que pour

les protocoles THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF. Ceci est dû au fait que le protocole CERVEAU favorise l'imagerie de l'os puisque il est destiné à l'acquisition des images dans la région de la tête (voir Annexe C pour les définitions des filtres de reconstruction).

### IV.3 Influence des filtres de reconstruction sur les nombres CT

Pour l'étude de l'effet des filtres de reconstruction sur les nombres CT, nous avons réalisé des acquisitions avec l'utilisation des différents filtres dans les trois protocoles (CERVEAU, THORAX et ABDOMEN CONF). Cette étude est réalisée avec les deux fantômes suscités (Philips CT et CT-Cal). Dans cette partie, nous présenterons les résultats obtenus pour le fantôme Philips CT, les mesures avec le fantôme CT-Cal sont regroupés en annexe B.

Quatre premières acquisitions sont faites pour le fantôme Philips CT, avec différents filtres de reconstruction (EB, EC, UA et UC), pour le protocole 'CERVEAU'. La figure IV.4 représente la variation des nombres CT pour les différents matériaux en fonction des filtres de reconstruction.

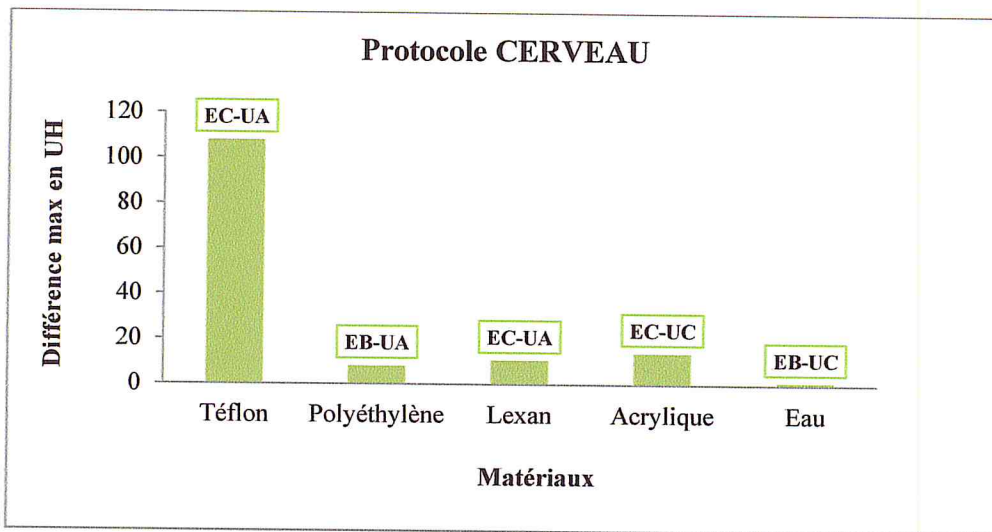


**Figure IV.4** : Courbes de la variation des nombres CT(UH) en fonction des filtres de reconstruction pour les différents matériaux (Protocole CERVEAU)

D'après la figure ci-dessus, nous remarquons que la valeur des nombres CT (UH) est la même pour chacun de quatre filtres EB, EC, UA et UC dans les tissus mous et dans l'eau donc l'utilisation de ces filtres n'a aucune influence sur les nombres CT. Par contre pour le téflon, nous remarquons que la valeur des nombres CT (UH) est la même pour les deux filtres de

reconstructions EB et EC mais diminue pour les deux autres filtres UA et UC (conçus pour les explorations de la tête) à cause de la prédominance de l'effet photoélectrique. Une attention particulière devra être accordée au choix du filtre de reconstruction pour certaines localisations (os).

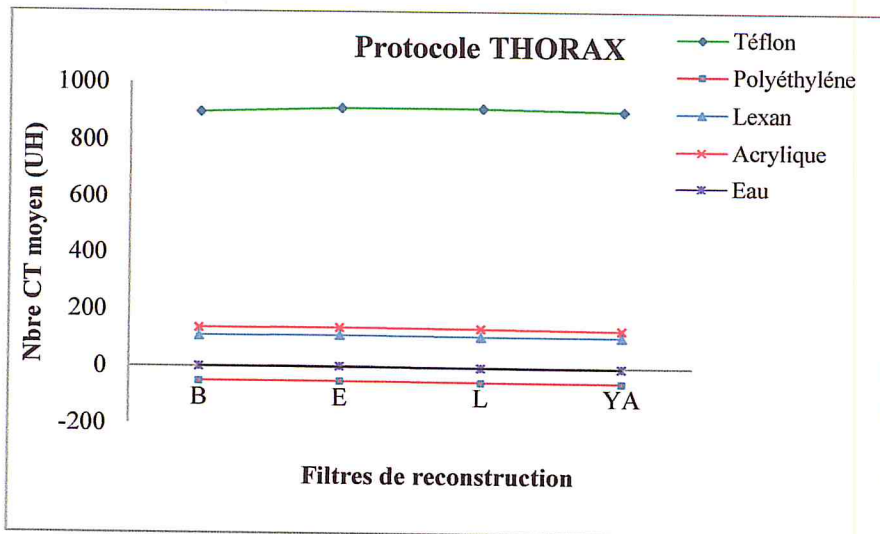
Dans la figure IV.5, nous représentons l'écart entre les différents filtres. Il est à remarquer que le plus grand écart (en UH) est observé pour le téflon entre les deux filtres UA et EC car le filtre UA, conçu pour les explorations de la tête uniquement, améliore l'interface tissu mou/tissu osseux (dans les zones telles que le cerveau ou les orbites) et permet la détection des petites lésions avec une faible bruit de fond des images.



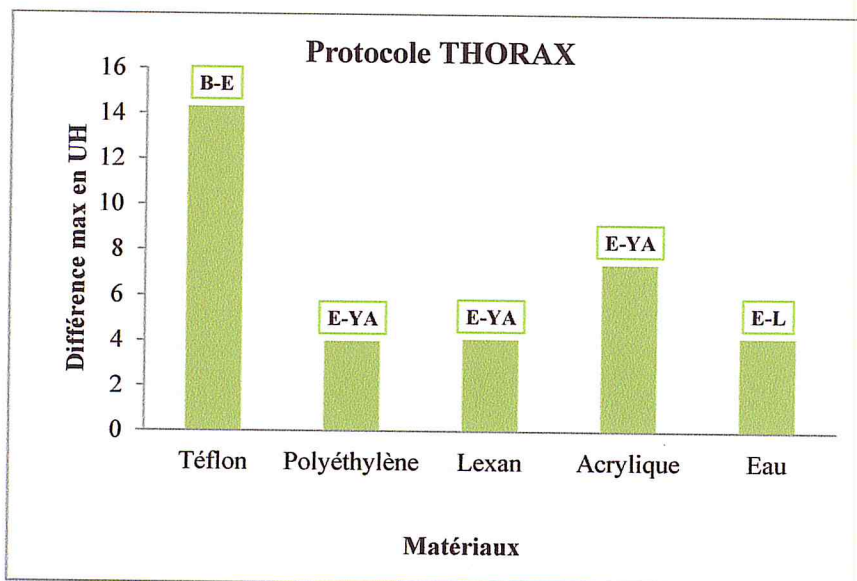
**Figure IV. 5 :** Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les différents matériaux (Protocole CERVEAU)

Pour le protocole THORAX, quatre filtres de reconstruction sont disponibles (B, E, L et YA). La figure IV.6 représente la variation des nombres CT pour les différents matériaux en fonction des filtres de reconstruction.

