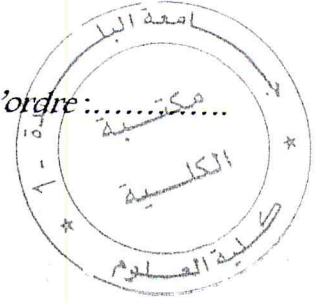


F.S.D...N° D'ordre :.....



Université SAAD DAHLAB de BLIDA



Faculté des Sciences

Département de : Physique

Mémoire Présenté par :

HABEL Fatima Zahra

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : Sciences de la matière

Filière : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Option : Radiothérapie

Sujet :

**Influence de la courbe CT sur les doses
calculées par le TPS dans les milieux
hétérogènes**

Soutenu le : 12/12/2013, devant le jury composé de :

R. Khelifi	Maitre de Conférences, USDB	Président
S. Saadi	Attachée de Recherche, CRNA	Examinatrice
A.Yennoune	Attaché de Recherche, CRNA	Examineur
N. Khelassi Toutaoui	Maitre de Recherche, CRNA	Directrice du mémoire

MA-530-37-1

Remerciements

Je tiens à remercier DIEU qui nous a accordé la santé, la possibilité ainsi que la volonté d'entamer et de continuer nos études.

Je remercie énormément ma directrice de mémoire, Mme N. KHELASSI-TOUJAOUI pour la riche documentation qu'elle a mise à ma disposition, le soutien, l'aide et l'encouragement durant la réalisation de ce mémoire.

Je tiens à remercier Pr K. BOUALGA, chef de service de radiothérapie du Centre Anti Cancer de Blida, pour nous avoir ouvert les portes de son service pour la réalisation de la partie expérimentale ainsi que Mlle N. SISSAOUI, Physicienne médicale, pour sa disponibilité, sa simplicité et sa gentillesse.

Je remercie vivement Mr. R. KHELIFI, Maître de Conférences à l'université Saad Dahleb de Blida, qui m'a fait l'honneur de présider le jury d'examen.

Je remercie aussi Melle S. SAADI ainsi que Mr. A. YENNOUNE, Attachés de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger pour avoir accepté d'examiner et d'évaluer le travail.

Je tiens à remercier spécialement Mr A. TOUJAOUI, Maître de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger, il ne me sera jamais possible d'exprimer suffisamment ma gratitude et mes remerciements pour le grand effort qu'il m'a consenti malgré ses lourdes responsabilités et sa grande charge de travail à travers le poste qu'il occupe, pour son aide et son encouragement, la partie pratique faite durant les week-end que je lui doit beaucoup.

J'exprime également ma gratitude à tous les professeurs et enseignants qui ont collaboré à notre formation.

Un grand merci à Mme L. KOUADRI pour son aide et soutien moral durant toute la période de préparation de ce mémoire.

Je voudrai remercier ma famille qui m'a soutenue et encouragée dans la poursuite de mes études. Un merci spécial à mes chers parents surtout ma mère, Merci à vous, mes parents pour tout le soutien.

Enfin, je remercie tous ceux qui ont contribué de près ou loin, pour leurs soutiens moral ou matériel, dans la réalisation de mon mémoire.

Merci et bonne chance à tous les étudiants de ma promotion.

Résumé

Les images CT sont introduites dans le système de planning de traitement pour la détermination de la balistique d'irradiation et des distributions de doses dans le volume à traiter. Les corrections des hétérogénéités doivent être appliquées pour avoir un calcul des distributions de dose aussi précis que possible. L'implémentation des méthodes de correction des hétérogénéités est facilitée par la disponibilité des systèmes de planning de traitement basés sur l'imagerie médicale. L'inhomogénéité du tissu est obtenue en convertissant, dans chaque voxel de calcul, le nombre CT (nombre Hounsfield) en paramètres radiologiques tels que la densité électronique relative ou la densité massique. La relation entre les nombres CT et les paramètres radiologiques est obtenue en scannant un fantôme de caractérisation des tissus.

L'objectif de ce travail est d'étudier l'influence du choix de la courbe de calibration CT sur les calculs des distributions de dose par le système de planning de traitement dans les milieux hétérogènes en comparant les calculs obtenus avec différentes courbes CT aux mesures obtenues sur des fantômes hétérogènes.

Pour cela, nous avons utilisé le fantôme CIRS modèle '002LFC Thorax' pour l'établissement des courbes d'étalonnage pour différentes tensions d'alimentation du tube.

