

Université SAAD DAHLAB de BLIDA



Faculté des Sciences

Département de : Physique

Mémoire Présenté par :

Chebbouba Nawel

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : Sciences de la matière

Filière : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Option : Radiothérapie

Sujet :

***Dosimétrie des patients en
Tomodensitométrie cardiaque***

Soutenu le 26/06/2014, devant le jury composé de :

| | | |
|----------------------|-----------------------------|------------------------------|
| R. Khelifi | Maitre de Conférences, USDB | Président |
| Z. Sakhri Brahimi | Chargée de Recherche, CRNA | Examinatrice |
| B. Hocini | Maitre Assistant A, USDB | Examinateur |
| N. Khelassi Toutaoui | Maitre de Recherche, CRNA | Directrice du mémoire |

A ma chère mère, Abdeslam,

Mon oncle Salim et Lila.

Merci beaucoup

Nawel

Remerciements

J'exprime toute ma gratitude à Monsieur le responsable du Centre National d'Imagerie Médicale (CNIM) du CHU Bab El Oued, le Professeur B. Mansouri, pour l'intérêt dont il a fait preuve envers mon travail et pour avoir mis à ma disposition l'exploitation des données dosimétriques de patients ayant subi des examens scanographiques cardiaques au sein de son service.

J'aimerais remercier grandement, Madame N. Khelassi Toutaoui, Maître de recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger (CRNA), en sa qualité de directrice du Mémoire, pour toutes les heures qu'elle a consacrées à diriger ce modeste travail. Je suis ravie d'avoir travaillé en sa compagnie, elle m'a guidée dans mon travail et m'a aidée à trouver des solutions pour avancer.

Mes remerciements vont aussi à Monsieur R. Khelifi, qui m'a fait l'honneur d'accepter de présider le jury.

Je remercie vivement, Madame Z. Sakhri Brahimi et Monsieur B. Hocini, pour avoir accepté de participer à mon jury de mémoire, et pour avoir consacré du temps à la critique de ce document.

Un grand remerciement va également à Monsieur le Directeur Général du CRNA, pour m'avoir accueilli au sein de son centre.

Je suis particulièrement reconnaissante à Monsieur Benzouid, mon oncle pour la relecture de ce mémoire.

A ma petite famille, ma mère, Abdeslem, Nourhene, Ward-dine, Ramy, j'ai pris de votre temps pour préparer cet ouvrage.

Nawel Chebbouba

R ESUME

Les développements récents en tomodensitométrie ont permis l'amélioration de la qualité des examens courants mais surtout le développement de nouvelles applications, en particulier dans le domaine cardiovasculaire. Les scanners cardiaques actuels permettent en une seule acquisition volumique synchronisée à l'ECG avec injection intraveineuse, une étude bidimensionnelle et tridimensionnelle des structures cardiaques pour différentes phases du cycle cardiaque.

Le présent travail a été réalisé autour d'un scanner de 320 barrettes « Aquilion One » de Toshiba qui permet d'obtenir en une rotation de 0.35s un volume de 160 mm sur l'axe Z. L'étude est faite dans le but de montrer l'importance de cette application dans la prise en charge globale de la maladie coronaire ainsi que la maîtrise des principes du scanner cardiaque. C'est un examen qui constitue un bon alternatif à la coronarographie.

Plusieurs techniques permettent de réduire la dose d'irradiation. Dans notre travail, nous nous sommes orientés vers l'étude de l'influence des paramètres d'acquisition comme le temps, la charge, le nombre de battements par minute du cœur et la longueur d'acquisition sur la dose pour un nombre de patients de sexe et d'âge différents. Les résultats obtenus confirment que la dose est influencée par les paramètres d'acquisition. Une stratégie de réduction de dose a été tentée sur des patients spécifiques en modifiant la tension d'acquisition.

Une optimisation de la dose au patient passe obligatoirement par une adaptation des protocoles d'acquisition à la morphologie du patient et à la région à explorer. Cette optimisation peut facilement être mise en œuvre et utilisée conjointement avec des logiciels de réduction de la dose.

A BSTRACT

Recent developments in CT have improved the quality of routine examinations and the development of new applications, particularly in the cardiovascular field. Current scanners allow scanning the heart in a single rotation synchronized with ECG and intravenous injection in two and three dimensional visualisation.

This work was carried out around a 320 slices scanner "Toshiba Aquilion One", which provides a rotation of 0.35 s in a volume of 160 mm on the Z axis. The aim of the study is to show the importance of this application in the management of coronary artery disease and to understand the principles of cardiac CT.

Several techniques can reduce patient dose. Our study is primarily oriented to study the influence of acquisition parameters such as time, charge, number of heart beats per minute and the scan length acquisition on patient dose. A sample of population of different age and sex has been selected. A strategy of dose reduction was attempted on specific patients by changing the voltage of the tube.

To optimize patient dose, clinical protocols must be tailored to the patient morphology. This optimization can be easily implemented and be used with other software dose reduction.



T ABLE DES MATIERES

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

CHAPITRE I PRINCIPE DE LA TOMODENSITOMETRIQUE CARDIAQUE

| | |
|---|----|
| I.1 Introduction..... | 3 |
| I.2 Concepts de base de la tomodensitométrie | 3 |
| I.3 Les différentes générations du scanner | 4 |
| I.3.1 Premier et deuxième génération | 4 |
| I.3.2 La troisième génération | 5 |
| I.3.3 Quatrième génération..... | 5 |
| I.3.4 Scanner hélicoïdal | 6 |
| I.4 La chaîne radiologique | 7 |
| I.4.1 Tube à RX..... | 7 |
| I.4.2 Collimation et filtration | 7 |
| I.4.3 Détection | 8 |
| I.5 Principe physique | 9 |
| I.6 La réalisation d'une chaîne de scanographie | 11 |
| I.6.1 Le système de mesure..... | 11 |
| I.6.2 Le système de traitement du signal | 12 |
| I.6.3 Le système de visualisation..... | 12 |
| I.6.4 Le système d'enregistrement des données | 13 |
| I.7 Le scanner dans les explorations cardiaques | 14 |
| I.7.1 Les explorations cardiaques..... | 15 |
| I.7.1.1 Scanner des artères coronaires (Coro-CTA) | 16 |
| I.7.1.2 Calcul du score calcique (score calcique) | 16 |
| I.7.2 Les différents modes du scanner cardiaque | 17 |
| I.7.2.1 Mode rétrospectif..... | 17 |
| I.7.2.2 Mode prospectif | 17 |

CHAPITRE II

QUANTITES DOSIMETRIQUES SPECIFIQUES

| | | |
|--------|--|----|
| II.1 | Introduction..... | 19 |
| II.2 | Grandeurs dosimétriques..... | 19 |
| II.2.1 | Dose absorbée..... | 19 |
| II.2.2 | Dose équivalente..... | 20 |
| II.2.3 | Dose efficace | 20 |
| II.3 | Grandeurs dosimétriques en scanographie | 21 |
| II.3.1 | Indice de dose de scanographie(CTDI)..... | 21 |
| II.3.2 | Indice de dose de scanographie sur 100mm(CTDI ₁₀₀) | 22 |
| II.3.3 | Indice de dose de scanographie pondéré(CTDI _w) | 23 |
| II.3.4 | Indice de dose de scanographie volumique(CTDI _{VOL}) | 24 |
| II.3.5 | Produit dose longueur(PDL) | 25 |
| II.3.6 | Dose efficace (E _{msv}) | 26 |
| II.4 | Les facteurs qui influencent la dose..... | 26 |
| II.4.1 | Tension (kV)..... | 26 |
| II.4.2 | Intensité (mA)..... | 26 |

CHAPITRE III

MATERIEL ET METHODES

| | | |
|---------|--|----|
| III.1 | Introduction..... | 28 |
| III.2 | Matériel..... | 28 |
| III.2.1 | Installation scanographique..... | 28 |
| III.2.2 | Système de synchronisation à l'ECG | 30 |
| III.2.3 | Injecteur de produit de contraste..... | 32 |
| III.3 | Méthodes | 33 |
| III.3.1 | Données « patient » et types de procédures sélectionnées | 33 |
| III.3.2 | Déroulement de l'examen | 35 |
| III.3.3 | Protocoles d'injection | 37 |
| III.3.4 | Paramètres d'acquisition | 39 |
| III.3.5 | Evaluation de la dose au patient..... | 40 |

CHAPITRE IV

RESULTATS ET DISCUSSIONS

| | | |
|--------|--|----|
| IV.1 | Introduction | 41 |
| IV.2 | Paramètres d'irradiation utilisée | 41 |
| IV.3 | Présentation d'un protocole dosimétrique « type » | 42 |
| IV.4 | Evaluation dosimétrique des examens CT cardiaque..... | 44 |
| IV.5 | Influence des paramètres d'acquisition sur la dose | 45 |
| IV.5.1 | Influence de la charge sur l'indice de dose volumique, CTDI _{vol} | 45 |

| | |
|--|-----------|
| IV.5.2 Influence de la charge sur produit dose longueur, PDL..... | 47 |
| IV.5.3 Influence du mouvement du cœur sur l'examen, BPM..... | 47 |
| IV.5.4 Influence de la longueur d'acquisition sur l'indice de dose volumique | 49 |
| IV.5.5 Influence de la longueur d'acquisition sur produit dose longueur | 51 |
| IV.6 Stratégie de réduction de la dose au patient | 51 |
| CONCLUSION | 56 |
| REFERENCES | 58 |

LISTE DES FIGURES

- Figure 1.1** Schéma de base d'une irradiation scanographique.
- Figure 1.2** Principe de fonctionnement d'un scanner de la première génération.
- Figure 1.3** Principe de fonctionnement d'un scanner de la deuxième génération.
- Figure 1.4** Géométrie d'un scanner de la troisième génération.
- Figure 1.5** Géométrie d'un scanner de la quatrième génération.
- Figure 1.6** Principe du mode hélicoïdal : déplacement simultané de la table avec l'ensemble tube-détecteur décrivant une hélice autour du patient.
- Figure 1.7** Schéma d'un tube à RX émis par l'anode.
- Figure 1.8** Collimation primaire et secondaire.
- Figure 1.9** Schéma de principe du détecteur solide.
- Figure 1.10** Principe d'atténuation du faisceau RX à la traversée du patient.
- Figure 1.11** (a) Effet photoélectrique, (b) Effet Compton.
- Figure 1.12** Profil d'atténuation.
- Figure 1.13** Cartographie d'atténuation à 3 Dimensions.
- Figure 1.14** Echelle Hounsfield et choix de la largeur de la fenêtre de visualisation.
- Figure 1.15** Anatomie du coeur.
- Figure 1.16** Electrocardiogramme montrant une diastole et une systole lors d'une révolution Cardiaque.
- Figure 1.17** Electrocardiogramme (ECG) :(a)normal, (b) anormal.
- Figure 1.18** Acquisition avec synchronisation rétrospective.
- Figure 1.19** Acquisition avec synchronisation prospective.
- Figure 1.20** Synchronisation prospective avec réduction de la dose.
- Figure 2.1** Chambre crayon CT de 100mm.
- Figure 2.2** Illustration du principe d'intégration du profil de dose d'une coupe pour mesurer $CTDI_{100}$.
- Figure 2.3** (a) mesure du $CTDI_{100}$ a l'aide d'un fantôme, (b) différents diamètres de fantôme en PMMA.
- Figure 2.4** Points de mesure du $CTDI_w$ dans le fantôme en PMMA.
- Figure 2.5** Mesure du $CTDI_{vol}$.
- Figure 2.6** Schéma mettant en évidence le calcul du PDL.
- Figure 3.1** Scanner volumique dynamique à 320 barrettes « Aquilion One » de Toshiba.
- Figure 3.2** Branchement des électrodes de l'ECG.
- Figure 3.3** Système de synchronisation avec l'ECG ; Modèle 3000T [Ivy].
- Figure 3.4** Un électrocardiogramme normal.
- Figure 3.5** Injecteur StallantD (double tête).
- Figure 3.6** Affichage en point réel de la pression d'injection.
- Figure 3.7** Interface des protocoles des examens (Thorax) disponible sur le scanner

« Aquilion One ».

- Figure 3.8** Positionnement du malade lors de l'examen CT cardiaque.
- Figure 3.9** Copie d'écran de la fréquence cardiaque d'un patient pendant le test d'apnée.
- Figure 3.10** Intérêt du produit de contraste.
- Figure 3.11** Interface du logiciel d'injection [Medrad].
- Figure 3.12** Repérage de la zone d'intérêt sur le topogramme.
- Figure 3.13** Interface de programmation des différents paramètres d'acquisition avant tout examen.
- Figure 4.1** Fichier dosimétrique 'Patient'.
- Figure 4.2** (a) Différentes phases constituant l'examen de CT cardiaque, (b) Rapport dosimétrique d'un patient ayant subi un examen du score calcique suivi d'un Coro scanner (Coro-CTA).
- Figure 4.3** Influence de la charge sur l'indice de dose volumique.
- Figure 4.4** Modulation de la charge selon le milieu traversé.
- Figure 4.5** Influence de la charge sur le produit dose longueur, PDL.
- Figure 4.6** Facteurs pouvant affecter la qualité de l'image scanographique.
- Figure 4.7** Histogramme montrant l'influence du rythme cardiaque sur l'indice de dose scanographique.
- Figure 4.8** Histogramme montrant l'influence du rythme cardiaque sur produit dose Longueur.
- Figure 4.9** Histogramme représente l'influence de la longueur de balayage sur l'indice de dose scanographique.
- Figure 4.10** Influence de la longueur d'acquisition sur le Produit Dose Longueur.

LISTE DES TABLEAUX

| | |
|--------------------|--|
| Tableau 2.1 | Facteurs de pondération des rayonnements. |
| Tableau 2.2 | Facteurs de pondération des organes et des tissus. |
| Tableau 2.3 | Valeurs des facteurs de conversion E_{PDL} permettant de passer du produit dose longueur en $mGy \cdot cm$ à la dose efficace en mSv |
| Tableau 3.1 | Caractéristiques spécifiques de l'installation scanographique. |
| Tableau 3.2 | Types d'examens considérés. |
| Tableau 3.3 | Protocole d'injection monophasique. |
| Tableau 3.4 | Protocole d'injection bi phasique. |
| Tableau 4.1 | Paramètre d'acquisition pour les examens utilisés (Moyenne et déviation standard). |
| Tableau 4.2 | Résultats du $CTDI_{vol}$ et PDL classés en fonction de la fréquence cardiaque. |
| Tableau 4.3 | Pourcentage de réduction de la dose par rapport à la longueur totale d'acquisition. |
| Tableau 4.4 | Résultats de $CTDI_{vol}$, PDL et E_{mSv} pour une tension de 80 kV et 100 kV. |
| Tableau 4.5 | Valeurs du $CTDI_{vol}$, PDL et dose efficace pour différentes tensions pour la procédure Coro-CTA. |

La tomographie par rayons X assistée par ordinateur (encore appelé tomodensitométrie, scanographie, TDM ou CT) fut développée par G.M. Hounsfield et la première machine (scanner) utilisable sur site clinique fut installée en 1971 à Londres. Elle ne permettait d'examiner que la tête, et l'exploration du "corps entier" fut possible à partir de 1974 [Lisbona, 2002]. La mise au point de la scanographie a été saluée comme la découverte la plus importante en radiologie depuis celle des rayons X par W.C. Roentgen en 1895. Elle a valu à A.M. Cormak et G.M. Hounsfield le prix Nobel de Médecine en 1979 [Friedland, 1996].

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

Depuis son apparition, la tomodensitométrie a connu un succès croissant. Aussi, compte tenu des niveaux de doses relativement élevés délivrés par ces examens, cette technique d'imagerie représente à ce jour la principale source d'exposition de la population dans le domaine du radiodiagnostic [Shrimpton, 1993].

Le scanner cardiaque est une autre nouvelle technique d'imagerie cardiaque qui repose sur la synchronisation des données tomodensitométriques à l'électrocardiogramme pour évaluer la structure du cœur et des gros vaisseaux autour du cœur, ainsi que pour visualiser les artères coronaires. Il permet de reconstruire les images cardiaques aux différentes phases du cycle cardiaque. La meilleure phase pour les artères coronaires est la diastole entre 70% et 80% du cycle. En effet c'est la phase de l'immobilité complète des structures cardiaques et du meilleur remplissage des coronaires.

Cet examen, non invasif, va étudier précisément, en plusieurs incidences, les artères coronaires et rechercher des sténoses. Si les artères sont normales, l'examen est rassurant. Il permet ainsi d'éviter la réalisation d'une coronarographie. Cet examen peut aussi être utile dans la surveillance de la pose de stent pour vérifier qu'ils sont toujours perméables et qu'ils ne se sont pas rétrécis.

Après acquisition, un traitement informatique permet la visualisation des artères coronaires. Le contenu en calcium de l'artère peut être évalué (score calcique). Si le score est trop important, l'image sous-jacente se dégrade, rendant difficile l'analyse de l'artère coronaire. Le volume ventriculaire peut être évalué en systole et en diastole, permettant de calculer la fraction d'éjection, indice important témoin de la qualité du muscle cardiaque. Enfin, les autres structures thoraciques peuvent être également analysées.

L'objectif de cette étude est la maîtrise des principes techniques du scanner cardiaque et de voir l'intérêt de cette application dans la prise en charge globale de la maladie coronaire. Le travail a été réalisé autour d'un scanner de nouvelle génération "Aquilion One" de Toshiba. Ce nouveau type de scanner bénéficie d'un large système de détection (160 mm) capable d'obtenir l'information en une seule rotation de 0.35s dans l'axe Z (320 * 0.5 mm).

Le travail s'est essentiellement orienté vers l'étude de l'influence des paramètres d'acquisition sur la dose reçue par le patient lors d'un examen tomodensitométrie cardiaque. Il s'agit du temps d'acquisition, la charge utilisée du tube, le nombre de battements par minute du cœur et la longueur d'acquisition. Une stratégie de réduction de la dose a été aussi tentée sur des patients spécifiques en modifiant la tension d'acquisition.