D'après la figure IV.6, nous remarquons que la valeur des nombres CT (UH) est pratiquement constante pour tous les filtres B, E, L et YA et les écarts sont non significatifs (figure IV.7). Par conséquent, nous pouvons conclure que l'utilisation des filtres n'a aucune influence sur les nombres CT pour les acquisitions avec ce protocole.



**Figure IV.6 :** Courbes de la variation des nombres CT(UH) en fonction des filtres de reconstruction pour les différents matériaux (Protocole THORAX)

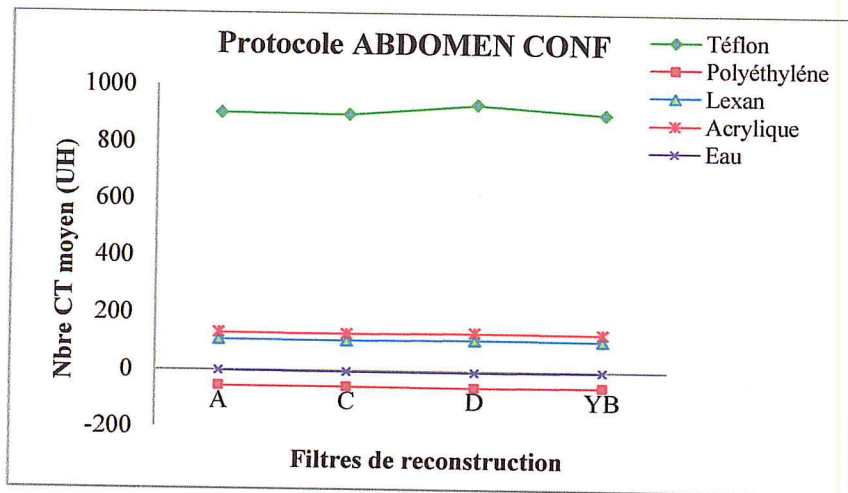


**Figure IV.7 :** Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les différents matériaux (Protocole THORAX)

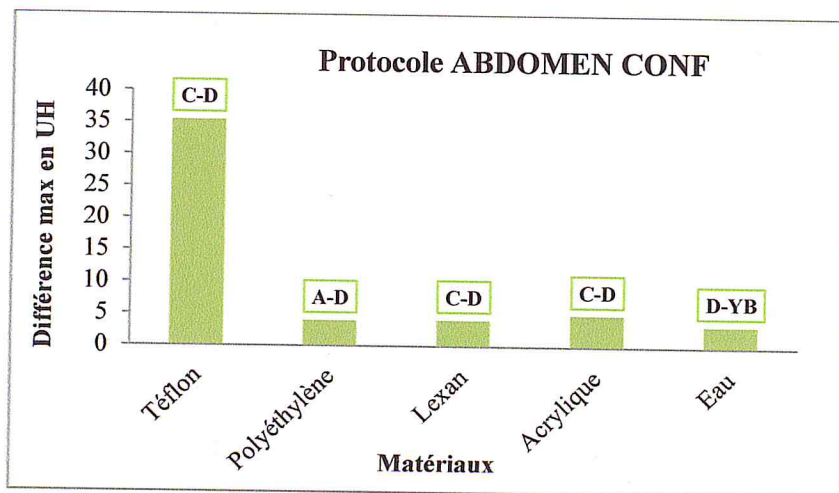
Le dernier protocole 'ABDOMEN CONF' a été utilisé pour les quatre acquisitions avec les filtres de reconstruction (A, C, D et YB). La figure IV.8 représente la variation des nombres CT pour les différents matériaux en fonction des filtres de reconstruction.

Nous remarquons aussi que la valeur de CT (UH) est pratiquement constante pour les quatre filtres A, C, D et YB (figure IV.9). Le plus grand écart est observé aussi pour le téflon. Ce

qui a été déjà observé, il augmente pour le filtre D pour les mêmes raisons suscitées. Les filtres C et D, sont tous deux conçus pour améliorer la visualisation de l'os.



**Figure IV.8 :** Courbes de la variation des nombres CT(UH) en fonction des filtres de reconstruction pour les différents matériaux (Protocole ABDOMEN CONF)



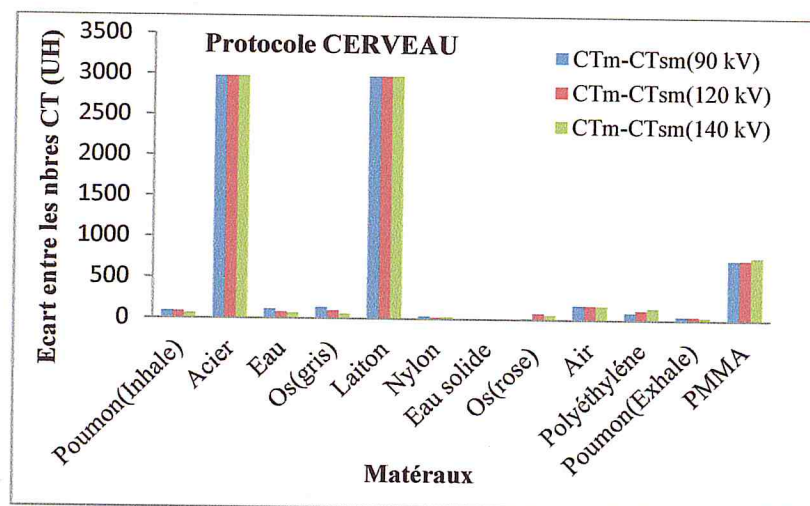
**Figure IV. 9 :** Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les différents matériaux (Protocole ABDOMEN CONF)

En conclusion, d'après les résultats obtenus, pour les différents protocoles et concernant les différents filtres, nous pouvons confirmer que les plus grands écarts sont observés pour l'os. L'influence du filtre sur les nombres CT, et par conséquent sur le calcul dosimétrique, reste faible à l'exception de certaines localisations où il est préférable de choisir le filtre approprié (cas de l'os).