Nous avons implémenté trois courbes d'étalonnage pour un protocole Thorax. Nous avons acquis les images TDM du fantôme CIRS avec les trois tensions : 90, 120 et 140 kV. A chaque tension, nous avons associé une courbe d'étalonnage dans le but d'évaluer l'impact de chaque courbe par rapport à la courbe d'étalonnage de référence.

Au vu des résultats obtenus, nous avons mis en évidence la sensibilité du calcul de dose, en présence d'hétérogénéités, par rapport à la courbe de calibration CT utilisée dans le TPS. Par conséquent, une attention particulière doit être accordée à l'utilisation, dans les TPS, de courbes de calibration CT qui permettent de tenir compte des variations des paramètres d'acquisition des données patient avec le scanner CT. Ceci afin de minimiser l'erreur due à la courbe de calibration CT qui viendra s'ajouter à l'incertitude globale sur la dose délivrée lors des traitements par radiothérapie, surtout dans les régions tête, cou et thorax.

Table des matières

LISTE DES FIGURES	iii
LISTE DES TABLEAUX	vi
INTRODUCTION	1

CHAPITRE I

Imagerie utilisée en radiothérapie : Place du scanner dans le planning de traitement

I.1 Introduction.....	3
I.2 Chaîne de traitement en radiothérapie.....	3
I.2.1 Acquisition des données du patient.....	3
I.2.2 Simulation.....	4
I.2.3 Planification de traitement.....	4
I.2.4 Positionnement du patient.....	5
I.3 Imagerie en radiothérapie.....	5
I.3.1 Simulateur conventionnel.....	5
I.3.2 Imagerie par résonance magnétique.....	6
I.3.3 Tomographie par émission de positron.....	7
I.3.4 Système d'imagerie portale.....	7
I.3.5 Imagerie embarquée sur les accélérateurs.....	8
I.3.6 Le Scanner 'Tomodensitomètre'.....	9
I.3.6.1 La source de rayons X.....	10
I.3.6.2 Scanner hélicoïdal multicoupes.....	11
I.4 Interaction des rayons X avec la matière.....	12
I.4.1 Loi d'atténuation des rayons X.....	12
I.5 Principe de formation de l'image.....	13
I.6 Echelle Hounsfield.....	14
I.6.1 Fenêtrage.....	15

CHAPITRE II

Les algorithmes de calcul de dose en radiothérapie

II.1 Introduction.....	17
II.2 Méthodes Empiriques.....	17
II.2.1 Représentation analytique.....	17
II.2.2 Prise en compte des filtres en coins et de l'obliquité de surface.....	18
II.2.3 Prise en compte des hétérogénéités tissulaires.....	18
II.2.4 Limitations des méthodes empiriques.....	19
II.3 Principe de la séparation Primaire-Diffusé.....	19

II.4 Méthode de convolution /superposition.....	20
II.4.1 Le Kernel	20
II.4.2 Principe de la méthode.....	21
II.4.3 Le Single Pencil Beam.....	24
II.4.4 Le Pencil Beam.....	24
II.4.5 La méthode Collapsed Cone Convolution.....	25
II.5 La méthode Monte-Carlo (MC)	26

CHAPITRE III

Matériel et Méthodes

III.1 Introduction	28
III.2 Matériel.....	28
III.2.1 Scanner « Brilliance 16 Big Bore »	28
III.2.2 Fantôme anthropomorphe CIRS	30
III.2.3 Fantôme hétérogène 'Equivalent-tissu'	31
III.2.4 Système de planification de traitement « TPS ».....	32
III.2.5 Accélérateur « CLINAC 2100 »	33
III.3 Méthodes	34
III.3.1 Acquisition des courbes CT avec le fantôme CIRS	35
III.3.2 Acquisition des images des fantômes hétérogènes	37
III.3.2.1 Préparation des plans de traitement	37

CHAPITRE IV

Résultats et Discussions

IV.1 Introduction	41
IV.2 Présentation des courbes CT	41
IV.3 Effet de la présence d'une cavité hétérogène sur la distribution de dose en profondeur	43
IV.4 Effet de la variation de la courbe CT sur la dose en profondeur.....	45
IV.4.1 Cavité Air.....	46
IV.4.2 Cavité Poumon.....	48
IV.4.3 Cavité Os.....	50
IV.4.4 Récapitulation	51
IV.5 Effet de la variation de la courbe CT sur les profils de dose.....	52
IV.5.1 Cavité Air.....	53
IV.5.2 Cavité Poumon.....	58
IV.5.3 Cavité Os.....	61