Le manuscrit est subdivisé en quatre chapitres. Le chapitre I est consacré au principe physique de la tomodensitométrie en décrivant les différentes évolutions du scanner ainsi que la description de la chaîne radiologique et enfin le principe de la tomodensitométrie cardiaque en détaillant les différents modes d'acquisition et les différentes applications. Dans le chapitre, Il nous présentons les quantités dosimétriques utilisées en scanographie, ainsi que la détermination de l'indicateur de risque utilisé en radioprotection. Le matériel et les méthodes utilisés pour la réalisation de ce travail sont détaillés dans le chapitre III. Le chapitre IV regroupe les résultats du travail mené au cours de cette étude relatif à l'influence des paramètres d'acquisition sur la dose au patient en proposant une stratégie de réduction de la dose. Une conclusion générale terminera ce travail.

P RINCIPE DE LA TOMODENSITOMETRIE CARDIAQUE

I.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons mettre en évidence les concepts de la tomodensitométrie (ou scanographie, TDM, CT) qui reposent principalement sur un principe mathématique, qui est le théorème de Radon, ainsi que l'évolution du tomodensitomètre à travers les différentes générations. Nous allons aussi décrire les différents constituants d'un scanner. Le principe du scanner cardiaque sera aussi introduit dans ce chapitre. Les différents modes de synchronisation cardiaque seront aussi détaillés.

I.2 Concepts de base de la tomodensitométrie

La tomodensitométrie repose sur le théorème de RADON [Radon, 1989], qui décrit la possibilité de reconstruire la géométrie bidimensionnelle d'un objet à partir d'une série de projections mesurées dans toutes les directions. Le principe est simple, Le scanner qui est appelé aussi tomodensitométrie nécessite un émetteur de rayons X qui est le tube à RX, dont le faisceau se propage selon un axe et un détecteur électronique qui mesure l'intensité du faisceau émise par le tube à RX [Natterer, 1986]. Ensuite, il balaye point par point la partie à explorer en effectuant une rotation complète de 360° , degré par degré (figure 1.1). Une partie de rayons incidents sont absorbés par les tissus traversés.

Le détecteur tourne en même temps que le tube à RX. Pendant ce temps, les rayons incidents et émergents mesurés sont comparés au rayonnement primaire et transformés en signaux électriques qui à leurs tours sont convertis en informations numériques.

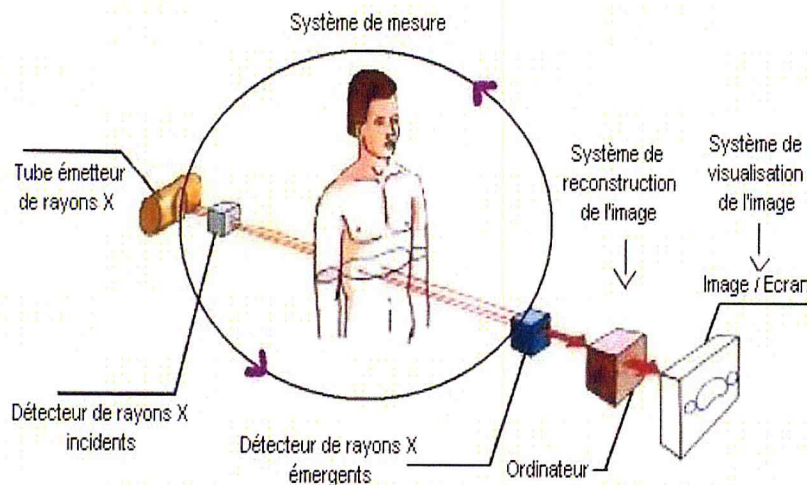


Figure 1.1 : Schéma de base d'une irradiation scanographique

C'est une modalité d'imagerie qui peut explorer tout le corps humain : douleur du dos, du genou, de l'abdomen, du thorax, du bassin... Tous ceux-ci peuvent conduire à effectuer un scanner qui permet de diagnostiquer certaines pathologies, de surveiller l'évolution des tumeurs au cours d'un traitement. Il permet aussi de diagnostiquer des anomalies qui n'étaient pas visible sur des radiographies standard.

1.3 Les différentes générations du scanner

Depuis le premier prototype créé en 1971, les scanners ont vu de nombreuses innovations technologiques, avec la même préoccupation : obtenir de meilleures images avec des durées d'acquisition les plus courtes possibles.

1.3.1 Premières et deuxièmes générations

La première génération de scanner utilisait une géométrie de faisceau parallèle (parallèle beam) [Hsieh, 2003]. Le tube était couplé à un seul détecteur effectuant un mouvement de translation rectiligne le long de la structure étudiée puis d'une rotation d'un degré. Au cours de chaque translation, plusieurs centaines de mesures sont effectuées pour réaliser le profil de section dans l'incidence considérée (figure 1.2). Ce mouvement est répété plusieurs fois engendrant ainsi un temps de coupe important. Une fois la rotation complète effectuée, la table avance d'un incrément choisi et l'acquisition d'une nouvelle coupe peut avoir lieu.

La deuxième génération repose toujours sur le même principe de translation-rotation, et sur une géométrie du faisceau différente, dite en éventail avec un angle d'ouverture est de 10° à 20° . (figure 1.3). Le tube à RX est couplé à une barrette de 7 à 60 détecteurs dans le plan de rotation du tube. Le nombre de détecteurs est alors augmenté et la géométrie du faisceau est modifiée [Hsieh, 2003],

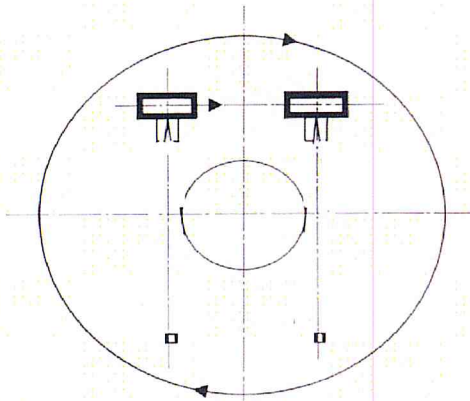


Figure 1.2 : Principe de fonctionnement d'un scanner de la première génération

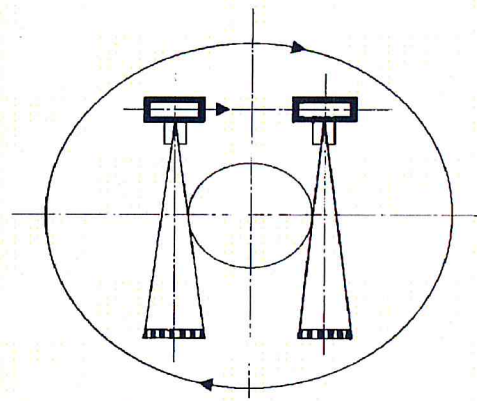


Figure 1.3 : Principe de fonctionnement d'un scanner de la deuxième génération

1.3.2 La troisième génération

Elle repose aussi sur la géométrie du faisceau en éventail. Cette génération élimine le mouvement de translation complètement et garde le système rotatif pur qui permet d'augmenter la rapidité d'acquisition. En utilisant une rangée de détecteurs déployés en arc de cercle et un angle d'ouverture du faisceau de rayons X suffisamment large pour couvrir la totalité de la section d'intérêt (figure 1.4). Après une rotation complète de l'ensemble tube-détecteur autour du patient (pour une position Z donnée de table), la table avance d'un incrément et une nouvelle rotation du système tube-détecteur peut avoir lieu. En supprimant l'étape de translation, la résolution temporelle a été améliorée. La quasi-totalité des appareils actuellement utilisés en service est donc du type 3^{ème} génération.

1.3.3 La quatrième génération

Les détecteurs sont fixes en couronne autour de l'objet, seule la source à rayons X décrit un mouvement de rotation sur un cercle inscrit dans la couronne de détecteurs. Elle est plus près de l'objet que les détecteurs (figure 1.5). Cette génération est aussi appelée scanner à géométrie courte, car l'ouverture du faisceau est beaucoup plus importante pour couvrir

tout l'objet examiné. Du fait que le tube est plus près de l'objet à étudier, la résolution spatiale est relativement dégradée.

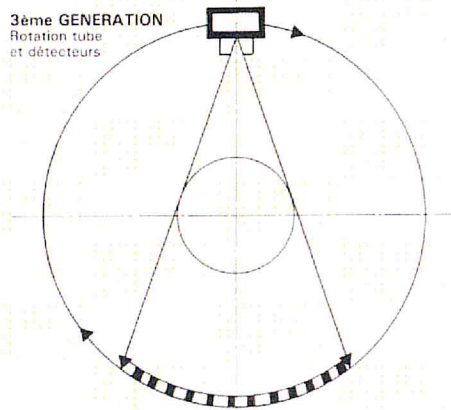


Figure 1.4 : Géométrie d'un scanner de la troisième génération

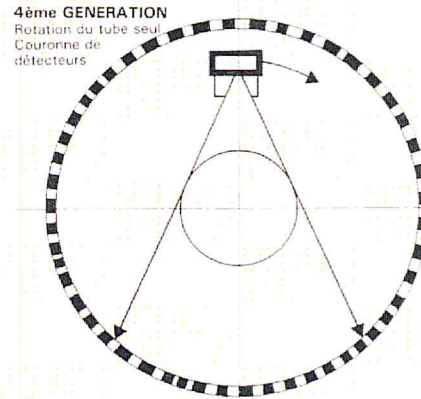


Figure 1.5 : Géométrie d'un scanner de la quatrième génération

I.3.4 Le scanner hélicoïdal

En 1989, le scanner apparait avec une nouvelle technique qui a été développée pour les études des régions soumises au mouvement respiratoire ou cardiaque : il s'agit du scanner hélicoïdal, qui repose sur la géométrie en éventail (fan beam) [Guerra, 2007].

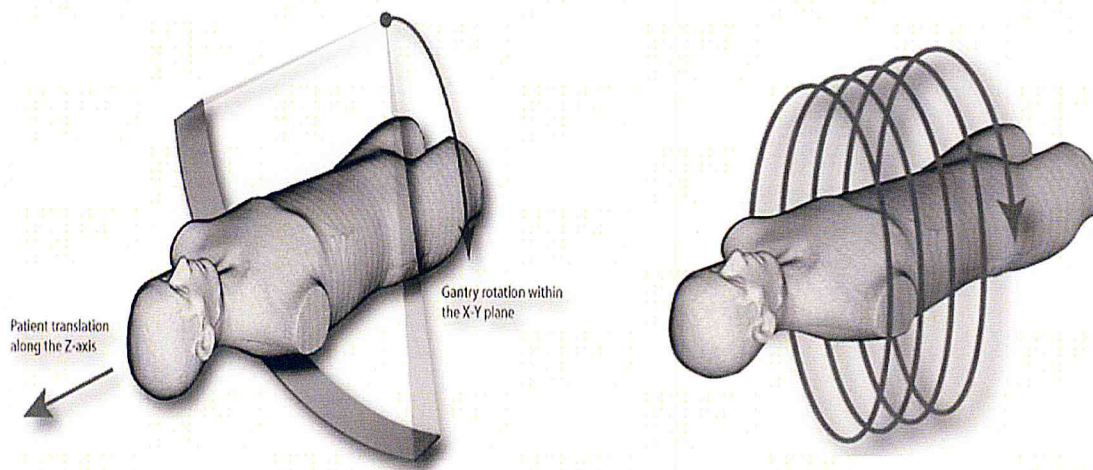


Figure 1.6 : Principe du mode hélicoïdal : déplacement simultané de la table avec l'ensemble tube-détecteur décrivant une hélice autour du patient

Le scanner hélicoïdal est caractérisé par une rotation continue du couple tube-détecteur pendant que la table se déplace durant l'acquisition. Le tube réalise ainsi un déplacement en hélice, décrivant un cylindre.

Avec toutes ces innovations, le scanner a gardé la même chaîne radiographique, avec une amélioration au niveau du principe du fonctionnement.

1.4 La chaîne radiologique

1.4.1 Tube à rayons X

Le tube à rayons X est relié à un générateur qui délivre une haute tension continue (80-140 kV) pour alimenter le tube à rayons X. Afin d'assurer une protection thermique, électrique et mécanique, le tube doit être entouré de plusieurs enveloppes de protection. Il est constitué d'une cathode (source) et d'une anode (cible).

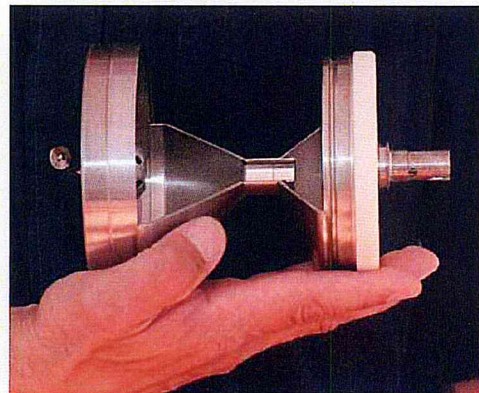
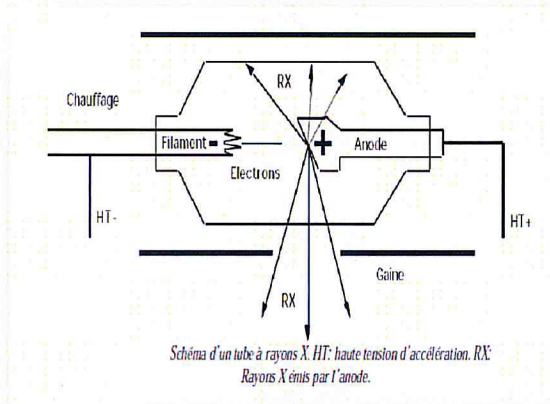


Figure 1.7 : Schéma d'un tube à rayons X émis par l'anode

Un filament chauffé aide les électrons à s'échapper, les électrons produits sont accélérés par une différence de potentiel entre la cathode et l'anode délivrée par le générateur. La surface de l'anode est oblique par rapport à la direction du faisceau d'électrons pour permettre au RX de sortir du tube. Les tubes doivent être extrêmement performant pour supporter les contraintes mécanique de la force centrifuge des statifs de dernière génération.

1.4.2 Collimation et filtration

La filtration et la collimation permettent la mise en forme du faisceau de RX :

- La filtration est obtenue par une lame métallique de faible épaisseur. Cette filtration sert à réduire l'irradiation et éliminer autant que possible les rayonnements basses énergies, qui irradient le patient mais ne participe pas à la formation de l'image car ils sont totalement absorbés par le corps.
- Les collimateurs permettent de réduire la dose délivrée au patient et améliorer la qualité de l'image. Il existe deux types de collimations :
 - ✓ *Collimateur primaire* qui est placé entre le tube à RX et le patient [Hsieh, 2003], permet de calibrer le faisceau en fonction de coupe désirée et limiter l'irradiation inutile.
 - ✓ *Collimateur secondaire* qui est placé avant le détecteur qui doit être parfaitement aligné avec le foyer et la collimation primaire. Il limite le rayonnement diffusé par le patient.

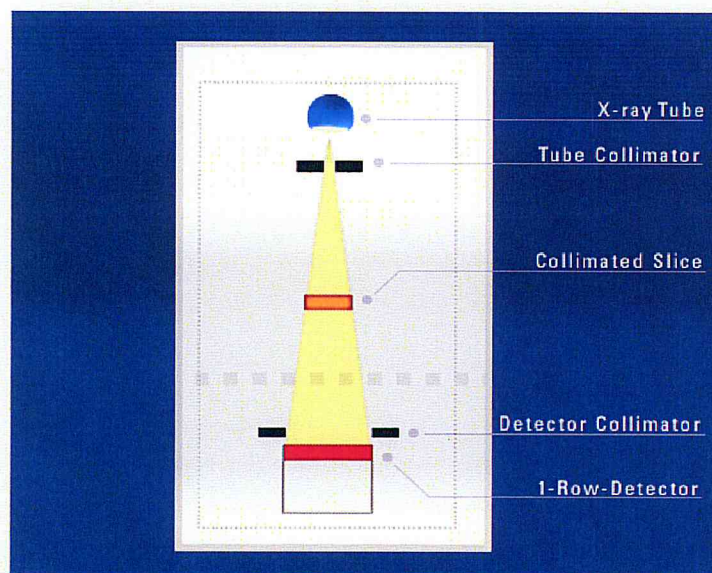


Figure 1.8 : Collimation primaire et secondaire

1.4.3 Détection

Le détecteur consiste à transformer les photons reçus par le patient en signal électrique affiché après traitement en image. Il existe plusieurs types de détecteurs, mais actuellement tous les scanners sont équipés de détecteurs solides, ils sont parfois nommés

incorrectement semi-conducteur. Les photons X sont absorbés par un scintillateur (céramique) et convertis en photons lumineux, eux mêmes convertis en signal électrique par une photodiode. Leur efficacité est excellente. Ils offrent des temps de réponse rapides et une faible rémanence.

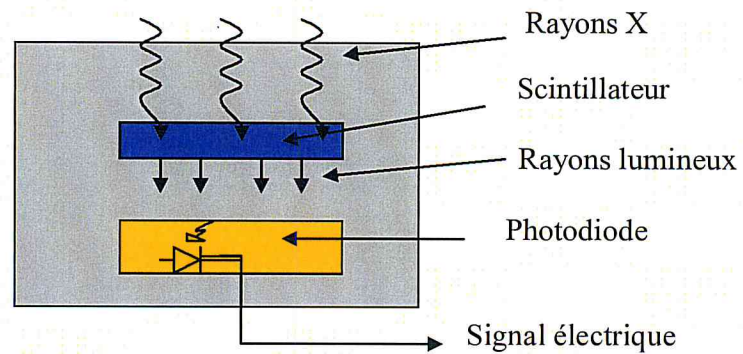


Figure 1.9 : Schéma de principe du détecteur solide

I.5 Principe physique

En scanographie, l'émetteur de rayons X effectue une rotation autour du patient, l'intensité I_0 du faisceau incident est mesurée en sortie du tube. L'intensité I ayant traversée le patient est aussi mesurée par les détecteurs placés après le patient (figure 1.10).