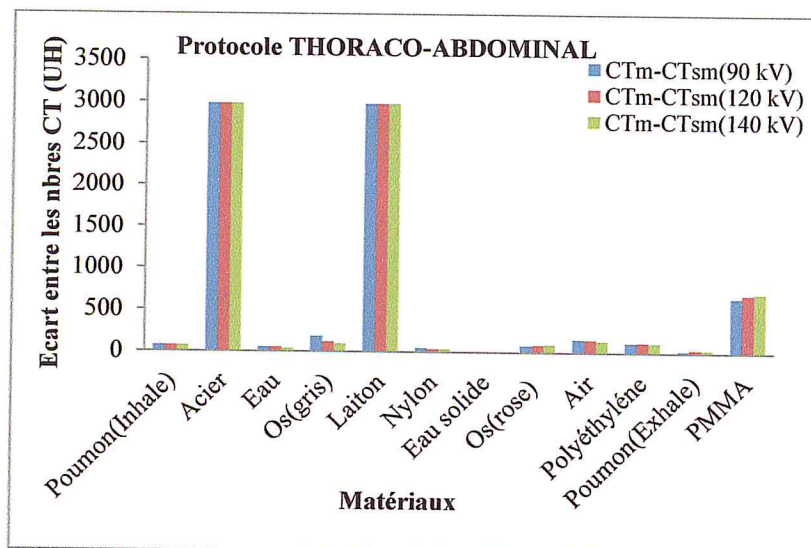


#### IV.4 Influence des métaux sur les nombres CT pour le fantôme CT-Cal

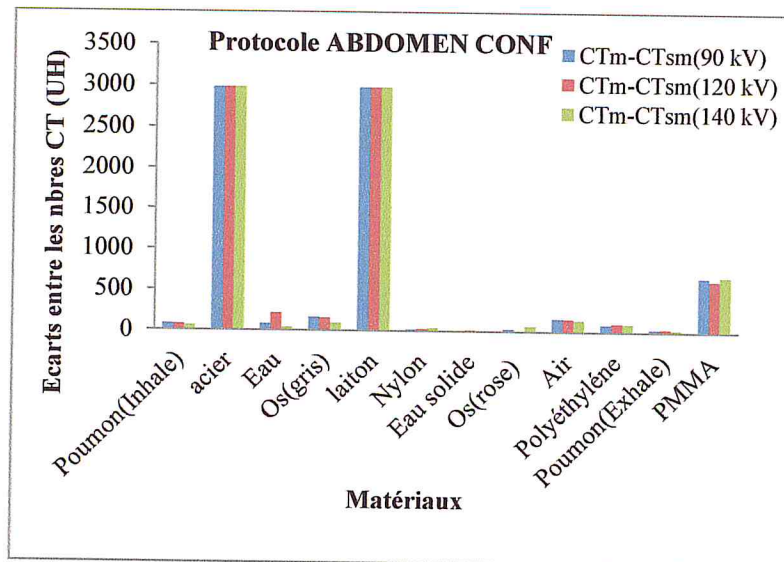
Vu que certains patients peuvent porter des prothèses dans le corps, nous avons fait une étude de l'influence de leur présence sur les nombres Hounsfield des différents milieux. Pour cela, nous avons comparé les résultats obtenus avec le fantôme CT-Cal (sans métaux) à ceux obtenus à partir des acquisitions faites en présence des métaux pour les trois tensions dans les trois protocoles (CERVEAU, THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF). Nous avons évalué l'écart entre les valeurs de nombres CT obtenus pour CT-Cal avec métaux (CTm) et celles obtenues pour CT-Cal sans métaux (CTsm) pour chaque matériau (figures IV.10, IV.11 et IV.12).



**Figure IV. 10** : Ecart maximal (UH) entre les mesures avec et sans métaux pour différentes tensions (Protocole CERVEAU)



**Figure IV.11** : Ecart maximal (UH) entre les mesures avec et sans métaux pour différentes tensions (Protocole THORACO-ABDOMINAL)

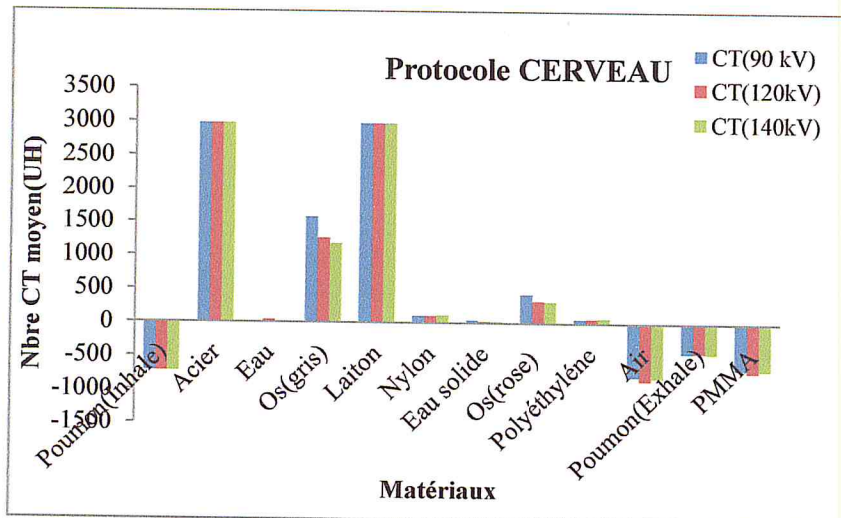


**Figure IV.12** : Ecart maximal (UH) entre les mesures avec et sans métaux pour différentes tensions (Protocole ABDOMEN CONF)

D'après les figures ci-dessus (figure IV.10, IV.11 et IV.12), nous remarquons un écart important entre les nombres CT dans les trois protocoles pour certains tissus comme le polyéthylène et le PMMA car les valeurs trouvées des nombres CT correspondant à ces deux matériaux ne sont pas correctes dans le cas du fantôme CT-Cal avec métaux. La présence des métaux a faussé les valeurs des nombres CT de certains tissus au voisinage de ces derniers. L'influence des deux métaux (Acier et Laiton) sur le nombre CT du PMMA est plus important car ce dernier est situé au centre du fantôme (double influence de la diffusion du laiton et de l'acier). L'emplacement de l'insert du polyéthylène par rapport aux métaux a modifié les nombres CT d'une valeur négative à une valeur positive (voir figure III.20).

Dans les mêmes figures, nous avons observé une saturation dans les valeurs des nombres CT des deux métaux pour les trois tensions dans les trois protocoles, donc les valeurs des nombres CT de ces métaux se trouvent à l'extérieur de l'échelle (fenêtre centrée à -100 et de 1500 de largeur). Donc, les valeurs aberrantes des différentes valeurs des nombres CT peuvent résulter de la largeur de la fenêtre choisie.

Ceci nous a poussés à effectuer d'autres acquisitions (pour les trois tensions avec le protocole CERVEAU seulement) mais avec une fenêtre centrée à 1000 en choisissant la largeur maximale de la fenêtre disponible qui est de 4095. Les résultats des mesures sont représentés dans la figure IV.13.



**Figure IV. 13 :** Courbes de variation des nombres CT en fonction des différents tissus pour les trois tensions (Protocole CERVEAU) [Fenêtre de largeur L= 4095]

A partir des résultats obtenus (figure IV.13), nous remarquons que malgré l'augmentation de la largeur de la fenêtre, les écarts observés précédemment sont toujours présents. Ces écarts sont induits par les artefacts créés par les diffusions produites par les inserts métalliques et qui modifient de façon remarquable les nombres CT de toute l'image. La saturation des nombres CT pour les inserts métalliques n'a donc aucune relation avec la largeur de la fenêtre mais elle est due à la grande densité des métaux. Ceci devra être pris en considération dans la caractérisation tissulaire d'un patient portant une prothèse.

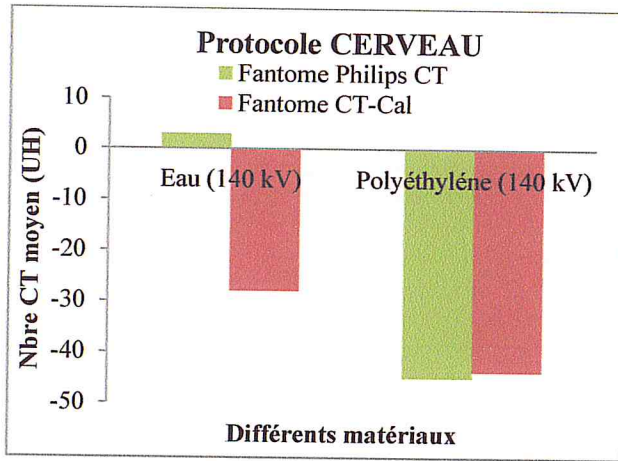
#### IV.5 Influence des fantômes utilisés sur les nombres CT

L'étude de l'influence des fantômes sur les nombres CT a été faite en deux parties. La première partie consiste à comparer les résultats obtenus par les deux fantômes 'Philips CT' et 'CT-Cal' en fonction de la tension pour les mêmes matériaux. Les résultats sont représentés dans les figures IV.14, IV.15 et IV.16 pour les trois protocoles CERVEAU, THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF successivement.