CONCLUSION 66

REFERENCES..... 68

Liste des figures

- Figure I.1:** Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie
- Figure I.2:** Simulateur conventionnel
- Figure I.3:** Exemple de dispositif d'imagerie par résonance magnétique (IRM)
- Figure I.4:** Définition du volume cible dans le cas d'un traitement par radiothérapie à partir d'images CT (à gauche) et IRM (à droite)
- Figure I.5:** Appareil de Tomographie par émission de Positrons
- Figure I.6:** Dispositif d'imagerie portale électronique attaché à l'accélérateur
- Figure I.7:** Accélérateur linéaire. Modèle Clinac 2100 C/D® (Varian™) équipé du système d'imagerie embarquée OBI®. Les deux bras de l'OBI® sont déployés : à gauche, la source de basse énergie (kV) et, à droite, le détecteur de basse énergie (kV).
- Figure I.8:** Schéma représentant un tomodensitomètre (scanner)
- Figure I.9:** Schéma d'un tube à rayons X
- Figure I.10:** Scanner hélicoïdal (l'émission continue des RX et l'avance simultanée de la table d'examen permet d'obtenir une acquisition hélicoïdale)
- Figure I.11:** Balayage de la tranche anatomique
- Figure I.12:** Principe d'atténuation (A) pour un objet homogène, (B) pour un objet hétérogène
- Figure I.13:** Echelle Hounsfield pour différents milieux
- Figure I.14:** Choix de la fenêtre en fonction des structures examinées
- Figure II.1 :** Cercle de rayon r_i équivalent au secteur d'angle α du champ d'irradiation
- Figure II.2 :** Calcul de la dose en M par découpage en secteurs circulaires
- Figure II.3:** Schéma de principe pour la mesure des composantes primaire et diffusée
- Figure II.4:** Représentation d'un Kernel issu d'une interaction d'un photon
- Figure II.5:** Noyaux de convolution : (a) noyau représentant la répartition de l'énergie libérée par des interactions de photons primaires ayant lieu en un point unique ; (b) un noyau de type pencil beam, représentant la dose déposée par un faisceau de section infinitésimale.
- Figure II.6:** Schéma de principe de la superposition
- Figure II.7:** Schéma de principe de la superposition Terma/Kernel
- Figure II.8:** Représentation d'une simulation Monte-Carlo des interactions des particules avec les éléments de la tête d'un accélérateur
- Figure III.1:** Scanner de simulation « Brilliance 16 Big Bore » de Philips
- Figure III.2a:** Fantôme CIRS modèle 002LFC Thorax
- Figure III.2b:** Schéma détaillé du fantôme CIRS modèle 002LFC Thorax
- Figure III.3:** Le fantôme hétérogène 'Equivalent-tissu'
- Figure III.4:** Principe de la génération de DRR
- Figure III.5:** Accélérateur Clinac 2100C (Varian)
- Figure III.6:** Pupitre de commande de l'accélérateur linéaire (Varian 2100C)
- Figure III.7:** Schéma du dispositif expérimental lors de l'irradiation du fantôme CIRS 002LFC
- Figure III.8:** Positionnement des lasers sur le fantôme CIRS 002LFC
- Figure III.9:** Vue de face d'une coupe du fantôme CIRS
- Figure III.10:** Image scanographique de la coupe montrant les points de mesure importants
- Figure III.11:** Coupes sagittale, coronale et transversale du fantôme exhale simulées sur le TPS
- Figure III.12 :** Coupe sagittale montrant l'irradiation du fantôme 'poumon exhale' simulé sur le TPS
- Figure III.13:** Coupes sagittale, coronale et transversale du fantôme 'os' simulées sur le TPS
- Figure III.14:** Coupe transversale montrant l'irradiation du fantôme OS simulé sur le TPS
- Figure IV.1:** Courbe d'étalonnage implémentée dans le TPS Eclipse®
- Figure IV.2:** Courbes d'étalonnage pour un protocole d'acquisition THORAX à différentes tensions
- Figure IV.3:** Courbes de doses en profondeur pour différentes tailles de champs en présence de cavités d'air