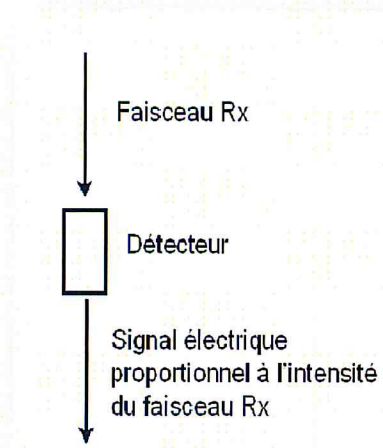


Figure 1.10 : Principe d'atténuation du faisceau RX à la traversée du patient

La formule de Beer Lambert d'absorption des RX (équation 1.1) dans la matière nous permet de déterminer le coefficient d'atténuation qui permet de caractériser le milieu [Kalender, 2005].

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (1.1)$$

Le coefficient d'atténuation est une grandeur de base en scanographie, l'atténuation du faisceau de photon incident résulte de l'absorption des photons par un atome et le transfert de leur énergie à l'un des électrons du système atomique qui sera excité ou ionisé si l'énergie est suffisante: c'est l'effet photo-électrique (figure 1.11a). Ils peuvent aussi être diffusés élastiquement par les atomes du milieu ou bien perdre de l'énergie dans une collision avec les électrons de la matière sans être absorbés (effet Compton) (figure 1.11b).

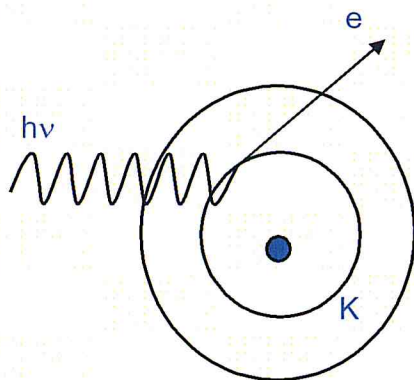


Figure (1.11a) : Effet photoélectrique

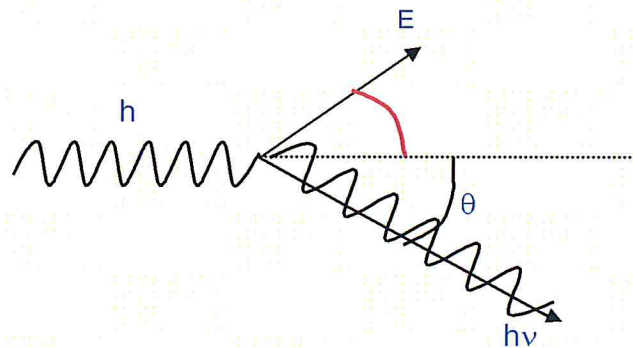


Figure (1.11b) : Effet Compton

Le cas le plus simple, est de mesurer l'atténuation d'un faisceau monochromatique ayant traversé un objet homogène. Quand l'épaisseur à traverser augmente, l'intensité du faisceau diminue de manière exponentielle.

$$\begin{aligned}
 I &= I_0 e^{-\mu d} \\
 \ln (I_0 / I) &= \mu d \\
 \Rightarrow \mu &= 1/d \ln (I_0 / I)
 \end{aligned} \quad (1.2)$$

I_0 : Intensité du faisceau incident,

I : Intensité du faisceau après traversé de l'objet étudié,

d : Epaisseur de l'objet à explorer,

μ : Coefficient d'atténuation linéique de l'objet homogène.

Dans le cas d'un faisceau ayant traversé un objet inhomogène, le coefficient d'atténuation dépend de l'atténuation de chaque rayon du faisceau.

$$I = I_0 e^{-(\mu_1 d_1 + \mu_2 d_2 + \dots + \mu_n d_n)} \quad \Rightarrow \quad I = I_0 e^{-\int \mu(x) dx} \quad (1.3)$$

L'image de la coupe d'un objet irradié par un faisceau de RX est reconstituée à partir d'un grand nombre de mesures du coefficient d'atténuation effectué selon diverses incidences. La matrice de scanographie récente varie entre 512*512 pixels, Ce qui présente un grand nombre de mesures et une bonne définition de l'image scanographique.

I.6 La réalisation d'une chaine de scanographie

I.6.1 Le système de mesure

Une source de RX émet un faisceau, l'intensité du faisceau atténué par l'objet est enregistrée par un détecteur qui est placé à l'opposé de la source. L'ensemble tube-détecteur est déplacé linéairement et l'intensité est mesurée en chaque point. Le résultat d'une telle translation est un profil d'intensité qui est converti en profil d'atténuation. Ce profil d'atténuation est appelé projection (figure 1.12).

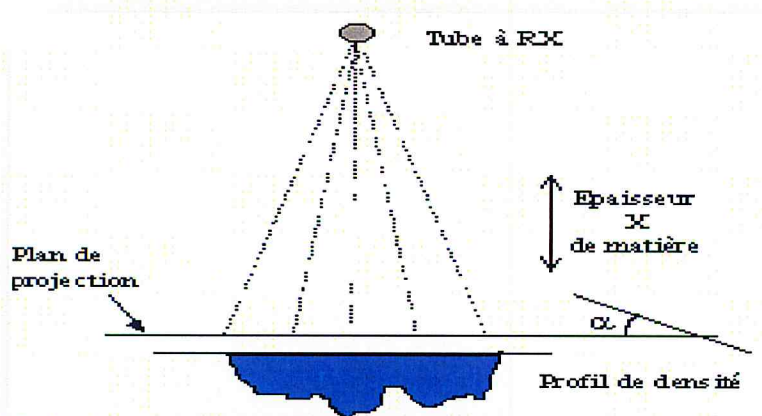


Figure 1.12 : Profil d'atténuation

L'ensemble de ces projections est ensuite transféré au système de calcul. Pour obtenir une image de bonne qualité en se basant sur le théorème de Radon. Un nombre très important de profils d'atténuation doit être mesuré dans toutes les directions [Guerra, 2007].

1.6.2 Le système de traitement du signal

Le rayonnement reçu par les détecteurs est converti en courant électrique en aboutissant à un signal qui va être amplifié et numérisé. La numérisation consiste à transformer le signal en données chiffrées qu'un ordinateur peut classer, stocker dans une matrice de reconstruction et traiter ensuite. On effectue pour cela deux opérations:

1. **Une rétroprojection:** consiste à projeter les valeurs numériques obtenues sur le plan image, en leur attribuant des coordonnées spatiales correspondantes à celle qu'elle avait dans le plan de coupe examiné.
2. **Le filtrage:** améliore la qualité de l'image de l'objet reconstruit, pour le rapprocher du model initial.

Ces opérations mathématiques ne peuvent être obtenues que par des ordinateurs. La reconstruction s'effectue par un calcul matriciel c'est la méthode de transformée de Radon et Fourier.

1.6.3 Le système de visualisation

La matrice est un tableau composé de n lignes et n colonnes définissant un nombre de carrés élémentaires ou pixels. Les matrices actuelles sont le plus souvent en 512^2 pixels. A chaque pixel de la matrice de reconstruction correspond une valeur d'atténuation ou de densité (figure 1.13), et chaque pixel est représenté sur l'image par une certaine valeur dans l'échelle des gris [Kalender, 2005].

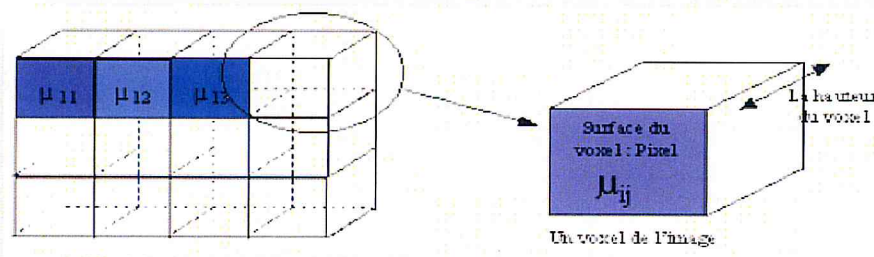


Figure 1.13 : Cartographie d'atténuation à 3 Dimensions

Les variations de densité enregistrées par l'appareil sont comprises entre -1000 (air) et +1000 (os) Unités Hounsfield (figure 1.14), le 0 étant la densité de l'eau. Il est nécessaire d'adapter l'image à la région à explorer de manière à exploiter au maximum les informations enregistrées. L'image est caractérisée par deux paramètres : La largeur de la fenêtre d'étude des densités et le niveau de la fenêtre qui doit être voisin de la valeur de densité moyenne des organes que l'on veut étudier.

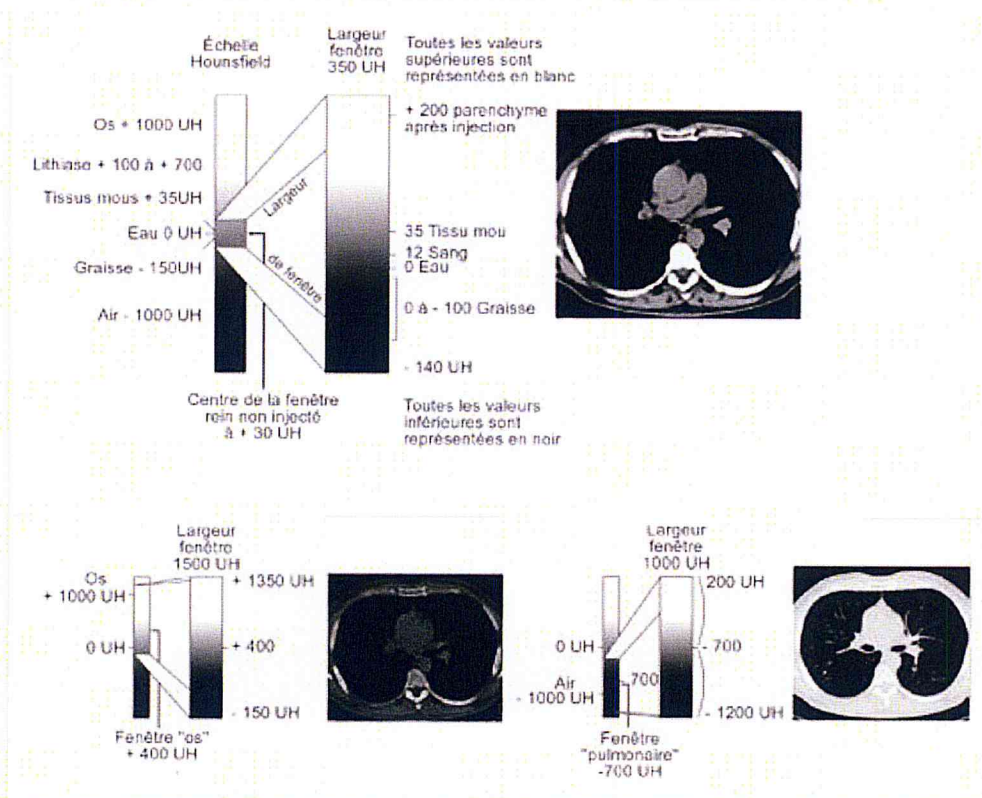


Figure 1.14 : Echelle Hounsfield et choix de la largeur de la fenêtre de visualisation

I.6.4 Le système d'enregistrement de données

Permet de ressortir à tout moment l'ensemble des données de l'examen par l'impression des films radiologiques, de dimensions variable, sur lesquels on peut enregistrer une ou plusieurs vues.

1.7 Le scanner dans les explorations cardiaques

Le cœur est un organe mobile dont la fréquence cardiaque est de 60 à 80 battements /min. Chacun de ses battements entraîne une séquence d'évènements, se fait en deux étapes majeures. La **systole**, qui est la phase d'éjection du sang par les oreillettes et les ventricules vers le système circulatoire. La **diastole** est la phase de relaxation de toutes les parties du cœur, permettant le remplissage des ventricules par les oreillettes (figure 1.15). Le cœur passe un tiers du temps en systole et deux tiers en diastole (figure 1.16).

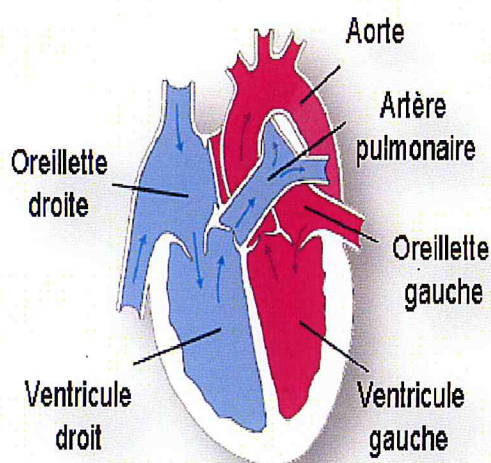


Figure 1.15 : Anatomie du cœur

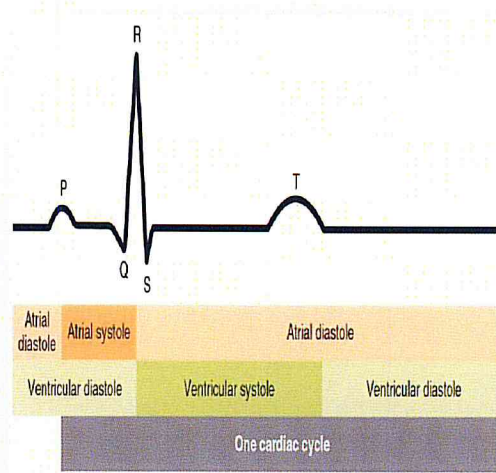
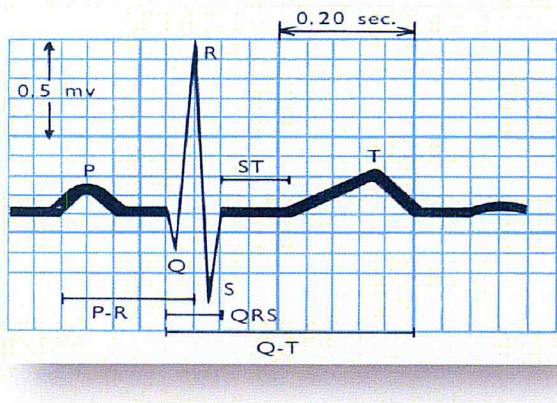


Figure 1.16 : Electrocardiogramme montrant une diastole et une systole lors d'une révolution cardiaque

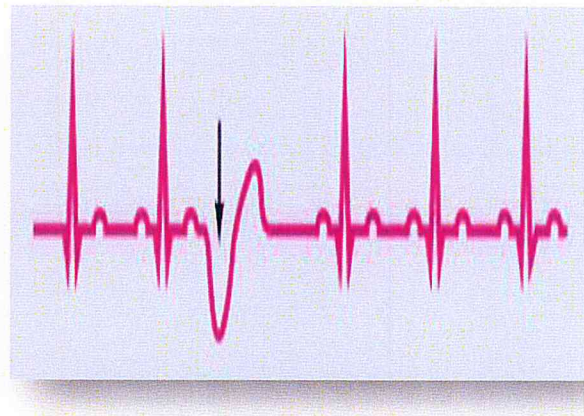
Le scanner cardiaque, est une nouvelle technique d'imagerie pour évaluer la structure du cœur et des gros vaisseaux autour du cœur, ainsi que la visualisation des artères coronaires. Les premiers scanners n'étaient pas adaptés à l'exploration cardiaque, l'acquisition d'une simple coupe nécessitait plusieurs secondes ce qui est impraticable pour un organe mobile. Ceci est devenu possible avec l'apparition des scanners dits «multi barrettes», qui permettent l'acquisition simultanée de plusieurs plans de coupe.

Ces appareils ultra modernes permettent la prise d'image du cœur comme s'il était figé (phase diastolique), et de reconstruire en 3 dimensions les vaisseaux sanguins et particulièrement les artères coronaires. Il est nécessaire de disposer d'un scanner permettant d'obtenir une résolution spatiale élevée, une résolution temporelle adaptée au

rythme cardiaque du patient, avec des techniques d'acquisition et de reconstruction des données permettant de réduire la dose tout en optimisant la qualité image. L'électrocardiogramme (ECG) est un appareil qui doit être couplé avec le scanner cardiaque, il permet de visualiser sur papier les ondes électriques qui parcourent le cœur (oreillettes et ventricules) et de vérifier si l'influx électrique est synchronisé. Le battement cardiaque normal se caractérise par le tracé suivant (figure 1.17) :



(a)



(b)

Figure 1.17 : Electrocardiogramme (ECG) : (a) normal, (b) anormal

- Onde P: Correspond à l'activation des oreillettes,
- Complexe QRS: Correspond à l'activation des ventricules,
- Onde T: Correspond à la repolarisation.

I.7.1 Les explorations cardiaques

Est une technique d'imagerie **non invasive**, qui utilise des rayons X, cet examen est réalisée par un scanner multi-barrettes, au minimum 64 barrettes, une centaine de coupes scanographiques sera réalisée durant quelques secondes. L'irradiation réalisée peut être de l'ordre de 15mSv, ce qui est relativement significatif. Les scanners cardiaques les plus récents de 320 et 640 barrettes (coupes) peuvent délivrer des doses de l'ordre de 1 à 3 mSv. Durant l'acquisition, ce scanner va se synchroniser avec l'électrocardiogramme (ECG) dans le but de calculer l'activité électrique du cœur qui varie en fonction de sa taille, de l'épaisseur

de ses parois et de son rythme. Afin de permettre une acquisition d'images de bonne qualité, le rythme cardiaque ne doit pas être trop rapide. Pour cela le médecin devra administrer des médicaments de la classe de bêtabloquants de courte durée d'action permettant de ralentir le cœur au moment de l'acquisition des images. La réalisation du scanner peut nécessiter l'injection d'un produit de contraste à base de l'iode pour augmenter le contraste de certains organes afin de mieux visualiser.

I.7.1.1 Scanner des artères coronaires (coro-CTA)

A pour but de fournir une cartographie des artères irrigant le muscle cardiaque et de visualiser les artères coronaires et de détecter si une ou plusieurs artères sont sténosées, qui peuvent nécessiter la réalisation complémentaire d'une coronarographie. L'examen est généralement réalisé avec injection de produit de contraste iodé, l'acquisition des images se fait avec des appareils récents au cours d'une courte apnée, d'une dizaine de secondes. Avec l'appareillage actuel, la résolution spatiale est de l'ordre de 600 μ m avec les scanners de 16 barrettes et de 400 μ m avec les appareils munis de 64 détecteurs. La résolution temporelle tend également à s'améliorer avec les appareils de nouvelle génération, passant de 210ms avec les 16 barrettes à 175ms et 83ms. La qualité du scanner des artères coronaires dépend également de la collaboration du patient puisque la technique est sensible au mouvement, et que le patient doit tenir sa respiration pendant au minimum 20s.