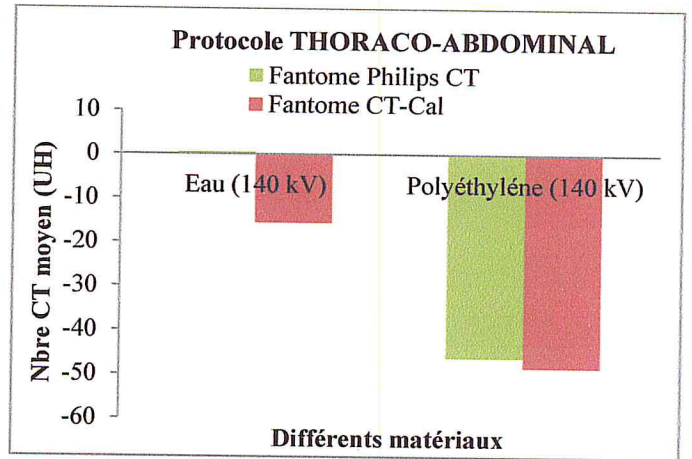
Dans la deuxième partie, nous avons comparé les résultats obtenues à partir des deux fantômes 'Philips CT' et 'CT-Cal' en fonction du filtre de reconstructions et pour les mêmes matériaux. Les résultats sont représentés dans les figures IV.17, IV.18 et IV.19.

#### IV.5.1 Influence des fantômes sur les nombres CT en fonction de la tension

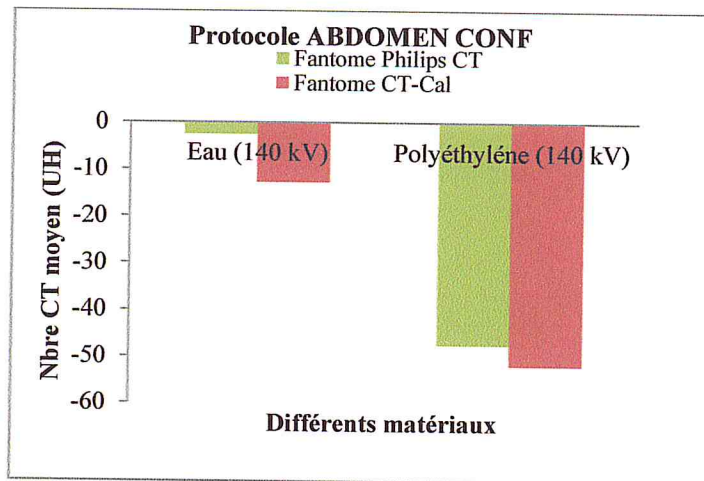
Les figures IV.14 à IV.16 représentent les valeurs des nombres CT(UH) correspondant à l'eau et le polyéthylène pour la tension '140 kV' dans différents protocoles d'acquisition. Nous remarquons que pour les protocoles CERVEAU, THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF, les nombres CT de l'eau déterminés à partir des deux fantômes présentent des écarts qui sont toutefois inférieurs aux tolérances [TECDOC1583, 2008]. Par ailleurs, pour le polyéthylène, les nombres CT déterminés à partir des deux fantômes sont comparables pour tous les protocoles.



**Figure IV.14** : Variation des nombres CT(UH) en fonction de la tension '140 kV' pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole CERVEAU)



**Figure IV.15** : Variation des nombres CT(UH) en fonction de la tension '140 kV' pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole THORACO-ABDOMINAL)



**Figure IV.16** : Variation des nombres CT(UH) en fonction de la tension '140 kV' pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole ABDOMEN CONF)

Le plus grand écart est remarqué dans le fantôme CT-Cal où la valeur du nombre CT de l'eau est assez éloignée de la valeur définie théoriquement. Par contre, les valeurs des nombres CT des différents milieux dans le fantôme Philips CT sont pratiquement toutes acceptables. Pour le polyéthylène, nous remarquons aussi une différence non importante entre les valeurs des nombres CT.

Les deux fantômes sont de même forme et ont pratiquement les mêmes dimensions, mais sont de différentes compositions. Les matériaux des structures de bases des deux fantômes ainsi que les inserts ne sont pas de même nature et ces derniers ne sont pas disposés de la même façon dans les deux fantômes.

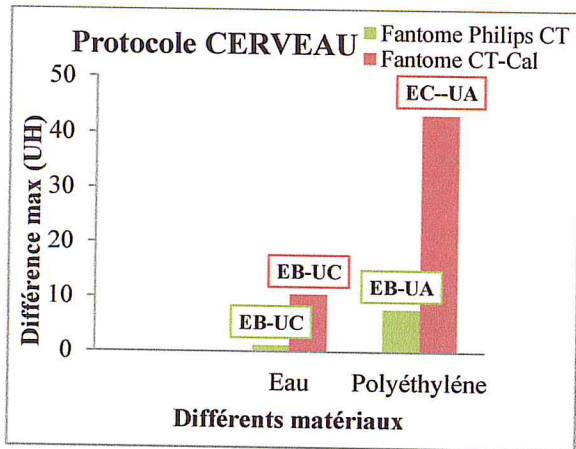
Pour l'eau, matériau de référence pour le nombre CT, il constitue la structure de base du fantôme Philips CT et entoure les autres inserts, c'est pour cela que les nombres CT pour ce matériau mesurés dans le fantôme Philips CT sont plus homogènes. Pour le fantôme CT-Cal, l'eau est contenue dans une seringue dont la dimension est inférieure au trou contenant l'insert. Il y a une fraction d'air dont l'effet, rajouté à l'atténuation du faisceau dans le 'virtual water', peut affecter la valeur des nombres CT de l'eau. Par conséquent, lorsque l'atténuation augmente, les valeurs des nombres CT augmentent. Toutes ces raisons sont responsables de l'écart des nombres CT de l'eau dans le fantôme CT-Cal.

Globalement, de la même façon que pour le protocole CERVEAU, nous remarquons que pour les deux derniers protocoles d'acquisition (ABDOMEN CONF et THORAX), il existe aussi une différence entre les nombres CT des deux fantômes mais elle est moins importante que dans le protocole CERVEAU. Ceci est dû au fait que le protocole CERVEAU favorise l'acquisition d'images dans la région de la tête.

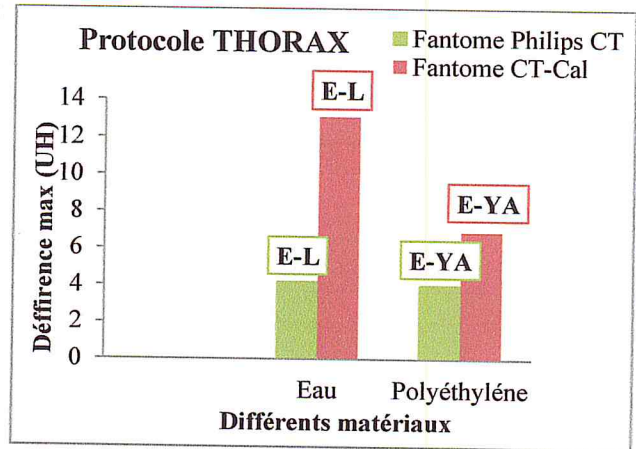
Donc, l'utilisation d'un fantôme validé est recommandée dans l'étalonnage du scanner utilisé surtout à des fins de radiothérapie.