- Figure IV.4:** Courbes de doses en profondeur pour différentes tailles de champs en présence du poumon
- Figure IV.5:** Courbes de doses en profondeur pour différentes tailles de champs en présence de cavités d'os
- Figure IV.6a:** Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau -air-eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ et différentes tensions.
- Figure IV.6b:** Ecarts de dose en profondeur 'cavité d'air et un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ '
- Figure IV.7a:** Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau -air-eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ et différentes tensions.
- Figure IV.7b:** Ecarts de dose en profondeur 'cavité d'air et un champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ '
- Figure IV.8a:** Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau -air-eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Figure IV.8b:** Ecarts de dose en profondeur 'cavité d'air et un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ '
- Figure IV.9a:** Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau -poumon- eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$
- Figure IV.9b:** Ecarts de dose en profondeur 'cavité Poumon' et un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ '
- Figure IV.10a:** Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau -poumon- eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$
- Figure IV.10b:** Ecarts de dose en profondeur 'cavité Poumon' et un champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ '
- Figure IV.11a:** Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau -poumon- eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Figure IV.11b:** Ecarts de dose en profondeur 'cavité Poumon' et un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ '
- Figure IV.12a:** Rendement en profondeur dans les régions (eau -os- eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$
- Figure IV.12b:** Ecarts de dose en profondeur 'cavité os' et un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ '
- Figure IV.13a:** Rendement en profondeur dans les régions (eau -os- eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$
- Figure IV.13b:** Ecarts de dose en profondeur 'cavité os' et un champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ '
- Figure IV.14a:** Rendement en profondeur dans les régions (eau -os- eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Figure IV.14b:** Ecarts de dose en profondeur 'cavité os' et un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ '
- Figure IV.15:** Régions de mesure des profils de dose
- Figure IV.16:** Profils de dose dans les régions (eau -os- eau) pour un faisceau de photons, une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$
- Figure IV.17:** Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$.
- Figure IV.18:** Profils de dose obtenus avec un faisceau de 6MeV, à DSP100 à une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$
- Figure IV.19:** Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$.
- Figure IV.20:** Profil de dose obtenu avec un faisceau de X6, à DSP100 à une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Figure IV.21:** Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Figure IV.22:** (a) Profils de dose obtenus à une taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (cavité poumon) (b) : Ecart entre les profils obtenus avec les courbes de calibration 120 kV et 140 kV pour une taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$
- Figure IV.23:** (a) Profils de dose obtenus à une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ (cavité poumon) (b) : Ecart entre les profils obtenus avec les courbes de calibration 120 kV et 140 kV pour une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$
- Figure IV.24:** (a) Profils de dose obtenus à une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (cavité poumon) (b) : Ecart entre les profils obtenus avec les courbes de calibration 120 kV et 140 kV pour une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Figure IV.25:** Profil de dose obtenu pour une taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (cavité Os)

Figure IV.26: Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (cavité os)

Figure IV.27: Profil de dose obtenu pour une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ (cavité Os)

Figure IV.28: Profil de dose obtenu pour une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (cavité Os)

Figure IV.29: Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ (cavité os)

Figure IV.30: Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (cavité os)

Liste des tableaux

- Tableau III.1:** Paramètres d'acquisition et les caractéristiques de l'installation scanographique « Brilliance 16 big bore » de Philips.
- Tableau III.2:** Valeurs de densité massique et électronique des inserts.
- Tableau III.3a:** Dimension géométriques des différents milieux.
- Tableau III.3b:** Valeurs de densités massiques et dimensions des différents matériaux utilisés.
- Tableau III.4:** Valeurs de densités massiques des différents matériaux.
- Tableau III.5:** Paramètres d'acquisition du protocole THORAX.
- Tableau III.6:** Paramètres d'acquisition et protocoles sélectionnés.
- Tableau IV.1:** Valeur moyenne, max et déviation standard des écarts entre les PDD obtenus avec différentes courbes de calibration pour une cavité 'air'
- Tableau IV.2:** Valeur moyenne, max et déviation standard des écarts entre les PDD obtenus avec différentes courbes de calibration pour une cavité 'poumon'
- Tableau IV.3:** Valeur moyenne, max et déviation standard des écarts entre les PDD obtenus avec différentes courbes de calibration pour une cavité d'os
- Tableau IV.4:** Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité d'air pour une taille de champ $1*1\text{ cm}^2$
- Tableau IV.5:** Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité d'air pour une taille de champ $3*3\text{ cm}^2$
- Tableau IV.6:** Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité d'air pour une taille de champ $10*10\text{ cm}^2$
- Tableau IV.7:** Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec deux courbes de calibration en présence d'une cavité 'poumon'
- Tableau IV.8:** Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité 'os' pour une taille de champ $1*1\text{ cm}^2$
- Tableau IV.9:** Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité 'os' pour une taille de champ $3*3\text{ cm}^2$
- Tableau IV.10:** Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité 'os' pour une taille de champ $10*10\text{ cm}^2$