I.7.1.2 Calcul du score de calcium (score calcique)

Plusieurs études sur scanner ont montré que la quantification des calcifications coronarienne est un facteur prédictif de l'infarctus chez les patients ayant des douleurs thoraciques. Cette quantification est utile dans le suivi des traitements anti-lipidémies. Cette mesure est actuellement réalisable grâce à la synchronisation cardiaque à l'ECG. Le calcul du score de calcium peut visualiser les calcifications des artères coronaires et déterminer le score calcique qui est proportionnel à la quantité de plaques calcifiées présentes sur les artères coronaires. Plus ce score est important plus est censé être important le risque de survenue d'une pathologie coronarienne conduisant à un décès. Le score calcique réalisé sans injection d'iode, est peu irradiant.

I.7.2 Les différents modes du scanner cardiaque

I.7.2.1 Mode rétrospectif

Cette technique de synchronisation rétrospective a été la première utilisée. En synchronisation rétrospective à l'ECG, l'émission des rayons X ainsi que l'acquisition se font de façon continue durant la totalité de chaque cycle cardiaque 'systole' et 'diastole' lors du déplacement continu de la table d'examen (figure 1.18), il s'agit donc d'une acquisition hélicoïdale. Mais l'information n'est extraite que de la phase pendant laquelle le cœur est immobile, c'est la phase diastolique. Environ 80% de l'irradiation émise n'est pas utilisée pour créer l'image finale, l'irradiation utile qui est délivrée pendant la diastole ne représente que 20% de l'irradiation totale.

La synchronisation cardiaque rétrospective a l'avantage d'obtenir de coupes fines chevauchées et donc la reconstruction d'image dans différents plans de l'espace. Elle offre également des données suffisantes à des moments différents du cycle cardiaque afin d'analyser la dynamique des structures cardiovasculaire au cours du cycle cardiaque. Cette méthode est moins sensible aux variations de fréquence cardiaque en cours d'examen puisque l'irradiation est en mode continue.

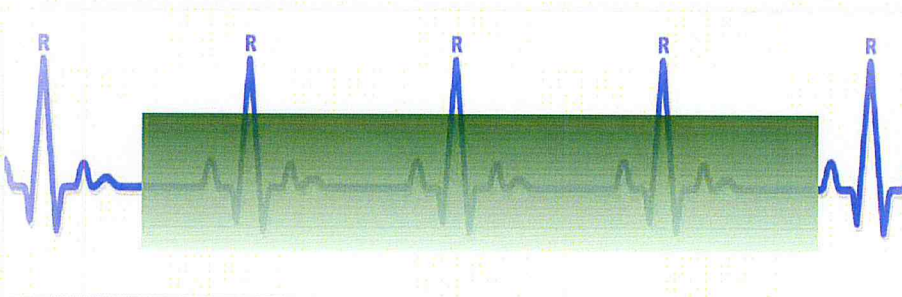


Figure 1.18 : Acquisition avec synchronisation rétrospective

I.7.2.2 Mode prospectif

C'est un nouveau mode d'acquisition. Le principe est simple: les RX ne sont lancés que sur une phase du cycle au préalable déterminée par l'opérateur pendant laquelle le cœur est supposé être immobile, c'est la phase diastolique (figure 1.19).

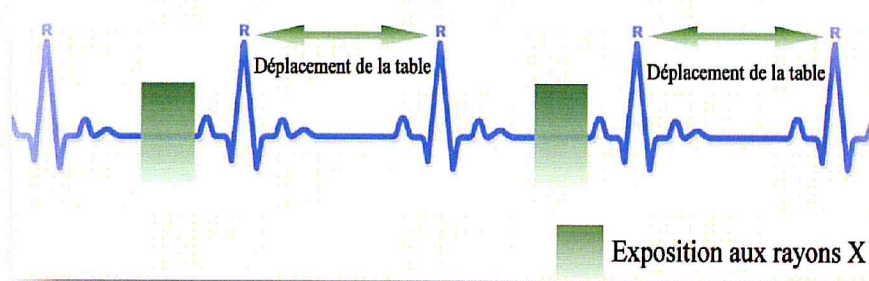


Figure 1.19: Acquisition avec synchronisation prospective

La source de rayons X est activée puis désactivée au cours du cycle cardiaque. L'obtention des images est immédiate. Les images acquises correspondent d'emblée à une fraction déterminée du cycle cardiaque. La synchronisation cardiaque prospective est donc sensible aux variations rapides de rythme cardiaque. D'autre part, la sélection de la période du cycle cardiaque pendant laquelle se fait l'acquisition tomodensitométrique est prédéterminée avant l'acquisition par l'opérateur. On ne dispose donc que d'image acquise pendant un seul moment du cycle cardiaque, qui peut être optimal pour certaines structures cardiovasculaire mais pas pour d'autres. D'autre part, la synchronisation prospective à l'ECG est associée à une réduction de la dose de radiation de l'ordre de 80% par rapport à la synchronisation rétrospective (figure 1.20). Si le scanner cardiaque démontre l'absence de lésions significative sur les artères coronaires, cela permet d'éviter la coronarographie qui est un examen invasif.

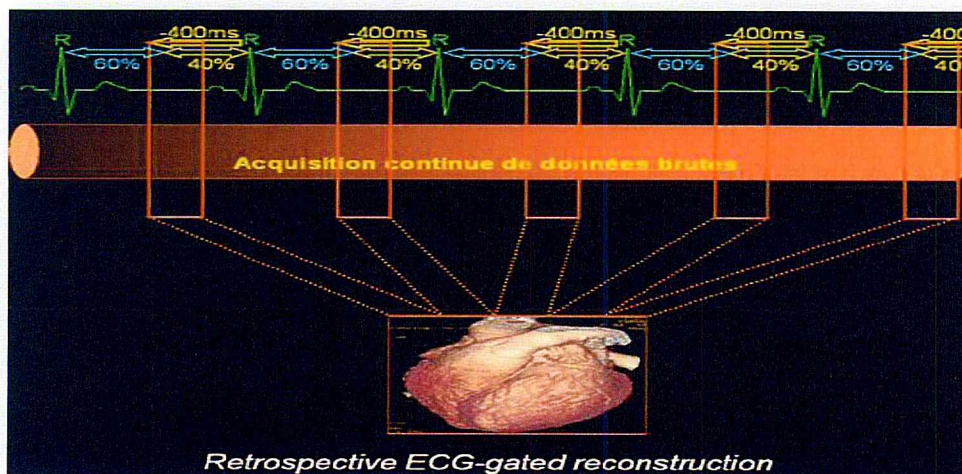


Figure 1.20 : Synchronisation prospective avec réduction de la dose

Q *UANTITES DOSIMETRIQUES SPECIFIQUES*

II.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons déterminer d'abord d'une manière générale les concepts de base de la dosimétrie (dose absorbée, dose équivalente et dose efficace). Par la suite, nous donnerons les différentes grandeurs dosimétriques spécifiques à la tomodensitométrie pour la quantification la dose délivrée au cours d'un examen en TDM tel que l'indice de dose de scanographie pondéré, l'indice de dose volumique et le produit dose longueur qui permet d'évaluer le détriment radiologique causé par l'examen par le calcul de la dose efficace.

II.2 Grandeurs dosimétriques

Un faisceau de particules traverse la matière, aboutit à un dépôt d'énergie dans cette matière, qui sera mesuré et calculé, on parle de la dose. La mesure et le calcul des doses de rayonnement sont appelés dosimétrie, qui est la détermination quantitative de la dose absorbée par un organisme ou un objet, elle consiste à mesurer ou à estimer des doses de rayonnement, afin de prévoir les effets des traitements, de mesurer l'énergie déposée dans les tissus lorsque les rayonnements ionisants sont utilisés à des fins diagnostiques et de définir des normes de protection vis-à-vis de ces rayonnements (radioprotection).

II.2.1 Dose absorbée

La dose absorbée est un concept fondamental, purement physique pour mesurer l'énergie d'un rayonnement ionisant déposée par unité de masse après traversé un objet (organe) [Aubert, 2005]. Son intérêt est de quantifier l'énergie déposée dans un tissu biologique pour prévoir les effets déterministes ou stochastiques d'une irradiation. L'unité de la dose dans le système international est le Gray (Gy). Elle correspond à une énergie déposée d'un joule dans un Kilogramme de matière (j/Kg). Elle est exprimée par l'équation suivante :

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2.1)$$

II.2. Dose équivalente

C'est la dose moyenne absorbée rapportée à l'ensemble du volume de l'organe considérée. Un facteur de pondération radiologique (w_R) est utilisé, qui tient compte du type de rayonnement (alpha, bêta, gamma, X, neutron). Le tableau (2.1) donne les différents facteurs de pondération selon la nature du rayonnement utilisé. Ceci permet de mettre en équivalence les différents types de rayonnements et leur efficacité biologique respective [CIPR103, 2009]. Les doses absorbées (D_R) sont multipliées par ce facteur de pondération radiologique respective pour donner la dose équivalente H_T (équation 2.2). L'unité de dose équivalente est le Sievert (Sv).

$$H_T = \sum_R W_R D_R \quad (2.2)$$

Tableau 2.1 : Les facteurs de pondérations des rayonnements

| Types de rayonnement | W_R |
|----------------------|--------|
| Photon | 1 |
| Electron | 1 |
| Proton | 5 |
| Neutron | 5 à 20 |
| Particule α | 20 |

Les doses absorbées ayant une valeur identique, n'ont pas nécessairement les mêmes effets biologiques. Par exemple, 1Gy de rayonnement α est plus nocif pour les tissus que 1 Gy de rayonnement β .

II.2.3 Dose efficace

La dose efficace est le meilleur indicateur de l'examen, car il prend en compte le type de rayonnement utilisé et la radiosensibilité de l'organe par rapport au rayonnement (W_T). A partir de la dose équivalente (H_T) et des facteurs de pondération des organes (tableau (2.2)), on peut calculer la dose efficace (équation 2.3). L'unité utilisée pour exprimer la dose

efficace est également le Sievert (Sv). La dose efficace est une grandeur utilisée en radioprotection, qui permet d'évaluer le risque d'apparition d'effets stochastique chez l'homme et ne se mesure pas, mais se calcule.

$$E = \sum_T W_T H_T \quad (2.3)$$

Tableau 2.2 : Facteurs de pondération des organes et des tissus [CIPR103, 2009]

| Tissu ou organe | w_i d'après la CIPR 60 | w_i d'après la CIPR 103 |
|----------------------|--------------------------|---------------------------|
| Gonades | 0,20 | 0,08 |
| Moelle osseuse rouge | 0,12 | 0,12 |
| Côlon | 0,12 | 0,12 |
| Poumon | 0,12 | 0,12 |
| Estomac | 0,12 | 0,12 |
| Sein | 0,05 | 0,12 |
| Foie | 0,05 | 0,04 |
| Œsophage | 0,05 | 0,04 |
| Thyroïde | 0,05 | 0,04 |
| Peau | 0,01 | 0,01 |
| Surface des os | 0,01 | 0,01 |
| Glandes salivaires | – | 0,01 |
| Cerveau | – | 0,01 |
| | | |
| $\sum w_i$ | 1,00 | 1,00 |

II.3 Grandeurs dosimétriques en scanographie

En scanographie, une des grandeurs spécifiques utilisées est l'index de dose CTDI (Computed Tomography Dose Index) [Shope, 1981], qui traduit la dose délivrée par coupe (figure 2.1). Dans le cas d'un scanner hélicoïdal, la machine mesure le CTDI au volume, ce qui permet de fournir le produit dose longueur (PDL), correspondant à la dose délivrée pour l'irradiation d'une longueur donnée, exprimé en mGy.cm.

II.3.1 Indice de dose de scanographie (CTDI)

Le CTDI est un indice de dose, qui correspond à l'intégral du profil de dose de la coupe, sur une longueur définie calculé le long de l'axe (Z) pour une coupe unique, divisée par l'épaisseur de la coupe (équation 2.4). Le CTDI est un indicateur de dose par unité de coupe

qui permet de comparer les doses délivrées par les protocoles d'imagerie et est utilisable comme outil d'optimisation. La valeur de cet indice conditionne à la fois les effets déterministes et stochastiques dus à l'irradiation, mais il ne permet pas de quantifier le risque individuel, car il ne tient pas compte de la sensibilité des tissus au rayonnement. Le CTDI est exprimé en m Gy.

$$\text{CTDI} = \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{+\infty} D(z) dz \quad (2.4)$$

T : représente l'épaisseur de coupe,

D(z) : distribution de la dose suivant l'axe longitudinal Z parallèle à l'axe de rotation.

II.3.2 Indice de dose de scanographie sur 100mm (CTDI₁₀₀)

La commission européenne recommande d'effectuer l'intégration sur une longueur fixe de 100mm pour toutes les mesures, le choix de cette longueur de référence correspond à la longueur d'une chambre crayon (figure 2.1). L'indice de dose est le rapport du profil de dose par l'épaisseur de la coupe d'irradiation (figure 2.2). C'est un index d'exposition quantifiant la dose délivrée en fonction des paramètres de la coupe dans un fantôme en PMMA (figure 2.3a). Ce fantôme peut avoir différentes dimensions afin de simuler la variation de tailles entre les patients (figure 2.3b). L'équation 2.5 donne l'expression du CTDI₁₀₀.

$$\text{CTDI}_{100} = \frac{1}{T} \int_{-50}^{+50} D(z) dz \quad (2.5)$$

- T : Epaisseur de coupe (mm)
- D(z) : Profil de dose (mGy)



Figure 2.1 : Chambre crayon CT de 100 mm

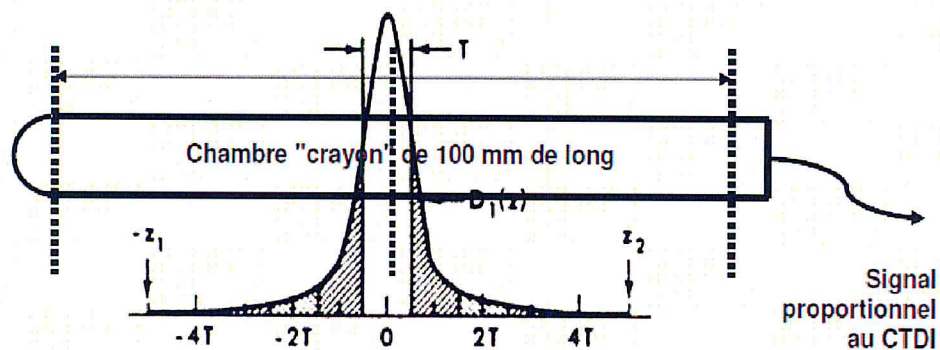
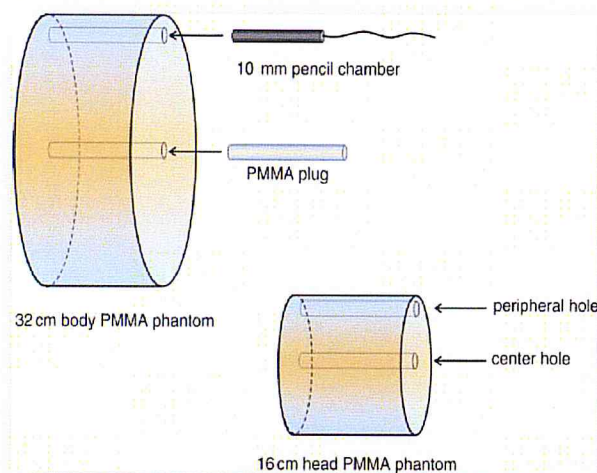
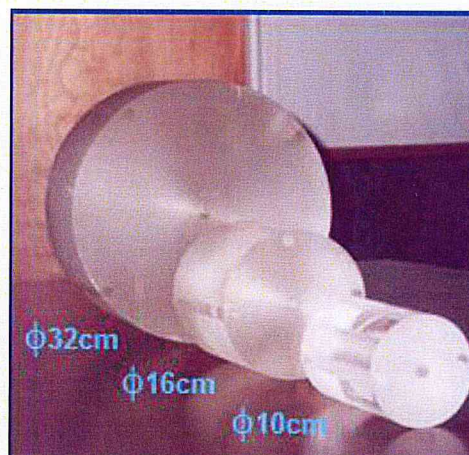


Figure 2.2 : Illustration du principe d'intégration du profil de dose d'une coupe pour mesurer le $CTDI_{100}$.



(a)



(b)

Figure 2.3 : (a) Mesure du $CTDI_{100}$ à l'aide d'un fantôme, (b) : Différents diamètres de fantômes en PMMA

II.3.3 Indice de dose scanographique pondéré ($CTDI_w$)

Les normes européennes et internationales imposent aux constructeurs d'afficher cet index sur la console. Il permet à l'utilisateur de connaître très précisément l'exposition résultant de l'examen. Cet indice permet de prendre en compte la variation de dose dans la coupe en pondérant les valeurs obtenues des mesure en périphérie ($CTDI_p$) et au centre ($CTDI_c$) d'un fantôme (figure 2.4). Cette grandeur est représentée dans l'équation (2.6).

$$CTDI_w = \frac{1}{3}CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \left[\frac{1}{4} \sum CTDI_{100,p} \right] \quad (2.6)$$

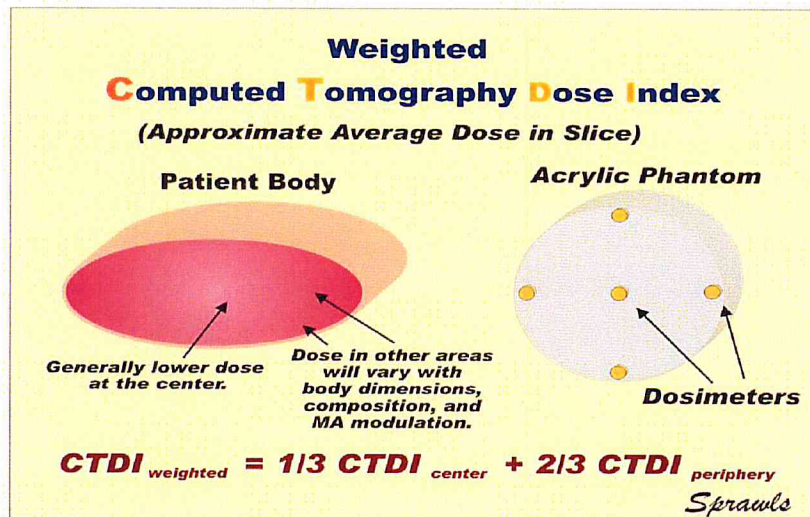


Figure 2.4 : Points de mesure du $CTDI_w$ dans le fantôme en PMMA

II.3.4 Indice de dose de scanographie volumique ($CTDI_{vol}$)

Dans le cas des acquisitions en mode hélicoïdal, le CTDI est modifié par le pas de l'hélice (ou pitch) défini par l'équation suivante:

$$Pitch = \frac{\Delta d}{N \times T} \quad (2.7)$$

Où :

- Δd : distance parcourue par la table pour une rotation de tube de 360° .
- N : nombre de coupes obtenu pour une rotation du tube de 360° .
- T : épaisseur nominale des coupes.