#### **IV.5.2 Influence du fantôme sur les nombres CT pour les mêmes filtres de reconstruction**

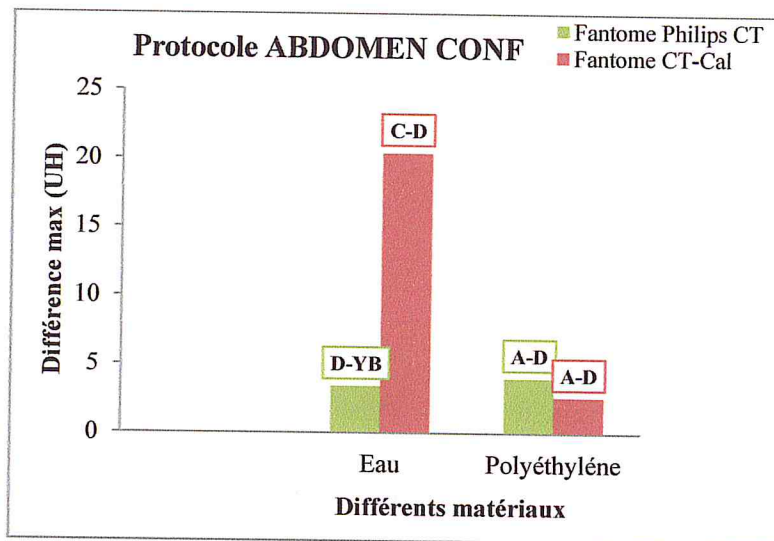
Nous avons aussi étudié l'influence du fantôme utilisé sur le nombre CT en fonction des filtres de reconstruction (figures IV.17 à IV.19). Nous remarquons que les écarts les plus importants sont observés dans le fantôme CT-Cal dans les trois protocoles. Ceci est probablement dû à la nature de certains matériaux utilisés dans le fantôme CT-Cal qui contiennent des impuretés pouvant modifier leurs propriétés radiologiques.



**Figure IV.17 :** Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole CERVEAU)



**Figure IV.18 :** Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole THORAX)



**Figure IV.19 :** Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les deux matériaux dans les deux fantômes (Protocole ABDOMEN CONF)

# C ONCLUSION

L'évolution technologique, le développement informatique ainsi que le traitement de l'information de plus en plus rapide ont permis à l'imagerie médicale de devenir un secteur de haute technologie et d'innovation. L'imagerie apporte des informations de plus en plus complètes, précises avec des méthodes moins invasives que d'autres examens. Elle devient alors un outil essentiel pour le diagnostic et permettra d'adapter la thérapeutique en fonction de la nature de la lésion.

Depuis quelques années, la technique d'imagerie tomodensitométrique n'a cessé d'évoluer. Le scanner représente une évolution majeure de la radiologie classique. En effet, ce nouveau dispositif médical utilise le même type de rayonnement (rayons X) mais sa technologie de réception de l'information s'est considérablement développée. Cette nouvelle technologie a été développée afin de trouver des solutions aux contraintes de la radiographie classique (manque de différenciation des tissus mous, localisation imprécise,...).

La scannographie est une imagerie tomographique basée sur l'utilisation des coefficients d'atténuation du corps humain. Son principe consiste à réaliser des images en coupes fines du corps. C'est un examen non seulement très utile pour le repérage de la cible mais surtout indispensable pour la radiothérapie car c'est lui qui permet d'obtenir l'information nécessaire pour simuler le dépôt d'énergie des rayonnements dans le patient. En effet, l'atténuation des faisceaux de rayons X est mesurée par un coefficient d'atténuation linéique ( $\mu$ ).

Dans le domaine d'énergie utilisée en tomodensitométrie, l'atténuation des rayons X se fait principalement pour les tissus mous, par diffusion Compton. Par conséquent, la relation qui lie la densité électronique avec les nombres d'Hounsfield doit être vérifiée. Cette relation, qui se traduit sous forme d'une courbe expérimentale est très importante car les systèmes de calcul de la distribution de dose (TPS : Treatment Planning System) ont besoin de la densité électronique de chaque voxel pour calculer avec précision la dose délivrée.

L'objectif de ce travail consiste à étudier l'influence des paramètres d'acquisition sur les nombres CT. Les nombres CT sont les seuls résultats extraient à partir des images tomodensitométriques.

Pour cela, le scanner 'Brillance 16 Big bore' de Philips dédié à la radiothérapie a été mis à notre disposition au niveau de Centre Anti Cancer de Blida. Le travail a comporté l'étude de l'influence de plusieurs paramètres d'acquisition sur les nombres Hounsfield tels que la tension, le filtre de reconstruction et le type de l'objet-test utilisé lors de la vérification de la linéarité des nombres CT.

Pour l'étude de l'influence de la tension, des acquisitions ont été réalisées pour différentes tensions (90, 120, 140 kV) et différents protocoles (CERVEAU, THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF), pour les acquisitions des données 'patient' en radiothérapie, disponibles sur le scanner. Deux fantômes (Philips CT et CT-Cal) contenant des inserts représentant les différents milieux simulant les différents tissus du corps humain allant de la cavité d'air à l'os et même certains métaux qui peuvent être rencontrés dans des prothèses ont été utilisés.

Les résultats ont montré qu'à l'exception du tissu osseux, les nombres CT sont proportionnels à la densité électronique. Comme les nombres CT sont exprimés en faisant intervenir le coefficient d'atténuation d'un matériau ainsi que celui de l'eau à une énergie donnée, ils ne varient trop lors du changement de la tension (en particulier pour les tissus mous). Néanmoins, pour des mesures quantitatives, il est absolument nécessaire d'effectuer une calibration.

La deuxième étape a consisté à étudier l'influence des filtres de reconstruction disponibles sur les nombres CT. Un nombre important de filtres de reconstructions ont été pris en considération en combinaison avec les différents protocoles disponibles. Nous avons remarqué que l'influence des filtres de reconstruction est presque négligeable sur les valeurs des nombres CT pour les différents protocoles. Les plus grands écarts sont observés pour l'os. L'influence du filtre sur les nombres CT et par conséquent sur le calcul dosimétrique reste faible à l'exception de certaines localisations comme l'os où le choix du filtre approprié est indispensable vu que ce dernier a un impact sur la qualité de l'image.

La présence de certains métaux dans le corps du patient (prothèses) peut avoir des répercussions sur la fiabilité des mesures effectuées des Nombres Hounsfield et donc sur la



dose thérapeutique. Ceci nous a poussé à rajouter des inserts métalliques dans le fantôme CT-Cal et remesurer les Nombre CT. Ces dernières mesures ont été comparées à celles faites précédemment sans présence de métaux. Nous avons remarqués des artefacts créés par la diffusion produite par la présence des métaux. Ceci a modifié de façon remarquable les nombres CT de toute l'image (saturation des nombres CT). Une attention particulière devra être accordée au patient portant une prothèse.

La dernière partie a consisté à étudier l'influence du fantôme utilisé lors de la calibration sur le Nombre CT. Pour cela, nous avons comparé les mesures effectuées sur les deux fantômes (Philips CT et CT-Cal). Nous avons remarqué que les plus grands écarts ont été obtenus avec le fantôme CT-Cal. Ceci est dû à la nature de certains matériaux utilisés qui peuvent contenir des impuretés pouvant modifier leurs propriétés radiologiques. L'utilisation d'un fantôme validé est recommandée dans l'étalonnage du scanner utilisé surtout à des fins de radiothérapie

Finalement, l'imagerie médicale est le moyen le plus utilisé et le plus efficace pour diagnostiquer ou localiser une tumeur (taille, volume, position...). La qualité d'une balistique de traitement est appréciée par l'analyse de la distribution de dose dans le volume cible et les organes à risque grâce notamment aux histogrammes 'dose-volume' fournis par les systèmes informatiques de calcul de la distribution de la dose. Une définition très précise de la forme du volume tumoral et des organes critiques est primordiale et impose que l'imagerie soit réalisée en position de traitement du patient et validée par des contrôles de qualité. La priorité est donnée à l'imagerie "multi-modalités", c'est-à-dire à l'utilisation conjointe de plusieurs types d'exams afin de mieux repérer le volume à irradier entre autre '*la tomодensitométrie*'. Un programme d'assurance de qualité devra donc accompagner le processus afin d'éviter l'échec thérapeutique.