INTRODUCTION

Depuis une dizaine d'années, les avancées significatives en radiothérapie externe sont fortement conditionnées à l'utilisation systématique d'outils informatiques qui permettent de « piloter » de plus en plus précisément des dispositifs médicaux de plus en plus complexes. Parmi ces outils, les Systèmes de Planification des Traitements (Treatment Planning System) occupent une position clé au sein du service de radiothérapie. Ils recueillent les données anatomiques du patient, assistent le médecin dans le choix des paramètres géométriques de l'irradiation et réalisent le calcul prévisionnel de la distribution de la dose afin de s'assurer que les objectifs thérapeutiques seront respectés. Ils permettent également de calculer les quantités de rayonnement à délivrer par faisceau et par séance d'irradiation (Unités Moniteur) pour respecter la prescription médicale.

Les coupes TDM donnent des informations tridimensionnelles détaillées sur la répartition des densités tissulaires. Ces coupes sont transférées au TPS afin :

- i) que le radiothérapeute puisse définir les volumes cibles et les organes à risques pour planifier les traitements de radiothérapie;
- ii) que ces images servent de support à la prise en compte des variations de densité dans le calcul de la répartition de dose des traitements des patients.

En pratique, le patient est vu comme un volume échantillonné en petits éléments ou voxels. A chaque voxel est associé un nombre Hounsfield (UH). La prise en compte des hétérogénéités tissulaires dans le système de planification de traitement en radiothérapie nécessite d'implémenter dans le TPS, une courbe de conversion des unités Hounsfield en densités électroniques, de manière à ce que le TPS prenne en compte la densité des tissus dans le calcul de la répartition de la dose. La courbe reliant la densité aux unités Hounsfield représente la courbe d'étalonnage ou la courbe de calibration du scanner. Nous pouvons obtenir cette courbe d'étalonnage à partir de la mesure des unités Hounsfield (UH) sur les images TDM d'un fantôme constitué d'éléments de densités électroniques ρ_e connues. La densité électronique en fonction des unités Hounsfield est généralement bilinéaire, une partie linéaire pour les tissus de basse densité (tissus mou) et une autre pour les tissus de densité élevée (structures osseuses).

L'objectif de ce travail est d'étudier l'influence du choix de la courbe de calibration CT sur les calculs des distributions de dose par le système de planning de traitement dans les milieux hétérogènes en comparant les calculs obtenus avec différentes courbes CT aux mesures obtenues sur des fantômes hétérogènes.

Pour cela, nous avons utilisé le fantôme CIRS modèle '002LFC Thorax' pour l'établissement des courbes d'étalonnage pour différentes tensions d'alimentation du tube.

Nous avons implémenté trois courbes d'étalonnage pour un protocole Thorax. Nous avons acquis les images TDM du fantôme CIRS avec les trois tensions : 90, 120 et 140 kV. A chaque tension, nous avons associé une courbe d'étalonnage dans le but d'évaluer l'impact de chaque courbe par rapport à la courbe d'étalonnage de référence.

Le document est subdivisé en quatre chapitres. Dans le premier chapitre, une revue des différentes modalités d'imagerie utilisées en radiothérapie est donnée ou nous situons la place du scanner dans le planning de traitement. Le Chapitre II est consacré aux différents algorithmes utilisés dans le calcul de dose car il est intéressant de bien comprendre les particularités des modèles utilisés en les situant par rapport à toutes les mises en œuvre observées. Le matériel et les méthodes utilisés pour mener à bien ce travail sont exposés dans le chapitre III. Dans le chapitre IV, nous présenterons nos résultats accompagnés de discussions. Et enfin, nous terminerons par une conclusion.