L'indice de dose volumique (mGy) est défini alors par l'expression suivante.

$$CTDI_v = \frac{CTD_w}{Pitch} \quad (2.8)$$

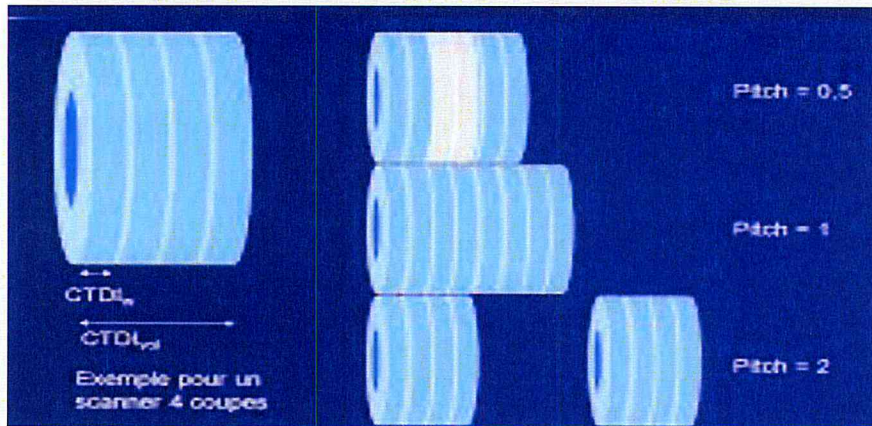


Figure 2.5: Mesure du $CTDI_{vol}$

II.3.5 Produit dose longueur (PDL)

Afin d'exprimer la dose reçue pendant un examen complet, on recourt au PDL, produit dose longueur qui est le meilleur indicateur de l'exposition du patient. Le produit dose longueur, PDL (mGy*cm) représente l'exposition totale du patient en affectant la dose au volume exploré (figure 2.6).

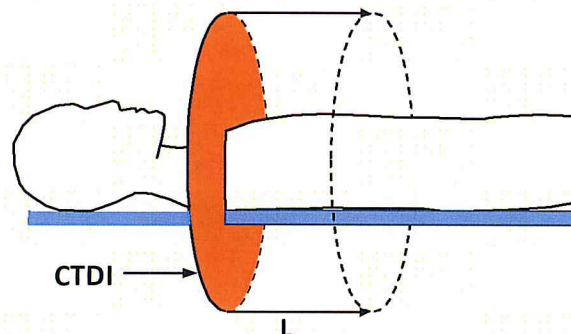


Figure 2.6: Schéma mettant en évidence le calcul du PDL

Cette valeur est affichée sur toutes les consoles de scanner, au moment de la programmation ou à la fin de l'examen. Le PDL est égal au produit de l'indice de dose volumique ($CTDI_v$) par la longueur explorée L (équation 2.9).

$$PDL = CTDI_v * L \quad (2.9)$$

L : étant la longueur d'acquisition, programmée sur le topogramme (cm).

II.3.6 Dose efficace (E_{mSv})

Des facteurs de conversion permettent d'estimer très simplement l'ordre de grandeur de la dose efficace. Pour chaque examen, en multipliant le PDL relevé en TDM par un coefficient de conversion (E_{PDL}) dépendant de la zone explorée (équation 2.10).

$$E_{mSv} = PDL * E_{PDL} \quad (2.10)$$

Tableau 2.3: Valeurs des facteurs de conversion E_{PDL} permettant de passer du produit dose longueur en m Gy*cm à la dose efficace en m Sv [Eur16262]

| Région | Facteur de conversion |
|---------|-----------------------|
| Tête | 0.0021 |
| Cou | 0.0052 |
| Thorax | 0.017 |
| Abdomen | 0.015 |
| Pelvis | 0.016 |

II.4 Les facteurs qui influencent la dose

II.4.1 Tension (kV)

C'est la tension délivrée entre l'anode et la cathode du tube à RX, le générateur est l'élément responsable. La tension peut atteindre jusqu'à 140 KV. Cette tension dépend du pouvoir de pénétration du faisceau. Ce paramètre varie en fonction du type d'examen à réaliser (un examen de scanner d'os demande beaucoup de kV par rapport à un examen de tissus mous) et de la corpulence du patient. La dose délivrée est proportionnelle au carré de la tension (si en travaillant à 120 KV plutôt que 140KV, on peut réduire la dose 50%).

II.4.2 Intensité (mA)

L'intensité exprime directement la quantité de photons émise en mA, mais en pratique la grandeur utilisée pendant l'acquisition est la charge du tube, exprimée en mAs. C'est le paramètre le plus facilement corrélé à la dose. Mais, la réduction de dose que l'on peut

obtenir en diminuant la charge est limitée par l'augmentation du bruit qui en résulte. En effet le bruit est inversement proportionnel à la racine carré de la charge.

M **ATERIEL ET METHODES**

III.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons montrer comment le scanner à 320 barrettes permet d'explorer des structures tridimensionnelles (volumiques) d'organes en mouvement (dynamique) avec une très haute résolution et en une seule rotation « One » du tube à RX. Dans ce cas d'examens, la résolution temporelle et spatiale sont hautement exigées. Nous présenterons le matériel utilisé et nous détaillerons la méthodologie adoptée tout le long du travail.

III.2 Matériel

III.2.1 Installation scanographique

Les mesures expérimentales ont été réalisées au Centre National d'Imagerie Médicale (CNIM) au CHU Bab El Oued autour d'un scanner multi coupes « Aquilion One » 320 coupes (figure 3.1) réceptionné en 2008.

Le scanner « Aquilion One » est muni d'un détecteur de 16 cm (320 * 0.5mm) permettant la couverture de tous les organes en une seule rotation [Rogalla, 2008]. Ce scanner gère la dosimétrie sur ses appareils grâce aux quantités dosimétriques disponibles (CTDI_{vo}, PDL).

Des techniques software et hardware permettent de réduire la dose donnée au patient, tels que les détecteurs 'Quantum' qui grâce à leur sensibilité, permettent de réaliser des examens avec moins de dose, le filtre dose *Wedge-algorithme* de reconstruction Cône Beam, diminue la dose périphérique lors des examens de petites structures 30%, le filtre Wedge combiné avec l'application *Sure-Fluoro*, permet une réduction de 50% de la dose. Le logiciel

Real- IEC, adapte automatiquement la charge (mAs) en fonction de l'atténuation du patient et ce dans les trois plans de l'espace permettant jusqu'à 30% de réduction.



Figure 3.1: Scanner volumique dynamique à 320 barrettes « AQUILION One » de Toshiba

Pour les examens cardiaques, chaque volume, reconstruit en 3D, visualise les artères coronaires au même moment (iso-phasique) offrant ainsi une densité homogène sur l'ensemble des vaisseaux. La couverture exclusive de 16 cm dans l'axe des 'z' de l'Aquilion One permet d'acquérir le cœur en une seule rotation, permettant ainsi une répartition temporelle homogène des contrastes. L'enjeu actuel est de pouvoir réaliser des examens sur des patients quel que soit leur rythme cardiaque sans le ralentir par des bêtabloquants.

Les caractéristiques principales de l'AQUILION One sont (tableau 3.1) :

1. Acquisition de l'ensemble du cœur au même moment: Résolution temporelle uniforme,
2. Précision du diagnostic : La perfusion myocardique associée au scanner coronaire (Coro-scanner) permet d'évaluer avec précision la perfusion myocardique et d'identifier les artères coronaires responsables d'ischémies,

3. Dose très faible: toutes les données de perfusion nécessaire peuvent être obtenues sur une seule acquisition.

Tableau 3.1: Caractéristiques spécifiques de l'installation scanographique

| Paramètres | Spécification |
|--|---|
| Mode | Multi-coupes |
| Gamme de tension (kV) | 80, 100, 120 et 135 |
| Gamme de courant (mA) | 100-500 |
| Coupes par rotation | 320 x 0.5 mm |
| Vitesses de rotation (s) | 0.35, 0.375, 0.4, 0.45, 0.5, 0.6, 0.75, 1, 1.5 |
| Taille du foyer (mm) | (0.8 * 0.9) & (1.6*1.4) |
| Diamètre du portique (cm) | 72 |
| Distance Foyer-Détecteur (mm) | 1072 |
| Largeur maximale du faisceau (cm) | 16 |
| Capacité calorifique (MHU) | 7.5 |
| Champ de vue (mm) | 500 |
| Matrice de reconstruction | 512 * 512 |

III.2.2 Système de synchronisation à l'ECG

Parmi les facteurs responsables de la qualité de l'image, la synchronisation à l'ECG. C'est un paramètre essentiel pour réaliser un examen de CT cardiaque. L'acquisition est toujours couplée à l'enregistrement ECG.

Les courants électriques qui circulent dans le cœur entraînent des potentiels électriques responsables de l'activité musculaire cardiaque. Cette activité est recueillie par des électrodes, qui sont placées sur le patient, au niveau des chevilles, des poignets et six au niveau du torse (figure3.2), le tracé apparaît sur la console de visualisation et est immédiatement interprétable [figure 3.3]. L'ECG à 12 dérivations, ont été standardisés par une convention internationale [Sende, 2003]. Elles permettent d'avoir une information tridimensionnelle de l'activité électrique du cœur.

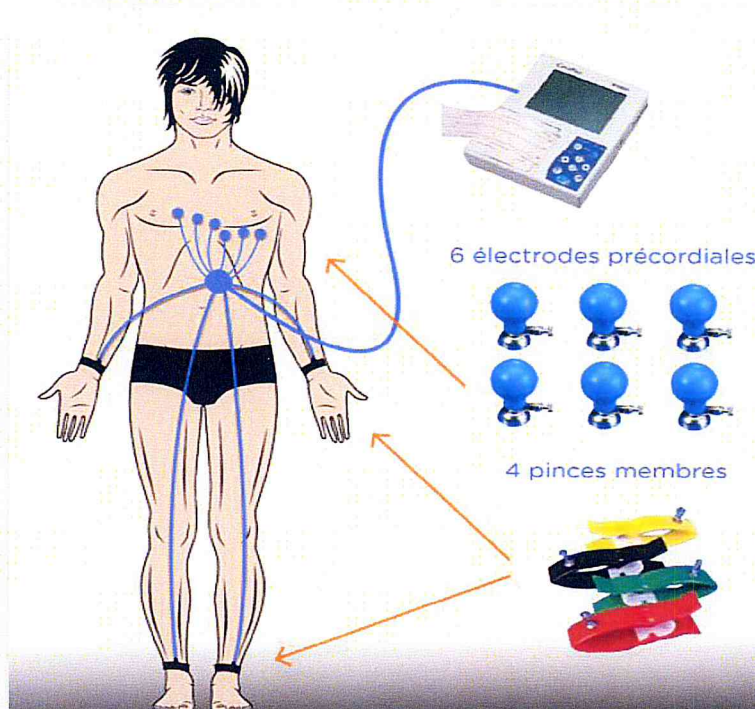


Figure 3.2 : Branchement des électrodes de l'ECG

L'instrument utilisé pour la synchronisation à l'ECG est de marque « Ivy-Cardiac Trigger Monitor Modèle 3000T » exclusivement destiné aux scanner Toshiba (figure 3.3).

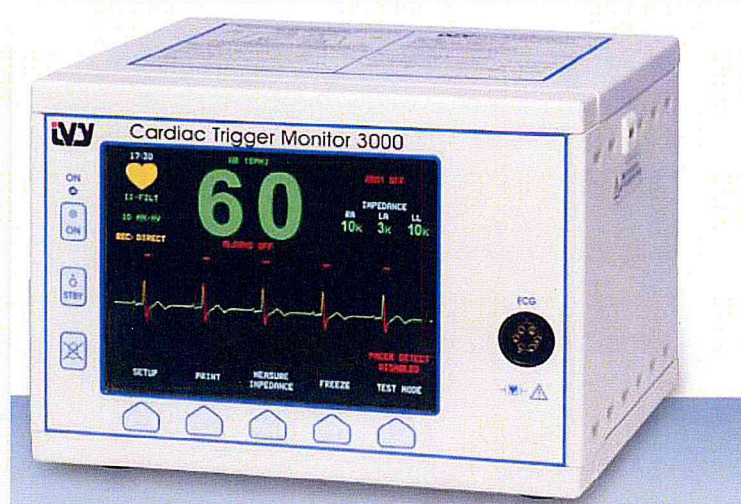


Figure 3.3 : Système de synchronisation avec l'ECG Modèle 3000T [Ivy]

Il permet une synchronisation avec l'ECG, l'onde R définit le point de départ utilisé pour la reconstruction de l'image (figure 3.4). Le moniteur mesure l'impédance entre la peau du patient et chaque électrode de l'ECG. Un signe lumineux indique l'instant de déclenchement de chaque impulsion de synchronisation à l'ECG.

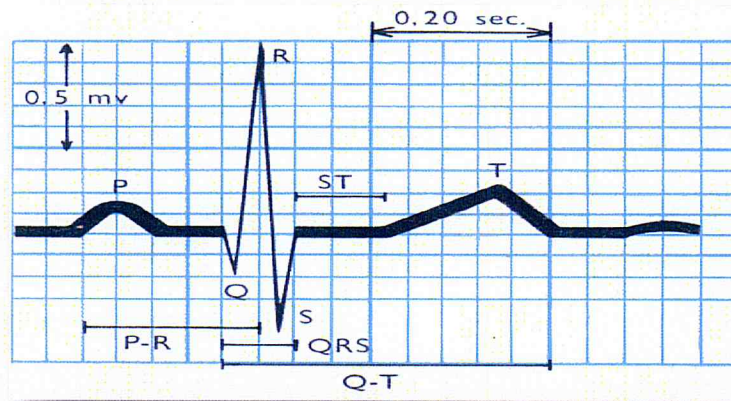


Figure 3.4 : Un électrocardiogramme normal

III.2.3 Injecteur de produit de contraste

Le produit de contraste est introduit dans le système artériel grâce à l'injecteur double tête StellandD conçu pour les examens TDM vasculaire et cardiaque. C'est un injecteur automatique dont on peut programmer le débit. Il répond aux exigences de performance souhaitées par les utilisateurs lors d'examens TDM (figure 3.5). L'injecteur StellantD est invariablement fiable, simple et sûr à utiliser grâce aux sécurités intégrées dans chaque élément, de la double tête à l'interface utilisateur en passant par l'embout de purge (figure 3.5). Il génère une redistribution idéale du produit de contraste pour un rehaussement optimum et permet une injection précise au meilleur moment. Grâce à la capacité d'injection simultanée de l'option DualFlow, on peut injecter le produit de contraste et le sérum physiologique en même temps [Medrad]. La précision avec laquelle est faite cette injection et la possibilité de suivre les graphiques d'injection en temps réel sont indispensables pour la réussite de l'examen (Figure 3.6). Avant l'injection du produit de contraste, il est indispensable de s'assurer que la seringue contient suffisamment de produit et que le système dans son ensemble est parfaitement purgé et ne contient aucune bulle d'air. L'image obtenue sera d'autant meilleure que le produit de contraste aura été injecté à proximité de la région à examiner



Figure 3.5: injecteur StallantD (double tête)

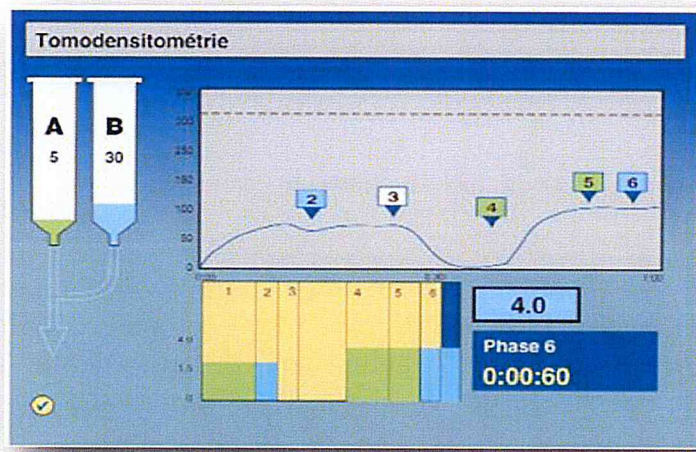


Figure 3.6: Affichage en point réel de la pression d'injection

III.3 Méthodes

III.3.1 Données « patient » et types de procédures sélectionnées

Il existe différents examens comme « Calcium Score (volume), Cardiac Prospective CTA > 65 BPM, Cardiac Prospective CTA < 65 BPM, Ultra TRIPLE Gated 250-8s, Cardiac Dynamic ECG gated 4s ou Cardiac CTA/CFA» (figure 3.7).

| Group A | | | Group B | | | Group C | | |
|-------------------|-------|--------|---------|------|---|----------------------------------|-----|--------|
| THORAX | 10 mm | 300-2s | 96 | SUFF | L | Calcium Score (Volume) | 102 | SUFF M |
| THORAX | 7 mm | 300-2s | 97 | SUFF | L | Cardiac Prospective CTA < 65 BPM | 103 | SUFF M |
| THORAX | 5 mm | 300-2s | 98 | SUFF | L | Cardiac Prospective CTA > 65 BPM | 104 | SUFF M |
| BILAN D EXTENSION | | 650-5s | 99 | SUFF | L | Cardiac CTA / CFA | 105 | SUFF M |
| H.R.C.T. THORAX | | 300-3s | 100 | SUFF | L | Ultra TRIPLE Gated 250- 8 s | 106 | SUFF L |
| THORAX Multi | | 300-3s | 101 | SUFF | L | CTA / CFA + DELAY MYOCARDIUM | 107 | SUFF M |

| Group A | | | Group B | | | Group C | | |
|--------------------------------|--|--|---------|------|---|---------------------------------|------------|------------|
| 4D Dynamic Lung - 10 s | | | 108 | SUFF | L | Ultra PULMONARY | 300-3mm-2s | 114 SUFF L |
| Prospective CTA+ CORO VEN Dyn | | | 109 | SUFF | M | PULMONARY + PHLEB | 250-3mm-4s | 115 SUFF L |
| Ultra CORO ECG + AORT not | | | 110 | SUFF | L | PULMONARY GATED | 8 s | 116 SUFF M |
| Calcium Score fat (Volume) | | | 111 | SUFF | L | PULMONARY Dynamic 12 s (Volume) | | 117 SUFF L |
| Card Prospect CTA FAT < 65 BPM | | | 112 | SUFF | L | HCT GATED CHEST | 230-3mm-5s | 118 SUFF M |
| Card Prospect CTA FAT > 65 BPM | | | 113 | SUFF | L | Bypass Prospective CTA W-Volume | | 119 SUFF M |

Figure 3.7 : Interfaces des protocoles des examens (Thorax) disponible sur le scanner Aquilion One

Deux procédures cardiaques ont été prises en considération dans cette étude. Il s'agit de l'examen du score calcique (calcium score) et de l'examen coronaire coro-CTA en mode prospectif (cardiac protective CTA). Un échantillon de patients de 69 a été pris en considération (tableau (3.2)). Pour chaque patient, nous avons noté le sexe, l'âge, le poids, le type d'examen, les paramètres d'irradiation (temps de rotation, tension, charge...) et le nombre de battements du cœur par minute (BPM).