# REFERENCES

- [Aubert,2004] B. Aubert « Le Scanner : Principe - Technologie – Applications » 2004.
- [Aubry,2007] S. Aubry « Modélisation tridimensionnelle des vertèbres à but didactique en radio-anatomie et radiologie interventionnelle sous guidage tomодensitométriques » 2007.
- [Badel,2009] J. Badel « Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation monte carlo de l'image de dose portale transmise » 2009.
- [Benaidja,2011] A. Benaidja « Influence des paramètres d'acquisition sur la dose délivré au patient lors d'un examen scanographiques en acquisition hélicoïdale » 2011.
- [Blum,2000] A. Blum, F. Walter, T. Ludig, X. Zhu, J. Roland « Scanners multcoupe: Principes et nouvelles applications scanographiques » 2000.
- [Blum,2002] A. Blum « Scanner volumique multcoupe: Principes, applications et perspectives » 2002.
- [Boyer,2003] B. Boyer, E. Le Marec A Ait-Ameur L Hauret AM Dion C Aterii-Tehau « Tomодensitométrie : Principes, formation de l'image » 2003.
- [Bushberg,2002] J. Bushberg, J. Seibert, M. Leidldt, J. Bonne « The essential phsics of medical imaging, second edition » 2002.
- [Doyon,1988] D. Doyon, M. Jeantel. P. Halimi, J. Frija « Tomодensitométrie » 1988.
- [Furgoni,2009] J. Furgoni « Etude anatomique de la tête et du cou par scanner RX et IRM, chez une cohorte de 76 boxeurs, jeunes et en activité » 2009.
- [Garcia,2009] R. Garcia « Validations dosimétriques des conditions cliniques des radiothérapies thoraciques » 2009.
- [Grosjean,2008] R. Grosjean « Influence du mouvements des organes et des paramètres d'acquisition sur la qualité de l'image en scanographie ; application à la détermination de la composition chimique des calculs renaux » 2008.
- [Hendee, 2002] R. Hendee, E. Russell Ritenour « Medical Imaging Physics, Fourth Edition » 2002.
- [Hubert,2003] J. Hubert, J. Descotes, A. Blum « Tomодensitométrie » 2003.
- [Hue,2008] E. Hue « Technologie du scanner »2008.
- [ICRU44,1989] « Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement, report 44 of the International Commission on Radiation Units and Measurements » ICRU Report 44, 1989.
- [Khan,2003] F. Khan « Physics of radiation therapy, third edition » 2003.
- [Khoury,2008] R. Khoury « Pixscan : Micro-tomодensitомètre à pixels hybrides pour le petit animal » 2008.
- [Koerperich,2010] C. Koerperich « Intérêt de la tomographie volumique à faisceau conique dans le diagnostic des pathologies du sinus maxillaire d'origine dentaire » 2010.

- [Laurent,2007] R. Laurent « Simulation d'un examen anthropomorphe en imagerie TEMP par simulation monte carlo GATE » 2007.
- [Lewis,2006] M. Lewis, N. Keat, S. Edyvean « Report 06014: Wide bore CT scanner comparison report version 14 » 2006.
- [Lisbona,2002] A. Lisbona, B. Aubert « Le scanner : Principe - Technologie - Applications » 2002.
- [Longuetaud,2005] F. Longuetaud « Détection et analyse non destructive de caractéristiques internes de billons d'épicéa commun ((L.) KARST.) par tomographie à rayons X » 2005.
- [Mouhssie,2004] D. Mouhssine « Étude d'une nouvelle génération de dosimètre basée sur les détecteurs photostimulables type BaFBr(Eu) : Caractérisation et application à la dosimétrie environnementale et personnelle » 2004.
- [Mustafat,1982] A. Mustafat, D. Jackson « The relation between x-ray CT numbers and charged particle stopping powers and its significance for radiotherapy treatment planning » 1982.
- [Peyrin,1996] F. Peyrin, L. Garnero, I. Magnin « Traitement du signal » 1996.
- [Podgorsak,2005] E. Podgorsak « Radiation physics for medical physicists » 2005.
- [Rit,2007] S. Rit « Prise en compte du mouvement respiratoire pour la reconstruction d'images tomodensitométriques » 2007.
- [Selb,2002] J. Selb « Source virtuelle acousto-optique pour l'imagerie des milieux diffusants » 2002.
- [Taillard,2011] S. Taillard « Inauguration du nouveau scanner de simulation grand anneau dédié au service de radiothérapie » 2011.
- [TECDOC1583,2008] AIEA TECDOC 1583, Commissioning Of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing For Typical External Beam Treatment Techniques. IAEA, Vienna, 2008.

# ANNEXE A

## INFLUENCE DE LA TENSION SUR LES NOMBRES CT (Protocole THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF)

**Tableau A.1 :** *Ecart en UH ( $\Delta UH$ ) et écart type ( $\sigma_{UH}$ ) en fonction de la tension (kV) pour deux protocoles THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF (fantôme Philips CT)*