CHAPITRE I

Imagerie utilisée en radiothérapie : Place du scanner dans le planning de traitement

I.1 Introduction

Le bon positionnement du patient lors de tout traitement de radiothérapie est essentiel pour que l'irradiation prévue lors de la simulation soit correctement effectuée et de façon reproductible dans la salle de traitement. Les technologies nouvelles ont conduit au développement de systèmes d'imagerie de contrôle de plus en plus sophistiqués grâce à l'amélioration de techniques et à la création de procédure totalement innovante (scanner dans la salle de traitement, cone beam,...).

I.2 Chaîne de traitement en radiothérapie

Pour réaliser un traitement dans son ensemble, de nombreuses étapes sont nécessaires et indispensables.

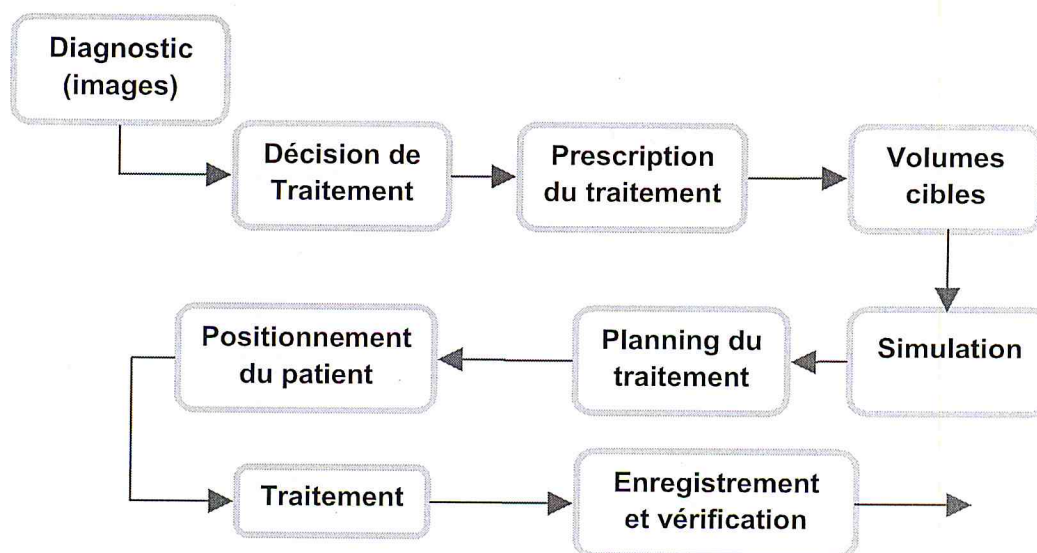


Figure. I.1 : Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie

I.2.1 Acquisition des données du patient

Pour irradier le patient dans des conditions de sécurité optimales, il convient de connaître parfaitement la géométrie de l'irradiation à effectuer et de positionner le patient. Le but étant

de garantir un positionnement très précis du volume cible. En radiothérapie, la priorité est donnée aujourd'hui à l'imagerie 'multi-modalités'(Multi coupes CT, IRM,...) c'est-à-dire l'utilisation conjointe de plusieurs types d'examens pour repérer le volume à irradier.

I.2.2 Simulation

L'étape de simulation est réalisée avec les manipulateurs et le médecin. Cette étape consiste à positionner le malade dans une salle où se situe un appareil de radiodiagnostic spécialisé, appelé simulateur. Avec cet appareil, la région du corps à traiter et les régions de voisinage qu'il faut protéger seront déterminées. Les repères sont dessinés sur la peau du patient avec une teinture spéciale. Il est souvent nécessaire de procéder à un examen au CT-scanner ou PET-CT afin de déterminer, avec d'avantage de précision, la région à traiter. Lors de cet examen, on prend des clichés extrêmement précis de la région à traiter, dans une position identique à celle du traitement.

Il est important de garder jusqu'à la première séance de traitement, le marquage au feutre réalisé sur la peau et qui délimite la zone à traiter. Parfois ce traçage ne se fait pas sur la peau mais sur les moyens de contention appelés masques qui sont utilisés dans certaines localisations (tête et cou) pour éviter au patient de bouger et permettre de garder toujours la même position.

I.2.3 Planification de traitement

En clinique, la planification des traitements est très complexe et nécessite plusieurs étapes. Le processus commence d'abord par un diagnostic, suivi d'un choix thérapeutique et d'une prescription de dose et de la planification du traitement (selon un protocole défini), puis la délivrance du traitement avec les différents contrôles recommandés.