Vu le nombre de patients non important pour l'examen du score calcique, nous avons plutôt focalisé notre étude sur l'examen coronaire coro-CTA prospectif où l'échantillon est plus représentatif.

Tableau 3.2 : Types d'examens considérés

| Type d'examen | Description/commentaire |
|---|---|
| Calcium Score (Volume) | C'est une évaluation de la calcification coronarienne chez des patients habituellement asymptomatiques, avec facteurs de risques familiaux ou autres. |
| Cardiac Prospective CTA < 65 ou > 65 BPM | C'est un examen des artères coronaires qui a pour but de fournir une cartographie des artères irriguant le muscle cardiaque (artères coronaires) et de visualiser leurs lésions, l'acquisition des données est faite lors d'une fraction du cycle cardiaque, prédéterminée par l'opérateur avant l'acquisition. Le mode d'acquisition est séquentiel. |

III.3.2 Déroulement de l'examen

L'examen en lui-même n'est pas douloureux, le patient est allongé sur un lit d'examen qui va se déplacer lentement à travers un large anneau (figure 3.8). Les bras seront derrière la tête, l'examen est généralement rapide et la coopération du patient est très importante.

Afin de permettre une acquisition d'images de bonne qualité, le rythme cardiaque ne doit pas être trop rapide. Ceci permet d'éviter le flou cinétique sur l'image scanographique. Pour cela, le médecin devra administrer aux patients des médicaments de la classe des bêtabloquants.

Les électrodes thoraciques sont ensuite posées sur le thorax, pour permettre la synchronisation à l'ECG. Ensuite, à l'aide d'un injecteur de type StallantD, le patient est injecté avec un produit de contraste, le plus souvent au pli du coude. La tension et le courant sont ajustés selon la corpulence du patient, afin d'optimiser la dose sans compromettre la qualité des images. Il est très important de bien maintenir l'apnée, le test d'apnée est automatisé par la fonction $SURE_{cardio}$ qui sert à choisir automatiquement tous les autres

III.3.3 Protocoles d'injection

Le produit de contraste par définition, comporte de l'iode. Leur efficacité est directement proportionnelle à leur teneur en iode. Du fait de son numéro atomique élevé ($Z= 53$), l'iode est un bon absorbant des rayons X, essentiellement par effet photoélectrique. Cette interaction ne crée pas de rayonnement diffusé, car le photon après collision avec les électrons des orbitales internes de l'atome d'iode est totalement absorbé. Les produits de contraste iodés offrent donc un excellent contraste sur l'image entre les territoires dont ils rehaussent la densité et les zones adjacentes (figure 3.10). Le choix du produit de contraste et des protocoles d'injection est très important. La concentration doit être de 300 à 400 mg Iode/ml, la quantité délivrée est de 70 à 90 cc et un débit élevé de 4ml/s jusqu'à 7ml/s.

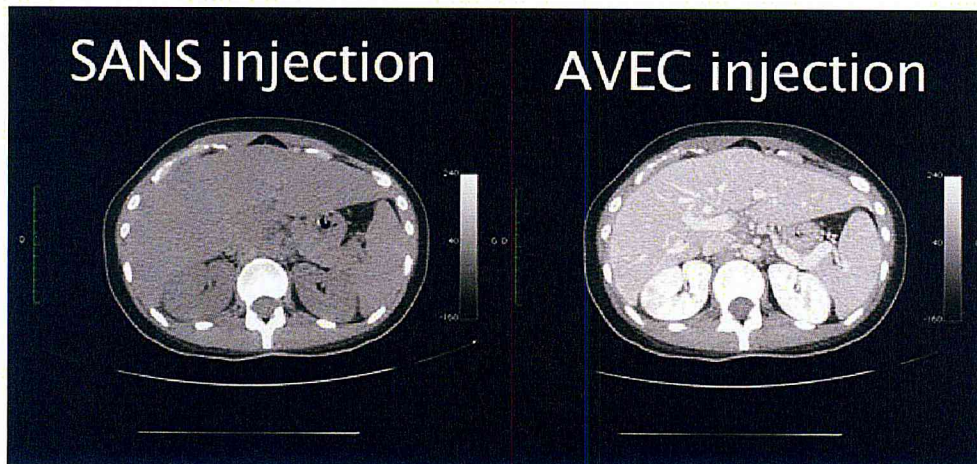


Figure 3.10 : Intérêt du produit de contraste

Deux protocoles d'injections pour l'examen CT cardiaque sont utilisés :

- Un protocole qui assure le lavage total du côté droit du cœur. Les artefacts de contraste non dilué sont éliminés permettant de fournir une excellente visualisation de l'artère coronaire droite.
- Un protocole qui permet de maintenir une qualité du produit de contraste dans le côté droit du cœur. Ceci réduit les artefacts et maintient une opacification adéquate du ventricule droit et améliore la détection de la paroi du ventricule septal pour l'examen.

L'injection commence par introduire du sérum physiologique (20 ml) pendant 3 à 4 secondes pour s'assurer que l'injection suit le bon chemin. L'injection de contraste suit le sérum et dépend du protocole utilisé mono ou bi-phasique (tableau 3.3 & 3.4). A la fin, une réinjection du sérum (50 ml) pendant 10 s est faite afin d'éliminer le produit de contraste (lavage). L'examen est généralement réalisé avec un produit de contraste iodé de concentration d'au moins 350 mg/ml (figure 3.11).

Tableau 3.3: Protocole d'injection monophasique

| Produit injecté | Débit (ml/s) | Quantité (ml) | Temps (s) |
|--------------------------------|--------------|---------------|-----------|
| Phase 0 (Sérum) | 5.0 | 20 | 4 |
| Phase 1 (produit de contraste) | 5.0 | 70 | 14 |
| Phase 2 (Sérum) | 5.0 | 50 | 10 |

Tableau 3.4: Protocole d'injection bi-phasique

| Produit injecté | Débit (ml/s) | Quantité (ml) | Temps (s) |
|-----------------------------------|--------------|---------------|-----------|
| Phase 0 (Sérum) | 5.0 | 20 | 4 |
| Phase 1 (Contraste) | 5.0 | 60 | 12 |
| Phase 2 (Contraste 30%/70% sérum) | 5 | 30 | 6 |
| Phase 3 (Sérum) | 5.0 | 50 | 10 |

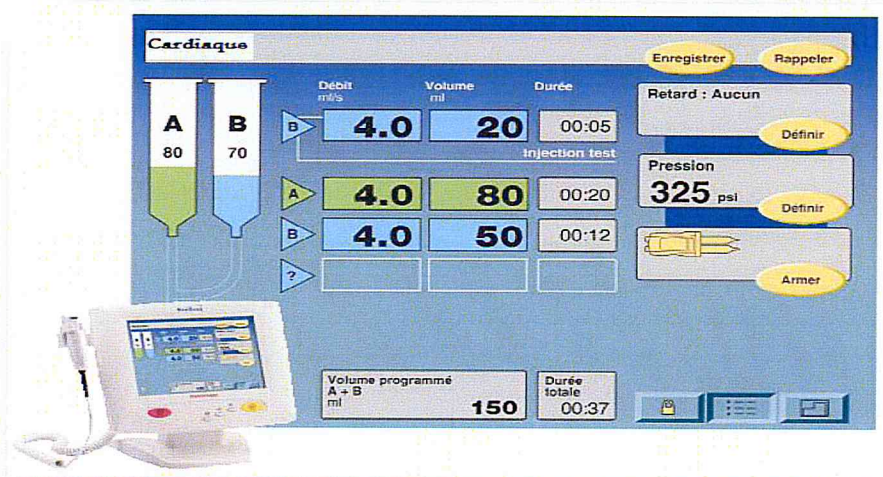


Figure 3.11 : Interface du logiciel d'injection [Medrad]

III.3.4 Paramètres d'acquisition

La réussite d'un examen de scanner des artères coronaires nécessite une technique rigoureuse, après la préparation et l'installation du patient dans la salle de scanner, la réalisation d'un topo gramme de face et de profil est importante, car cela permet de repérer la zone à étudier et d'utiliser la modulation automatique de la dose dans les trois plans de l'espace (x, y et z). Le but est d'adapter les paramètres d'acquisition à la corpulence de chaque patient et obtenir un niveau de qualité d'image acceptable (figure 3.12).

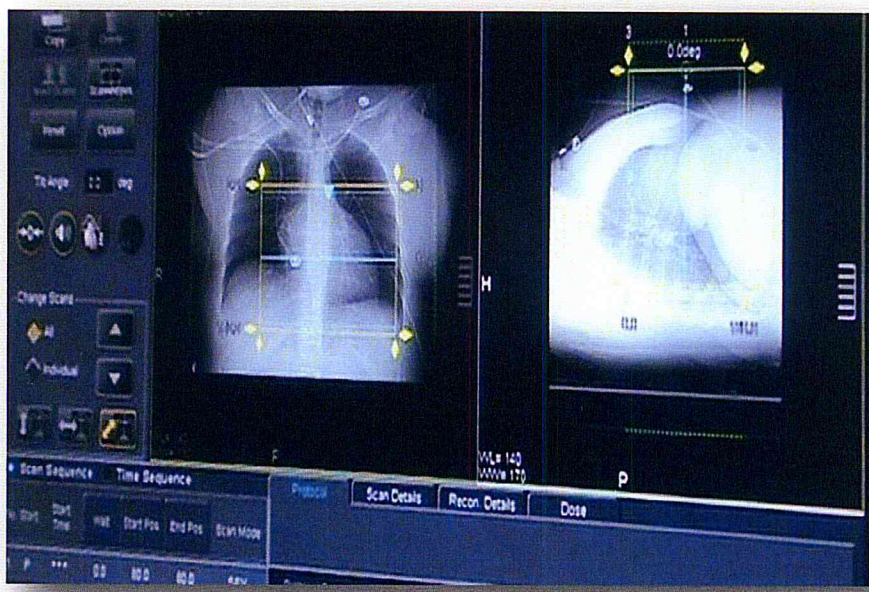


Figure 3.12 : Repérage de la zone d'intérêt sur le topogramme

Ces examens, ont été réalisés avec une tension fixe de 120 kV et une modulation automatique des milliampères (maximum 500 mA et minimum 50mA) dans les trois plans (x, y et z) et avec un filtre standard mou. La modulation du courant correspond à une réduction de la dose reçue par le patient en diminuant l'intensité du tube à rayons X (ampérage), qui peut être régler par le manipulateur au cours de la systole. Dans ce cas, la table est immobile (correspond au pitch égal à 1), pour des différents temps de rotation (0.35 s, 0.375 s, 0.4 s) et différentes collimations (240*0.5, 280*0.5, 320*0.5).



Figure 3.13 : Interface de programmation des différents paramètres d'acquisition avant tout examen

III.3.5 Evaluation de la dose au patient

La dose reçue par chaque patient est directement affichée sur la console ou tirée du rapport électronique de l'examen. Pour chaque patient et dans chaque rapport, toutes les informations dosimétriques sont décrites en détail. Il s'agit des deux paramètres dosimétriques importants en scanographie :

- $CTDI_{vol,e}$: Index de dose scanographique volumique étendu exprimé en mGy (computed tomographic dose index extended).
- PDL_e : Produit dose longueur étendu exprimé en mGy.cm.

Le terme « étendu » est lié à la nécessité d'extrapoler les valeurs du $CTDI_{vol}$ et PDL à partir des relevés de dosimétrie classique compte tenu de la largeur importante du système de détection de scanner 320 détecteurs (> 100 mm).

R *ESULTATS ET DISCUSSIONS*

IV.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous présenterons les résultats obtenus des doses reçues sur patients en déterminant l'indice de dose scanographique volumique ($CTDI_{vol}$), le produit dose longueur (PDL) ainsi que la dose efficace (E_{msv}) sur un nombre de patients pour les procédures de CT cardiaque score calcique (calcium scoring) et Coroscanner (Coro-CTA). Les résultats seront présentés en étudiant l'influence des paramètres d'acquisition sur la dose reçue. Les paramètres pris en considération sont la charge (mAs), le nombre de battements par minute (BPM), la longueur irradiée (L),.... Nous présenterons à la fin une stratégie de réduction de la dose aux patients en faisant une tentative de réduction de la tension qui était habituellement standard (120 kV).

IV.2 Paramètres d'irradiation utilisés

Le tableau IV.1 regroupe les paramètres d'irradiation utilisés dans les différents examens. Les données dosimétriques ont été classées en fonction du rythme cardiaque (deux intervalles de fréquence cardiaque : supérieure et inférieure à 65 BPM) et autres paramètres (quatre charges 100, 107, 111 et 114 mAs, trois temps de rotation 0.35 s, 0.375 s et 0.4 et trois collimation 0.5 x 240, 0.5 x 280 et 0.5 x 320 mm). Ces paramètres ont aussi été adaptés au patient selon :

- le protocole sélectionné,
- la corpulence du patient
- la longueur balayée.

Tableau 4.1 : Paramètres d'acquisition pour les examens utilisés
(Moyenne et déviation standards)

| | Score calcique | | Coro CTA | |
|-------------------------------|---|-----------|--------------|--------------|
| | < 65 BPM | > 65 BPM | < 65 BPM | > 65 BPM |
| Nbre de patients | 3 | 6 | 26 | 34 |
| Age (ans) | 73.5±3.5 | 66±5.9 | 59.04±14.6 | 54.9±13.3 |
| Rythme cardiaque (BPM) | 51.8±5.1 | 72.31±9.4 | 56.80±3.5 | 74.99±8.6 |
| Tension (kV) | 120 | 120 | 120 | 120 |
| Charge volumique (mAs) | 77.3±19.6 | 89.2±21.9 | 548.34±286.5 | 756.24±348.9 |
| Collimation (cm) | 0.5 x 240 - 0.5 x 280 - 0.5 x 320 mm | | | |
| Longueur d'acquisition | 16 cm (88.13%) - 14 cm (10.16%) - 12 cm (1.69%) | | | |

VI.3 Présentation d'un protocole dosimétrique 'type'

Le protocole dosimétrique détaillé de chaque patient est donné dans la figure 4.1. Toutes les informations relatives au patient sont contenues dans le rapport dosimétrique : Nom et prénom, sexe, âge, examen pris en considération, paramètres d'irradiation et les valeurs des doses mises en jeu.

```

09/09/2011
Im Patient Name (Multi-byte) :
W/C: 1/0
ID : CORO CT                               Study ID : 1315
Birth Date :                               Age : 53Y
Sex :           Weight(kg) : 50             Height(cm) :
Patient Comment :
Study Date : 2011.09.05                    Body Part :
Total Image Number : 1281

<< Dose Information >>
Total mAs : 2115                            Total Scan time : 20.09
CTDIvol.e(mGy)      (Head) : -              (Body) : 352.50
DLP.e(mGycm)       (Head) : -              (Body) : 699.10
  
```

Figure 4.1 : Fichier dosimétrique 'Patient'

Chaque examen est subdivisé en plusieurs phases (figure 4.2) :

1. **'Scanoscope' (Scanogramme ou Topogramme)**: Phase de délimitation de la région d'intérêt (cœur). Une Projection est réalisée par simple translation de la table du scanner avec génération de rayons X mais sans rotation de l'anneau.
2. **Phase 'Normal_CT'** : Irradiation sur une fine coupe afin de tester la voie d'administration du produit de contraste.
3. **Phase 'Dynamic_CT'** : irradiation sur une fine coupe dans une région spécifique 'Aorte descendante' afin de contrôler le niveau de rehaussement (produit de contraste) qui détermine le niveau de déclenchement de l'irradiation volumique (niveau de déclenchement à 180-200 UH). Sur cette coupe, plusieurs images sont acquises afin de mieux contrôler le produit de contraste qui s'introduit dans le cœur.
4. **Phase 'Volumic_CT'** : déroulement de l'examen en volume (les trois premières phases constituent les phases de préparation à l'acquisition 'phase volumique').

| 1. Cardiac Prospective CTA < 65 BPM | | | | |
|-------------------------------------|-----------|---------------|--------------|--------------|
| | Total mAs | Exposure Time | CTDIvol.e | DLP.e |
| SCANOSCOPE[2] | 687.00 | | | |
| NORMAL_CT | 50.00 | | 12.30(Body) | 2.50(Body) |
| DYNAMIC_CT | 965.00 | | 300.40(Body) | 60.10(Body) |
| VOLUME_CT | 413.00 | | 39.80(Body) | 636.50(Body) |

Figure 4.2a : Différentes phases constituant l'examen de CT cardiaque

<< Detail Information >>

| 1. Cardiac Prospective CTA < 65 BPM | | | | |
|-------------------------------------|-----------|---------------|---------------------|---------------|
| | Total mAs | Exposure Time | CTDI _{vol} | DLP |
| SCANOSCOPE[2] | 426.00 | 5.68 | | |
| 2. Calcium Score (Volume) | | | | |
| | Total mAs | Exposure Time | CTDI _{vol} | DLP |
| VOLUME_CT | 105.00 | 0.35 | 11.80 (Body) | 164.60 (Body) |
| 3. Cardiac Prospective CTA < 65 BPM | | | | |
| | Total mAs | Exposure Time | CTDI _{vol} | DLP |
| NORMAL_CT | 50.00 | 0.50 | 14.20 (Body) | 2.80 (Body) |
| DYNAMIC_CT | 612.00 | 6.12 | 201.60 (Body) | 40.30 (Body) |
| VOLUME_CT | 397.00 | 0.74 | 39.90 (Body) | 638.70 (Body) |

Aquilion ONE

Figure 4.2b : Rapport dosimétrique d'un patient ayant subi un examen du score calcique suivi d'un corros scanner (Coro-CTA)

VI.4 Evaluation dosimétrique des examens CT cardiaques

Dans le tableau 4.2, nous présentons l'indice de dose CTDI_{vol}, le produit dose-longueur PDL reçus pour tous les patients pris en considération dans cette étude. La dernière ligne du tableau représente le détriment radiologique, causé par l'examen scanographique cardiaque, en termes de dose efficace.