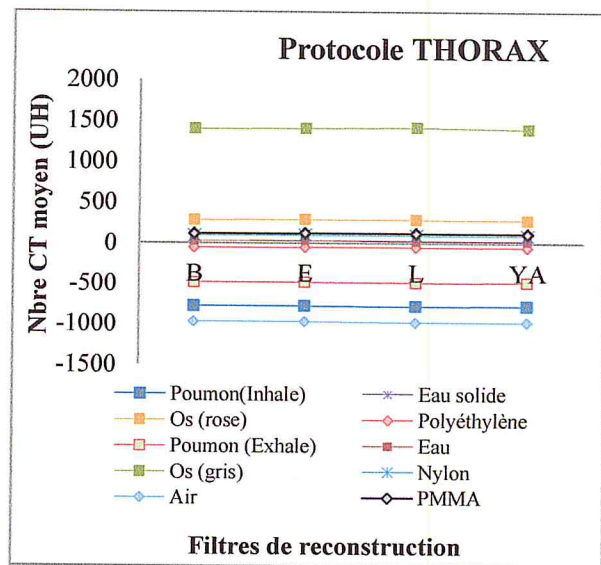
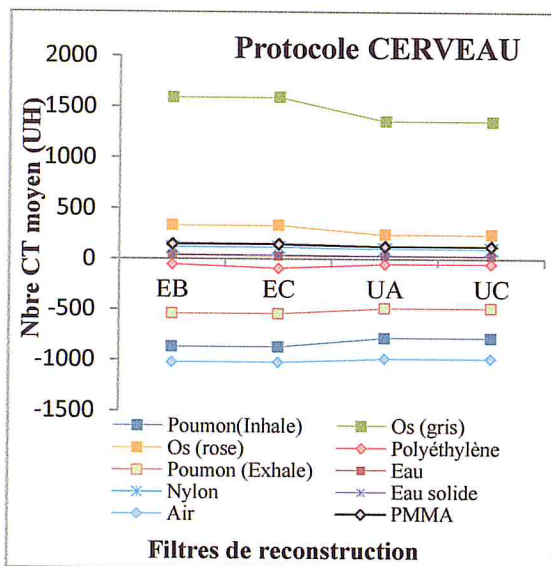
| Matériaux                | $\rho(\text{g/cm}^3)$ | $\Delta UH$     | $\Delta UH$      | $\Delta UH$     |
|--------------------------|-----------------------|-----------------|------------------|-----------------|
|                          |                       | (140kV/90kV)    | (120kV/90kV)     | (140kV/120kV)   |
|                          |                       | $\pm$           | $\pm$            | $\pm$           |
|                          |                       | $\sigma_{UH}$   | $\sigma_{UH}$    | $\sigma_{UH}$   |
| <b>THORACO-ABDOMINAL</b> |                       |                 |                  |                 |
| Téflon                   | 2.06                  | $-44.5 \pm 9.2$ | $-32.7 \pm 10.3$ | $-11.8 \pm 9$   |
| Polyéthylène             | 0.96                  | $14.2 \pm 6.9$  | $10.2 \pm 7.9$   | $4 \pm 5.3$     |
| Lexan                    | 1.20                  | $9.3 \pm 6.9$   | $6.6 \pm 7.0$    | $2.7 \pm 5.2$   |
| Acrylique                | 1.19                  | $6.2 \pm 8.2$   | $3.5 \pm 8.3$    | $2.7 \pm 5.7$   |
| Eau                      | 1.00                  | $-5.5 \pm 8.1$  | $-7.4 \pm 9.4$   | $1.9 \pm 6.3$   |
| <b>ABDOMENCONF</b>       |                       |                 |                  |                 |
| Téflon                   | 2.06                  | $-49 \pm 8$     | $-35.8 \pm 8.9$  | $-13.2 \pm 5.9$ |
| Polyéthylène             | 0.96                  | $15.2 \pm 5.6$  | $10.8 \pm 5.8$   | $4.4 \pm 3.9$   |
| Lexan                    | 1.20                  | $10.4 \pm 6.3$  | $8.6 \pm 6.7$    | $1.8 \pm 5$     |
| Acrylique                | 1.19                  | $6.4 \pm 5.4$   | $6.4 \pm 5.9$    | $0 \pm 4.4$     |
| Eau                      | 1.00                  | $-5.5 \pm 6.6$  | $-3.6 \pm 7.6$   | $-1.9 \pm 5.3$  |

**Tableau A.2 :** *Écarts en UH ( $\Delta U_H$ ) et écarts type ( $\sigma_{UH}$ ) en fonction de la tension (kV) pour deux protocoles THORACO-ABDOMINAL et ABDOMEN CONF (fantôme CT-Cal)*

| Matériaux                | $\rho(\text{g/cm}^3)$ | $\Delta U_H$      | $\Delta U_H$      | $\Delta U_H$     |
|--------------------------|-----------------------|-------------------|-------------------|------------------|
|                          |                       | (140kV/90kV)      | (120kV/90kV)      | (140kV/120kV)    |
|                          |                       |                   |                   |                  |
| <b>THORACO-ABDOMINAL</b> |                       |                   |                   |                  |
| Poumon (Inhale)          | 0.195                 | $0 \pm 7.5$       | $-1.4 \pm 7.6$    | $1.4 \pm 7.6$    |
| Poumon exhale (blanc)    | 0.504                 | $1.4 \pm 6.2$     | $-1.4 \pm 6.3$    | $2.8 \pm 5.4$    |
| Os (rose) cortical       | 1.161                 | $-89.3 \pm 7.6$   | $-65.6 \pm 8.0$   | $-23.7 \pm 4.9$  |
| Os (gris) trabiculaire   | 1.902                 | $-441.1 \pm 13.0$ | $-319.2 \pm 14.2$ | $121.9 \pm 10.6$ |
| Nylon                    | 1.130                 | $15.9 \pm 5.2$    | $10.1 \pm 4.9$    | $5.8 \pm 4.2$    |
| Eau                      | 1.000                 | $15.5 \pm 80.3$   | $1.2 \pm 91.3$    | $14.3 \pm 49.3$  |
| Eau solide               | 1.035                 | $-13.7 \pm 5.3$   | $-13.3 \pm 5.8$   | $-0.4 \pm 4.2$   |
| Air                      | 0.001                 | $7.2 \pm 7.0$     | $2.5 \pm 7.0$     | $5.2 \pm 6.0$    |
| PMMA                     | 1.190                 | $9.9 \pm 7.1$     | $8.1 \pm 7.3$     | $1.8 \pm 5.0$    |
| Polyéthylène             | 0.960                 | $21.5 \pm 6.9$    | $13.1 \pm 7.4$    | $8.4 \pm 6.0$    |
| <b>ABDOMENCONF</b>       |                       |                   |                   |                  |
| Poumon (Inhale)          | 0.195                 | $6.1 \pm 42.3$    | $4.5 \pm 7.7$     | $1.6 \pm 42.4$   |
| Poumon exhale (blanc)    | 0.504                 | $0.4 \pm 6$       | $-0.6 \pm 6.2$    | $1 \pm 5.7$      |
| Os (rose) cortical       | 1.161                 | $-88.3 \pm 6$     | $-56.8 \pm 7.3$   | $-31.5 \pm 6.2$  |
| Os (gris) trabiculaire   | 1.902                 | $-430.8 \pm 14.2$ | $-273.9 \pm 17.2$ | $156.9 \pm 15.6$ |
| Nylon                    | 1.130                 | $14.1 \pm 4.6$    | $14.6 \pm 5.2$    | $-0.5 \pm 4.2$   |
| Eau                      | 1.000                 | $5.9 \pm 53.5$    | $-4 \pm 61.2$     | $1.9 \pm 31.9$   |
| Eau solide               | 1.035                 | $19.4 \pm 6$      | $26 \pm 10.1$     | $-6.6 \pm 9.7$   |
| Air                      | 0.001                 | $8.9 \pm 18.4$    | $1.3 \pm 21.1$    | $7.4 \pm 18.9$   |
| PMMA                     | 1.190                 | $7.9 \pm 7$       | $13.6 \pm 8$      | $-5.7 \pm 7.1$   |
| Polyéthylène             | 0.960                 | $20.8 \pm 6.9$    | $18.8 \pm 7.6$    | $2.0 \pm 5.8$    |