La préparation du traitement est donc réalisée grâce à un système de planification de traitement TPS pour déterminer la distribution de dose dans la tumeur et les zones avoisinantes. Cette distribution de dose doit être optimum de manière à ce que les tissus normaux autour reçoivent le minimum de dose. Ils intègrent quasiment tous des algorithmes de calcul de la distribution de dose, des outils de traitements des images médicales et de "contourage" de tumeur. Trois points fondamentaux sont nécessaires pour une planification précise :

- l'utilisation d'images scanner de qualité reproduisant de manière fiable le patient en position de traitement, pour l'identification des structures tumorales et des organes à risque. Ce type d'imagerie, grâce à des techniques de recalage d'images, peut être

combiné à d'autres modalités comme l'imagerie à résonance magnétique (IRM) ou l'imagerie TEP (Tomographie par Emission de Positons).

- La simulation précise des interactions des rayonnements ionisants avec les tissus humains.
- Le calcul de dose en fonction des paramètres physiques et géométriques de l'appareil de traitement et du patient.

I.2.4 Positionnement du patient

Consiste à positionner le patient comme lors de la simulation grâce aux repères et aux systèmes de lasers. Ceci permet de contrôler que la balistique choisie est compatible avec le patient. Un contrôle de la zone irradiée peut être effectué grâce à des clichés radiologiques ou par à une imagerie portale.

La reproductibilité du positionnement du patient à quelques millimètres près est essentielle afin de dispenser un traitement efficace et sûr. Le patient doit évidemment demeurer parfaitement immobile durant l'irradiation.

I.3 Imagerie en radiothérapie

I.3.1 Simulateur conventionnel

Le simulateur conventionnel (figure I.2) permet de prendre des radiographies sur film et de visualiser en temps réel l'anatomie ciblée par le système d'imagerie par fluoroscopie [MUT02]. Les images obtenues sont des radiographies de transmission, sur lesquelles les grandeurs du champ de traitement sont illustrées par des fils de métal, les délinéateurs. Le médecin choisit, sur les films ou en fluoroscopie, la ou les régions à irradier. De plus, la table, le bras et la tête du simulateur sont faits pour imiter toutes les positions de traitement possibles avec un accélérateur linéaire.

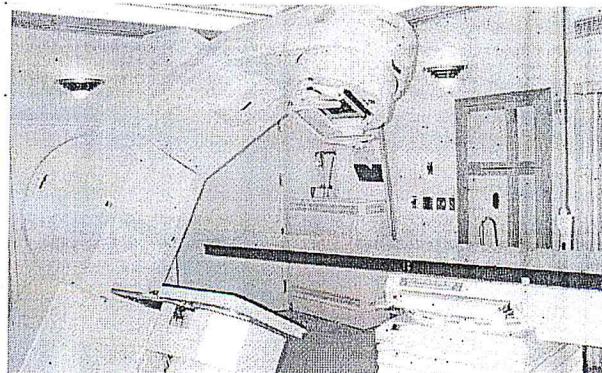


Figure I.2 : Simulateur conventionnel

I.3.2 Imagerie par résonance magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une extrapolation de la spectroscopie par résonance magnétique nucléaire. Certains atomes du corps humain possédant un nombre impair de protons, comme l'hydrogène, le sodium, le phosphore et le carbone 13, émettent des signaux de résonance magnétique. Ces signaux traités par informatique permettent par reconstruction de créer des images anatomiques (figure I.3). C'est une technique d'imagerie qui permet de visualiser des détails invisibles sur la radiographie standard, l'échographie ou le scanner. La zone étudiée peut être restituée en deux ou trois dimensions.

L'IRM offre de nombreuses possibilités de réalisation des images. Cet examen est plus performant que le scanner dans la plupart des tumeurs cérébrales, ORL et pelviennes, grâce à un meilleur contraste et une excellente résolution spatiale. Néanmoins, les calculs de dose nécessitent l'utilisation des images scanographiques et des recalages entre les images obtenues par le scanner et celles obtenues par résonance magnétique [THI07].