Tableau 4.2 : Résultats de CTDI_{vol} et PDL classés en fonction de la fréquence cardiaque

| | Score calcique | | Coro CTA | |
|---------------------------|----------------|---------------|--------------|----------------|
| | < 65 BPM | > 65 BPM | < 65 BPM | > 65 BPM |
| Nbre de patients | 3 | 6 | 26 | 34 |
| CTDI _{vol} (mGy) | 7.4 ± 0.9 | 10.56 ± 0.32 | 54.43 ± 2.86 | 74.28 ± 3.08 |
| PDL (mGy.cm) | 56.26 ± 1.2 | 109.21 ± 1.46 | 65.95 ± 4.30 | 169.01 ± 63.72 |
| E _{mSv} (mSv) | 1.85 | 2.65 | 14.72 | 19.87 |

IV.5 Influence des paramètres d'acquisition sur la dose

IV.5.1 Influence de la charge sur l'indice de dose volumique, $CTDI_{vol}$

C'est le paramètre le plus facilement corrélé à la dose. En effet, il exprime directement la quantité de photons émise. La dose d'irradiation est proportionnelle à l'intensité du courant et à la durée de l'acquisition, et donc à leur produit, aussi appelé charge et exprimé en mAs. Il en résulte que la charge est un paramètre important dans la réduction de la dose au patient dans les procédures radiologiques.

La figure 4.3 représente l'influence de la charge sur l'indice de dose scanographique à une tension fixe de 120 kV. Nous avons sur l'axe des abscisses l'indice de dose scanographique volumique en mGy et sur l'axe des ordonnées la charge en mAs. Nos résultats confirment cette relation de proportionnalité entre la dose et la charge mise en jeu lors des procédures scanographiques. La dose augmente avec l'augmentation de la charge et par conséquent, une diminution de 50% de la charge réduira la dose de moitié.

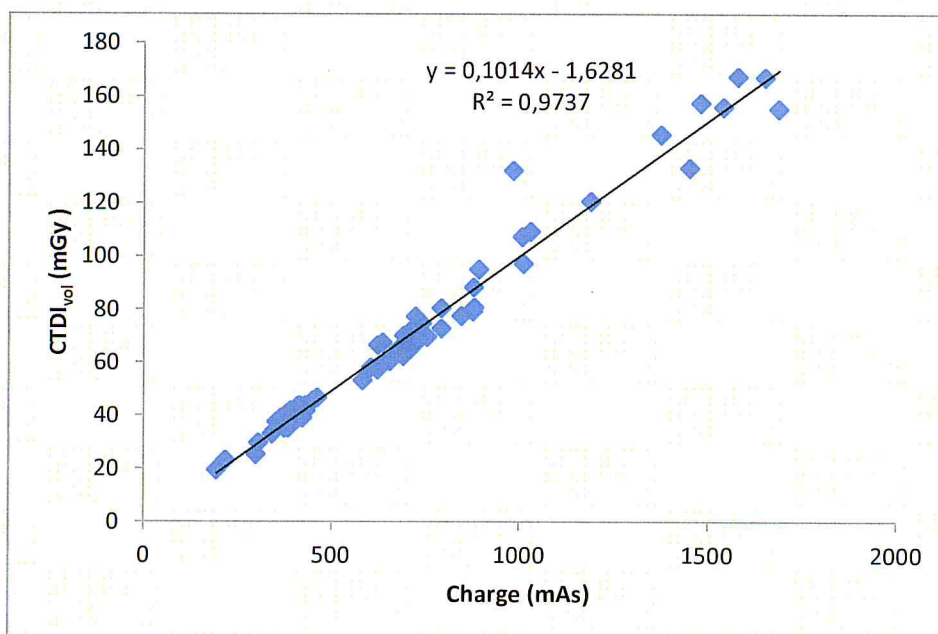


Figure 4.3 : Influence de la charge sur l'indice de dose volumique

Il est, en parallèle, important de retenir que la dose a un effet direct sur la qualité d'image. En scanographie, la relation reliant le bruit (σ) dans l'image à la dose au patient (D), pour une taille de pixel donnée, s'écrit :

$$\sigma^2 = \frac{K}{D} \quad (4.1)$$

Où K est une constante dépendant de l'appareil et des paramètres de la coupe.

La dose délivrée au patient étant directement proportionnelle à la charge (Dose \propto mAs) et le bruit est proportionnel à l'inverse au carré de la charge (Bruit $\propto 1/\sqrt{\text{mAs}}$) [Brooks, 1976], il en résulte, par exemple, qu'une diminution du bruit d'un facteur 2, se traduit par une augmentation de la dose d'un facteur 4. La réduction de dose que l'on peut obtenir en diminuant la charge est cependant limitée par l'augmentation du bruit qui en résulte.

Avec le scanner multicoupe est apparue la possibilité de faire varier la charge en fonction de l'épaisseur traversée et la région, pour fournir à l'utilisateur un rapport signal sur bruit constant. Ceci peut constituer un moyen important de la réduction de la charge et donc de l'optimisation de la dose au patient et par conséquent garantir la radioprotection du patient. La figure ci-dessous illustre la modulation de l'intensité durant l'examen pendant la rotation (figure 4.4).

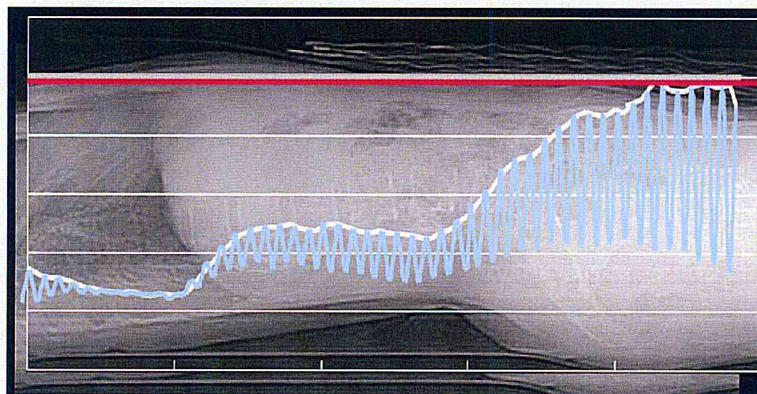


Figure 4.4 : Modulation de la charge selon le milieu traversé

Cependant, la qualité optimale de l'image n'est pas toujours nécessaire et il convient en pratique de se satisfaire de la qualité produisant une image utile par rapport au problème clinique posé [Foulquier, 2003].

IV.5.2 Influence de la charge sur le produit Dose Longueur, PDL

La figure 4.5 donne l'allure du Produit Dose Longueur, PDL, en fonction de la charge. Sachant que le PDL est linéaire à l'indice de dose (équation 2.9), la même allure de la courbe est obtenue que celle de la figure 4.3. Donc, réduire la charge réduira aussi le Produit Dose Longueur de la même proportion.

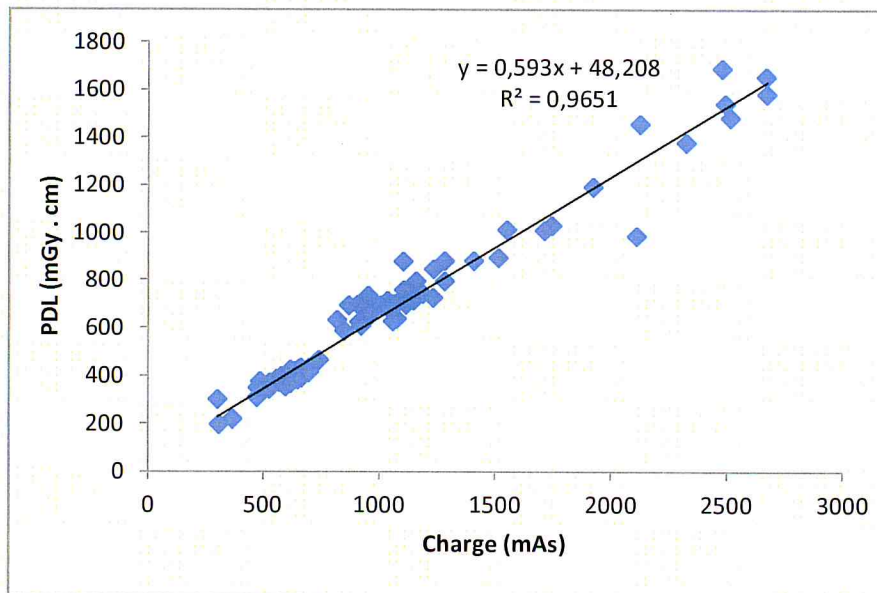


Figure 4.5 : Influence de la charge sur le Produit Dose Longueur, PDL

IV.5.3 Influence du mouvement du cœur sur l'examen, BMP

Le scanner multicoupe permet des temps d'acquisition plus courts que le scanner monocoupe. L'apport essentiel du scanner multicoupe est l'amélioration de la résolution temporelle. Ces gains de temps substantiels sont surtout utiles pour limiter les artefacts d'exploration des organes mobiles (cœur) en augmentant les possibilités d'exploration en apnée. Donc, un autre paramètre pouvant affecter la qualité de l'image et la dose au patient est le mouvement du cœur en termes d'artefacts (figure 4.6). Les artefacts résultent d'une discordance entre les valeurs de densité de l'image reconstruite et les valeurs réelles d'atténuation.

Les figures 4.7 et 4.8 représentent respectivement l'évolution de l'indice de dose, $CTDI_{vol}$, et le produit dose longueur, PDL, en fonction du rythme cardiaque (BMP).

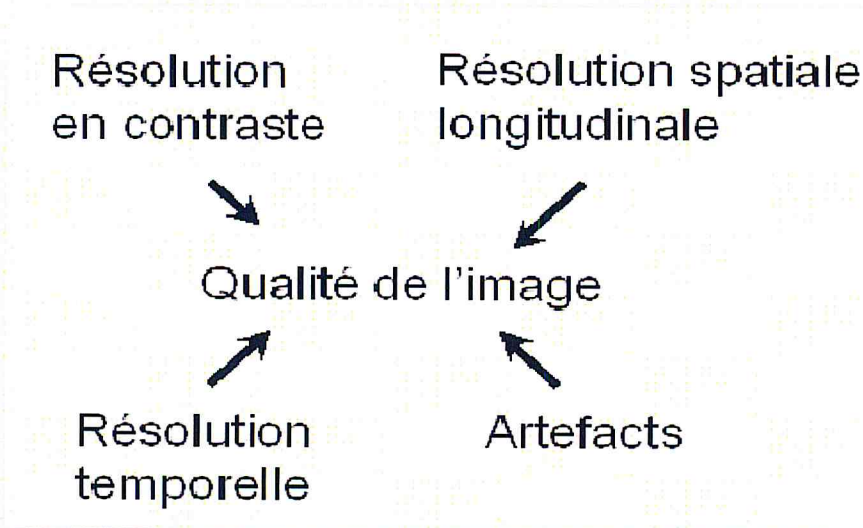


Figure 4.6 : Facteurs pouvant affecter la qualité de l'image scanographique

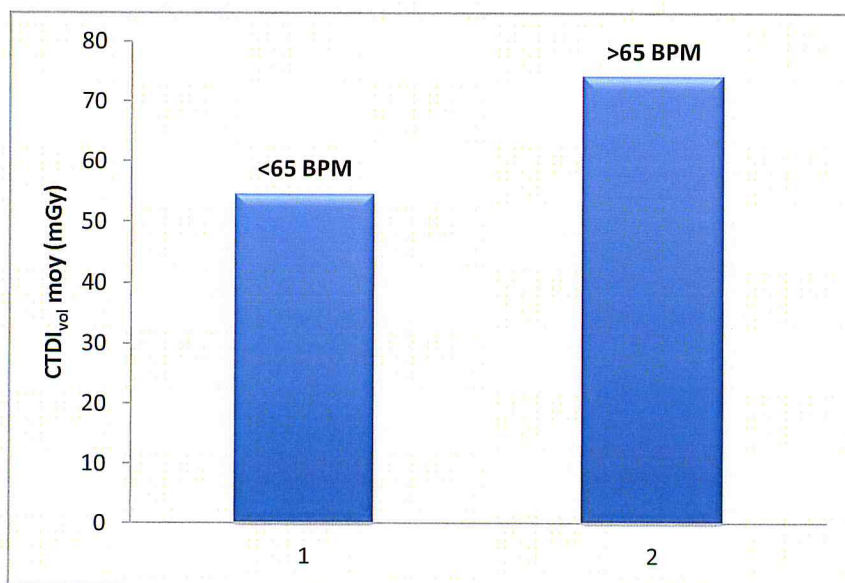


Figure 4.7 : Histogramme montrant l'influence du rythme cardiaque sur l'indice de dose scanographique

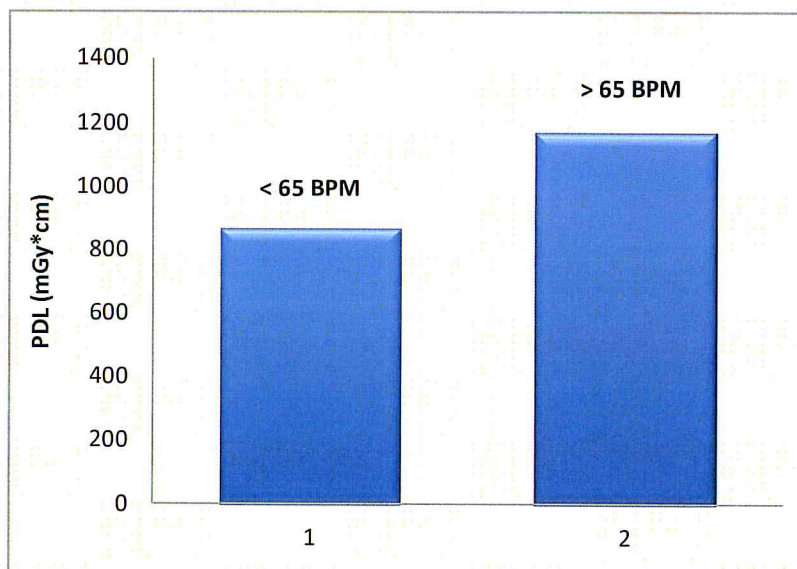


Figure 4.8 : Histogramme montrant l'influence du rythme cardiaque sur le Produit Dose Longueur

Nous remarquons, dans les deux histogrammes (figures 4.7 et 4.8), que le rythme cardiaque (BPM) influence beaucoup la dose délivrée au patient. Pour les BPM supérieurs à 65, la dose est plus importante que celle des BPM inférieurs à 65. D'où la nécessité d'utiliser des bêtabloquants avant l'examen afin d'éviter les artefacts de mouvement pendant l'acquisition.

Malheureusement, il n'est pas toujours possible de réduire suffisamment le rythme cardiaque. Pour certains patients, le rythme cardiaque peut se déstabiliser pendant l'examen malgré la prise des bêtabloquants (stress, claustrophobie, ...). Par conséquent, pour pouvoir extraire l'information diagnostique utile avec un cœur rapide, il est indispensable d'augmenter le nombre d'acquisition (nombre d'images) afin de remédier aux artefacts causés par le mouvement du cœur. Ceci se répercute obligatoirement par une augmentation de la dose au patient.

IV.5.4 Influence de la longueur d'acquisition sur l'indice de dose volumique

La longueur d'acquisition programmée sur le topogramme est un élément important dans l'estimation de la dose totale mise en jeu durant l'examen. Elle conditionne la durée et le volume d'acquisition. Ce paramètre est utilisé pour déterminer le produit dose longueur,

PDL (équation 2.9) qui sert à évaluer le détriment radiologique causé par l'examen total en termes de dose efficace E_{msv} (équation 2.10).

D'après le tableau 4.1, nous remarquons que les examens ont été pratiqués avec différentes longueurs d'acquisition (16 cm (88.13%), 14 cm (10.16%) et 12 cm (1.69%)) mais majoritairement avec 16 cm (88.13%).

La figure 4.9 montre l'influence de la longueur d'acquisition sur l'indice de dose scanographique. Différentes mesures de l'indice de dose pour différentes longueurs de balayage ont été obtenues. Nous remarquons que lorsque la région à explorer augmente, l'indice de dose augmente aussi.