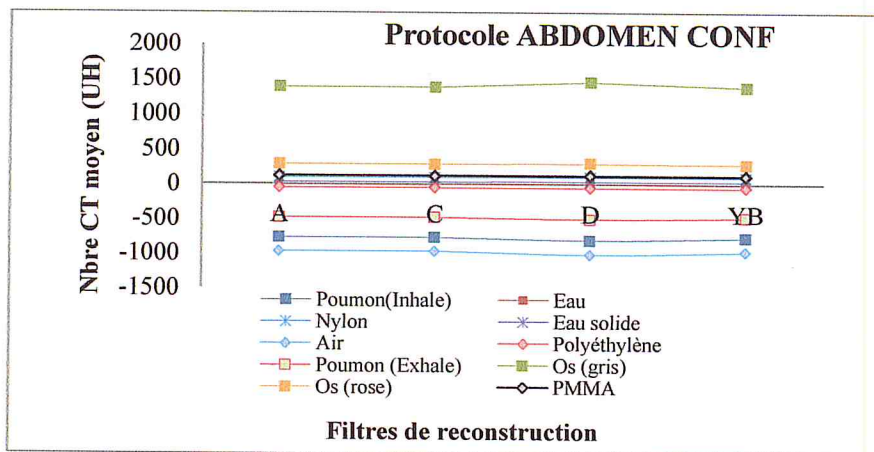
# ANNEXE B

## INFLUENCE DES FILTRES SUR LES NOMBRES CT (Fantôme CT-Cal)

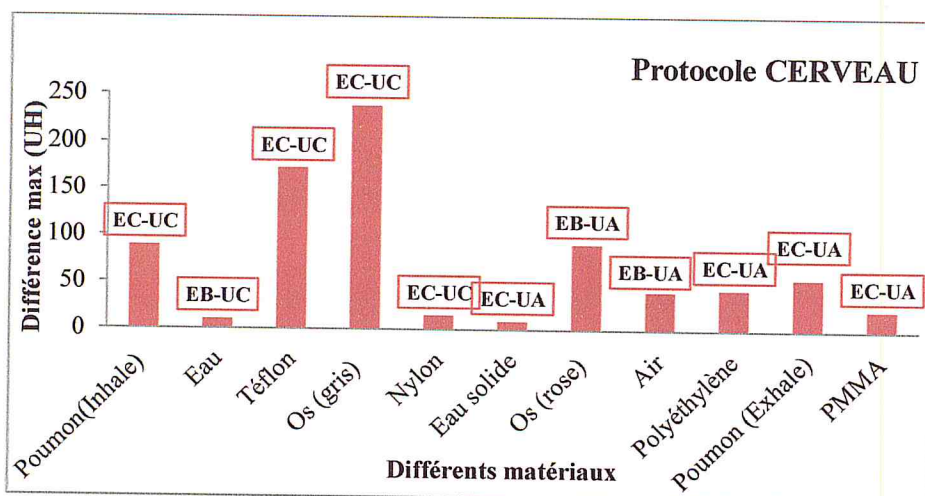


**Figure B.1 :** Courbes de la variation des nombres CT(UH) en fonction des filtres de reconstruction pour les différents matériaux

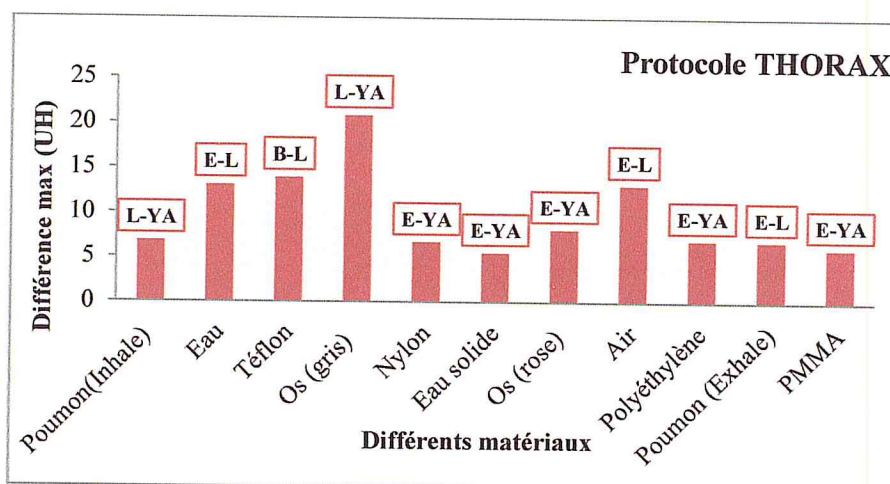
**Figure B.2 :** Courbes de la variation des nombres CT(UH) en fonction des filtres de reconstruction pour les différents matériaux



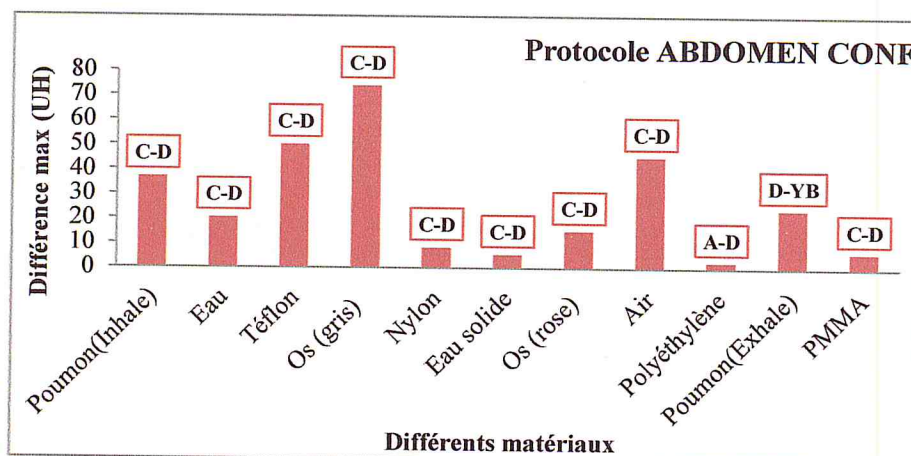
**Figure B.3 :** Courbes de la variation des nombres CT(UH) en fonction des filtres de reconstruction pour les différents matériaux



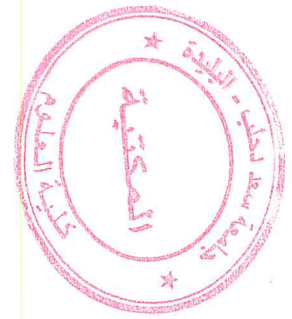
**Figure B.4 :** Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les différents matériaux



**Figure B.5 :** Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les différents matériaux



**Figure B.6 :** Ecart maximal (UH) entre les différents filtres de reconstruction pour les différents matériaux



# ANNEXE C

## DEFINITIONS DES QUELQUES FILTRES DE RECONSTRUCTION UTILISES DANS BIG BORE CT

- A** : très atténué, peut être utilisé pour réduire considérablement le bruit recommandé lorsque le patient est très grand et que la dose n'est pas appropriée pour sa taille. **(Tête et Corps)**
- B** : atténué, mais plus net et plus bruyant que A, recommandé pour CTA (par exemple, COW) abdomen routine et bassin. **(Tête et Corps)**
- C** : plus net, crée des images ayant un bruit de fond relativement faible. Recommandé pour CTA (par exemple, COW) abdomen routine et bassin. Pour obtenir une netteté légèrement supérieure à celle de du filtre B. **(Tête et Corps)**
- D** : net est renforcement des contours. Créé des images ayant un bruit de fond relativement élevé et augmente la densité osseuse. **(Tête et Corps)**
- E** : plus net, fournit des valeurs TAO relativement précises, même pour les petites détails. **(Corps)**
- L** : plus net que E, fournit des valeurs TAO relativement précises, même pour les petits détails, recommandé pour la reconstruction des images des poumons avec un bruit faible. **(Corps)**
- YA** : plus net et plus bruyant, recommandé pour la reconstruction des sinus, des os de visage, des dents, etc... Plus les coupes axiales sont fines plus les images axiales 2D et 3D sont nettes. Ce filtre fournit des images plus atténuées que YC et YD. **(Tête)**
- YB** : plus net et plus bruyant que YA, recommandé pour la reconstruction des sinus, des os de visage, des dents, etc... Plus les coupes axiales sont fines plus les images axiales 2D et 3D sont nettes. Ce filtre fournit des images plus atténuées que YC et YD. **(Tête et Corps)**
- UA** : conçu pour les explorations de la tête uniquement, amélioré considérablement l'interface tissu mou/tissu osseux (dans les zones telles que le cerveau et les orbites). Faible bruit de fond, permet la détection de petites lésions avec un bruit de fond relativement réduit. **(Tête)**
- UC** : conçu pour détecter les petites lésions tout en améliorant l'interface tissu mou/tissu osseux (dans les zones telles que le cerveau et les orbites). Augmente le bruit de fond des images.