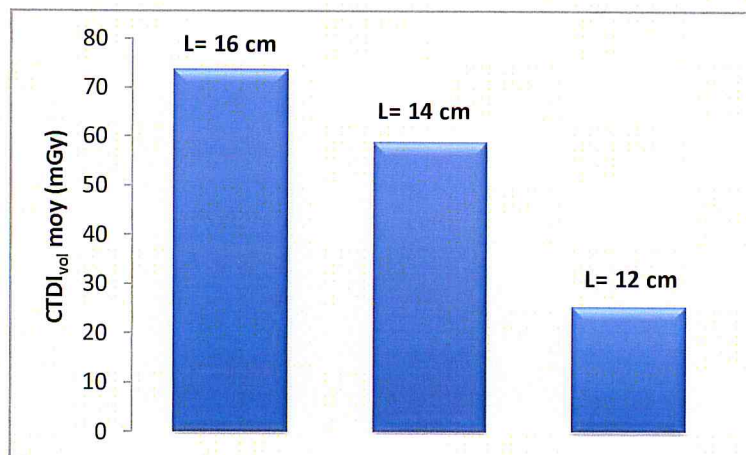


Figure 4.9 : Histogramme représentant l'influence de la longueur de balayage sur l'indice de dose scanographique

Le tableau 4.3 montre le taux de réduction en termes de dose lorsque l'examen est fait avec 14 cm et 12 cm par rapport à la longueur totale d'acquisition (16 cm) qui est prise pratiquement par défaut (88.13 % du nombre total des patients).

Tableau 4.3 : Pourcentage de réduction de la dose par rapport à la longueur totale d'acquisition

| Longueur d'acquisition (cm) | Taux de Réduction (%) |
|-----------------------------|-----------------------|
| 14 | 20.3% |
| 12 | 34,2% |



Il en résulte, que si les mêmes paramètres d'irradiation utilisés lors d'un examen CT pour un patient adulte et un patient pédiatrique, la dose délivrée sera la même pour l'adulte que pour l'enfant alors que ce dernier présente une plus grande radiosensibilité à l'examen (3 à 4 fois) [CIPR103, 2009].

Le même phénomène est aussi observé pour un même type de 'patient adulte' où la taille de l'organe peut différer d'un patient à un autre. Une étude a montré qu'une réduction de la longueur d'irradiation de 1 cm donne une réduction de dose d'au moins 15% [Rybicki, 2008]. Il est alors important de bien délimiter la zone d'intérêt (sur le topogramme) avant irradiation afin d'optimiser la dose au patient et lui garantir une meilleure radioprotection.

IV.5.5 Influence de la longueur d'acquisition sur le produit dose longueur

De la même manière, nous avons classé les données 'patient' concernant le Produit Dose Longueur, PDL, par rapport à la longueur d'acquisition. Le même phénomène est observé vu que le produit dose longueur est proportionnel à l'indice de dose. Nous remarquons bien que ce paramètre influence beaucoup la dosimétrie du patient.

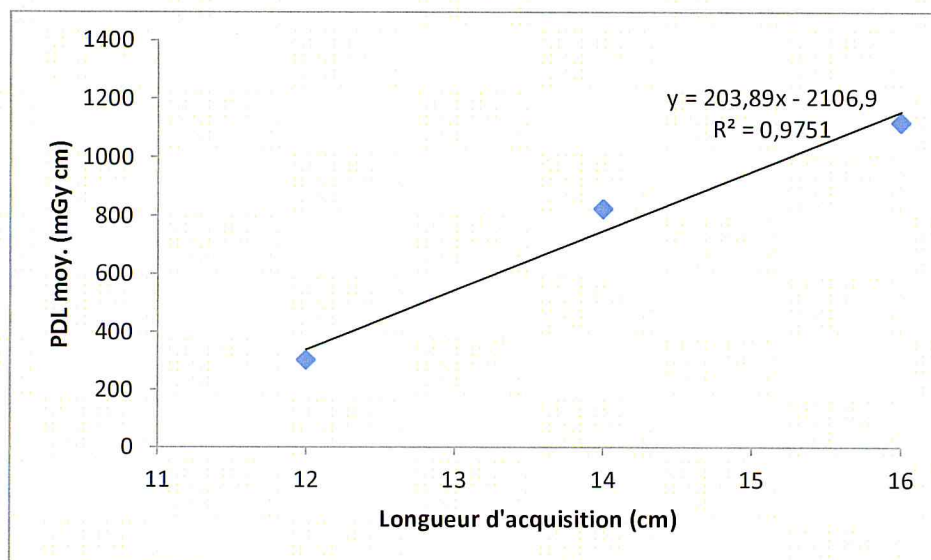


Figure 4.10 : Influence de la longueur d'acquisition sur le Produit Dose Longueur

IV.6 Stratégie de réduction de la dose au patient

Par souci d'adapter les paramètres d'irradiation à la morphologie du patient, certains examens ont été réalisés avec des tensions de 80 kV et 100 kV.

Le tableau 4.4 regroupe les résultats dosimétriques concernant 34 patients pour lesquels des examens CT cardiaques ont été pratiqués à des tensions de 80 kV et 100 kV. Sachant qu'une tension standard de 120 kV était habituellement utilisée dans le service.

Tableau 4.4 : Résultats de CTDI_{vol}, PDL et E_{mSv} pour une tension de 80 kV et 100 kV

| | CTDI _{vol} (mGy) | PDL _{vol} (mGy*cm) | E (mSv) | | CTDI _{vol} (mGy) | PDL _{vol} (mGy*cm) | E (mSv) |
|-----------|------------------------------|--------------------------------|------------|-----------|------------------------------|--------------------------------|---------|
| 01 | 26.8 | 428.45 | 7.28 | 18 | 19.7 | 315.21 | 5.35 |
| 02 | 29.6 | 473.07 | 8.04 | 19 | 18.1 | 289.33 | 4.91 |
| 03 | 30.2 | 483.65 | 8.22 | 20 | 26.5 | 423.82 | 7.20 |
| 04 | 33.9 | 542.52 | 9.22 | 21 | 33 | 528.27 | 8.98 |
| 05 | 19.2 | 306.92 | 5.21 | 22 | 19.6 | 313.69 | 5.33 |
| 06 | 71.2 | 1139.32 | 19.36 | 23 | 18.5 | 295.95 | 5.03 |
| 07 | 73.4 | 1173.71 | 19.95 | 24 | 30 | 483.25 | 8.21 |
| 08 | 27.1 | 433.02 | 7.36 | 25 | 25.2 | 403.52 | 6.85 |
| 09 | 25.1 | 401.34 | 6.82 | 26 | 49 | 784.54 | 3.33 |
| 10 | 18.5 | 299.31 | 5.08 | 27 | 18.2 | 254.24 | 4.32 |
| 11 | 20 | 320.56 | 5.44 | 28 | 16.7 | 266.66 | 4.53 |
| 12 | 19.4 | 311.11 | 5.28 | 29 | 30.8 | 430.97 | 7.32 |
| 13 | 24.8 | 396.87 | 6.74 | 30 | 25.5 | 407.45 | 6.92 |
| 14 | 23 | 368.71 | 6.26 | 31 | 32.1 | 513.05 | 8.72 |
| 15 | 21.2 | 338.91 | 5.76 | 32 | 18.1 | 253.76 | 4.31 |
| 16 | 39.8 | 637.55 | 10.83 | 33 | 19.8 | 317.37 | 5.39 |
| 17 | 17 | 271.31 | 4.61 | 34 | 40.9 | 654.46 | 11.12 |

Dans le tableau 4.5 nous représentons les résultats dosimétriques obtenus pour les différentes tensions utilisées (120 kV, 100 kV et 80 kV) en termes de moyenne ± déviation standard. La dernière ligne montre le gain en dose obtenu lorsque la tension utilisée est de (80-100) kV par rapport à 120 kV.

Tableau 4.5 : Valeurs du CTDI_{vol}, PDL_{vol} et dose efficace pour différentes tensions
Pour la procédure Coro-CTA

| | CTDI _{vol} (mGy) | PDL _{vol} (mGy*cm) | E (mSv) |
|------------------------------|------------------------------|--------------------------------|------------|
| 120 kV | 64.35 ± 2.03 | 1017.48 ± 74.29 | 17.29 |
| (80-100) kV | 28.29 ± 1.28 | 448.87 ± 7.43 | 7.63 |
| Taux de réduction (%) | | 56% | |

L'augmentation de la tension (kV) fait augmenter le pouvoir de pénétration du faisceau de rayons X émis par le tube. On estime que la dose (dans l'air) en mGy varie approximativement avec la tension à la puissance 2. Elle est donnée par l'équation suivante :

$$D_{\text{air}} = 0.1 \cdot \left(\frac{U}{100} \right)^2 \cdot \frac{3}{F_{\text{Al}}} \cdot \frac{1}{(\text{DFS})^2} \cdot \text{mAs} \quad (4.2)$$

Avec :

- U : tension accélératrice (kV).
- F_{Al} : filtration totale (inhérente + additionnelle) du tube (mm d'Al).
- DFS : distance Foyer-surface au point P (m).
- mAs : charge du tube.

D'après les résultats obtenus, on remarque que la tension a une influence sur toutes les grandeurs dosimétriques, CTDI_{vol}, PDL et même la dose efficace. Une étude faite par Brisse et coll. montre une augmentation de 20% de la tension (100 kV à 120 kV) entraîne une augmentation de dose d'environ 58% et, à l'inverse, une réduction de 120 à 80 kV divise la dose par un facteur 2,8 environ [Brisse, 2009].

Les résultats obtenus confirment ceci avec une diminution de 56% obtenue sur les grandeurs dosimétriques en réduisant la tension de 120 kV (tension standard dans le service) à une tension de (80-100) kV.

Il ne faut pas oublier que la réduction de la tension va réduire automatiquement le flux de photons. Ceci pourrait avoir des répercussions sur la qualité de l'image scanographique (équation 4.1). Cette stratégie de réduction n'est donc pas toujours possible lorsque le patient est de forte corpulence. Le rayonnement qui doit traverser ce dernier doit avoir un

patient est de forte corpulence. Le rayonnement qui doit traverser ce dernier doit avoir un plus grand pouvoir de pénétration afin d'atteindre le détecteur. De plus, le patient étant de forte corpulence, le rayonnement rétrodiffusé sera plus important et donc une image bruitée.

La tension a donc une influence sur la quantité et la qualité du rayonnement. Toutefois, cette stratégie de réduction de la tension d'acquisition reste valable pour les patients adultes de faible corpulence et les patients pédiatriques. Cette technique est facilement applicable chez les enfants afin de tenir compte de la forte radiosensibilité des tissus en croissance au rayonnement chez ces derniers.

Le scanner cardiaque, avec ces avancées technologiques fait dès à présent une méthode d'imagerie morphologique non invasive à intégrer dans les moyens diagnostique de la maladie artérielle coronaire. Les scanners actuels permettent en une seule acquisition volumique synchronisée sur l'ECG avec injection intraveineuse, une étude en bidimensionnelle et tridimensionnelle des structures cardiaques et des artères coronaires. La synchronisation à l'ECG est un paramètre important responsable de la qualité de l'image.

Notre étude a été réalisé autour d'un scanner 320 coupes de nouvelle génération « Aquilion One de Toshiba » qui permet d'obtenir en une seule rotation de 0.35s un volume de 160 mm dans l'axe Z. L'étude est faite afin de montrer l'importance de cette application dans la prise en charge globale de la maladie coronaire ainsi que la maitrise des principes techniques du scanner cardiaque.

Plusieurs techniques permettent de réduire les doses d'irradiation, en particulier en modulant le courant (mA) en fonction de l'ECG. En effet, de nombreuses études ont démontré l'existence d'une relation linéaire sans seuil entre la dose et la charge (mAs), c'est le paramètre le plus facilement corrélé à la dose. Notre étude confirme que la dose augmente avec l'augmentation de la charge. La charge est un paramètre important dans la réduction de la dose au patient. Les mAs doivent être adaptés selon la corpulence du patient et la région anatomique à étudier.

Un autre paramètre intéressant jouant un rôle dans la réduction de la dose, est la fréquence cardiaque. Notre étude a montré que la probabilité d'un examen de qualité optimale décroît avec la fréquence cardiaque et surtout avec les variations du rythme cardiaque en cours d'acquisition. Lorsque l'acquisition se fait à un rythme stable, inférieur à 65 BPM on peut obtenir environ 40% de réduction de dose. Cela souligne à nouveau l'intérêt et l'importance

de l'utilisation des bêtabloquants par injection intraveineuse juste avant l'acquisition, lorsque la fréquence cardiaque de base est supérieure à 70 BPM.

Le volume à explorer est un autre paramètre qui influence la dose délivrée au patient. Les examens ont été réalisés avec différentes longueurs de balayage, Les résultats obtenus confirment que la dose augmente avec l'accroissement du volume irradié. Donc, la longueur d'acquisition programmée sur le topogramme est un élément important dans l'estimation de la dose totale durant l'examen. Pour cela, il est important de bien délimiter la zone à irradier avant l'acquisition.

La dose dépend aussi de la tension du tube radiogène élevé à la puissance 2.5 à 2.8 [Nitt, 2002]. Cette relation exponentielle explique qu'en passant par exemple de 120 kV à 100 kV, la dose diminue de 56%. En effet, les patients de forte corpulence nécessiteront une irradiation plus importante pour maintenir une qualité d'image diagnostique compte tenu de l'épaisseur tissulaire plus marquée. La diminution du voltage à 100 kV n'est donc pas souhaitable dans ce cas. A l'inverse, pour des patients présentant une faible corpulence ou pour des enfants, le voltage devra être réduit. Notre étude montre qu'une baisse à 100 kV semble réalisable en routine pour ce cas de situation.

Dans cette étude, nous avons montré de quelle manière les paramètres d'acquisition influençaient la dose délivrée au patient. Le flux photonique est sous la dépendance de plusieurs facteurs : la tension appliquée au tube, l'intensité du courant (mA), le temps d'acquisition La modification de l'un de ces paramètres induira des modifications de l'énergie des photons et donc de la dose reçue par le patient ainsi que de la qualité de l'image scanographique.

Une optimisation de la dose au patient passe obligatoirement par une adaptation des protocoles d'acquisition à la morphologie du patient et à la région à explorer. Cette optimisation peut facilement être mise en œuvre et peut être utilisée conjointement avec les logiciels de réduction de dose.

En conclusion, avec les objectifs : diminution des doses, reconstruction plus rapide, amélioration de la qualité de l'image..., le scanner cardiaque devient un moyen incontournable dans l'exploration des maladies coronaires.

R

EFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- [Aubert, 2005] B. Aubert. *Le scanner : Principe, Technologie, Application*. Paris : IRSN, 2005.
- [Brisse, 2009] H. Brisse. *Radioprotection en scannographie chez l'enfant: Evaluation et optimisation des doses délivrées lors des examens multicoupes, Impact du contrôle automatique d'exposition et proposition de niveaux de références diagnostiques pédiatriques*. Thèse de doctorat, Université Paris XI, 2009.
- [Brooks, 1976] R. Brooks. *Principles of computer assisted tomography (CTA) in radiographic and radioisotopic imaging*. Phys Med Biol; 21 : 689-732, 1976.
- [Buvat, 2005] I. Buvat. *Reconstruction Tomographique*. Paris: Inserm U678, 2005.
- [Eur16262] Commission of the European Communities. *European guidelines on quality criteria for computed tomography: EUR 16262EN*. Luxembourg: Office for the Official Publications of the European Communities, 2000.
- [Foulquier, 2003] J. Foulquier. *Dosimétrie en scannographie*, cours de D.E.S. Radiologie Ile-de-France, Module de technologie, 2003.
- [Friedland, 1996] G. Friedland. *The birth of CT*. AJR. 167 : 1365-1370, 1996.
- [Guerra, 2007] R. Guerra. *Intégration des mouvements physiologiques en tomodynamométrie: estimation, reproduction et influence en imagerie cardiaque*. Thèse de doctorat: Rayonnement et imagerie en médecine: Vandoeuvre-les-Nancy. Institut National Polytechnique de Lorraine. Nancy Université, 2007.
- [Hsieh, 2003] J. Hsieh . *Computed Tomography : Principles, Design, Artifacts and Recent Advances*. SPIE Press, 2003.
- [CIPR103, 2009] International Commission on Radiological Protection. *Recommendations of the ICRP*. Publication 103. Pergamon Press, 2009.
- [Ivy] Ivy Biomedical. *Cardiac Trigger Monitor, Model 3000 with T-A or T-B Options*, www.ivybiomedical.com.
- [Kalender, 2005] W. Kalender. *Computed Tomography. Fundamentals, System Technology, Image Quality, Application*. Erlanger : Publicis Corporate Publishing, 2005.
- [Lisbona, 2002] A. Lisbona. *Le scanner : Principe - Technologie – Applications*, 2002.
- [Medrad] Medrad Radiology. *Injecteur scanner: double tête StellantD*. www.medrad.com.

- [Natterer, 1986] F. Natterer. *Mathematics of Computerized Tomography*. Philadelphia : SIAM, 1986.
- [Nitt, 2002] M.Nitt-Gray. *AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents : Topics in CT. Radiation dose in CT*. Radiographics; 22(6) : 1541-1553, 2002.
- [Radon, 1986] J.Radon. *On the Determination of Function from Their Integral Values along Certain Manifolds*. IEEE Trans Med Imaging, 5 : 170-176, 1986.
- [Rogalla, 2008] P. Rogalla. *Whole Body Dynamic Volume. CT Toshiba International Imaging Seminar in Chicago*. RSNA, 2008.
- [Rybicki, 2008] F. Rybicki. *Initial evaluation of coronary images from 320-detector row computed tomography*. Int Cardiovasc.imaging, 24:535–546, 2008.
- [Sende, 2003] J. Sende. *Guide pratique de l'ECG*, Estem, 2003.
- [Shope, 1981] T. Shope. *A method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography*. Med Phys, 8 :488-495, 1981 .
- [Shrimpton, 1993] P. Shrimpton. *CT - an increasingly important slice of the medical exposure of patients (correspondence)*. Br J Radiol, 66:1067-1068, 1993.