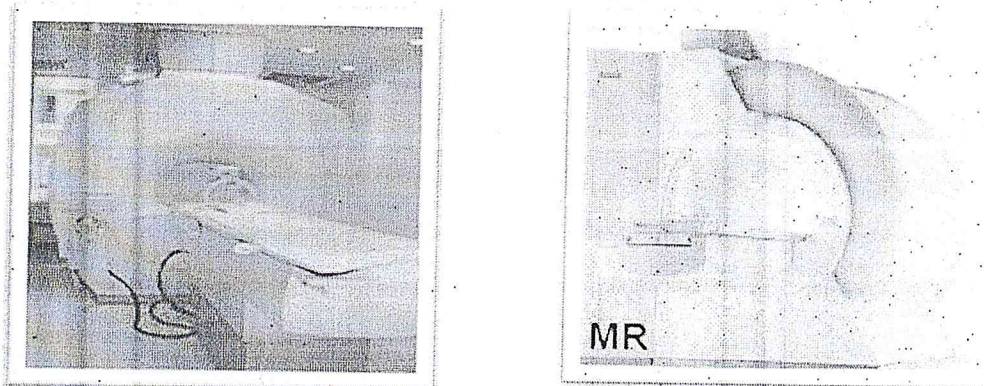


Figure I.3 : Exemple de dispositif d'imagerie par résonance magnétique (IRM)

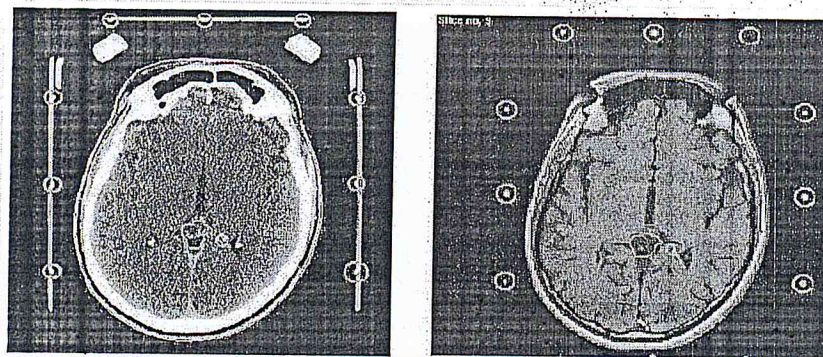


Figure I.4 : Définition du volume cible dans le cas d'un traitement par radiothérapie à partir d'images CT (à gauche) et IRM (à droite)

I.3.3 Tomographie par émission de positron

La Tomographie par émission de positron (TEP) est une imagerie fonctionnelle qui utilise des molécules marquées par des radioéléments émetteurs bêta+. Une fois le positon émis dans les tissus, il parcourt quelques millimètres sur lesquels il perd toute son énergie cinétique (figure I.5). Le positon "au repos" interagit alors avec un électron du milieu suivant une réaction d'annihilation au cours de laquelle l'énergie de masse des deux particules se transforme en deux photons de 511 keV émis simultanément dans des directions opposées. C'est cette propriété qui est exploitée pour déterminer le point d'émission des photons et construire les images tomographiques. La résolution spatiale est actuellement de l'ordre de 4 à 6 mm [THI07]. De nombreuses études cliniques ont montré que la TEP peut détecter les lésions de très petite taille et ainsi aider à définir le volume cible à irradier. Pour une meilleure définition des volumes cibles, on a souvent recouru aux recalages d'images qui peuvent être réalisés entre scannographie et TEP, IRM et TEP ou encore scannographie et IRM.

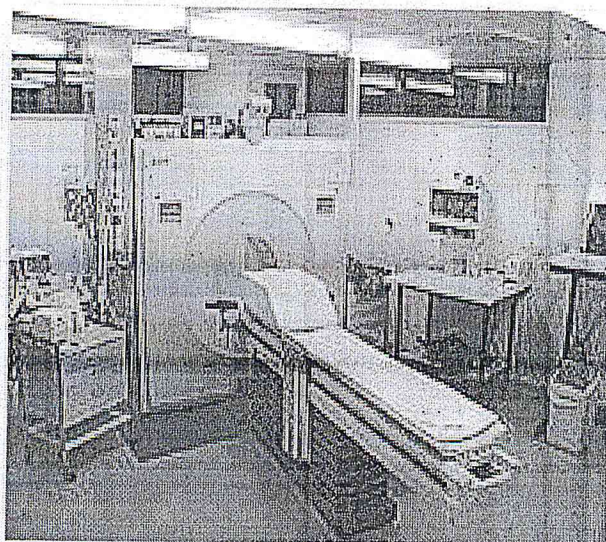


Figure I.5 : Appareil de Tomographie par émission de Positrons

I.3.4 Système d'imagerie portale

L'imagerie portale se définit comme l'acquisition d'images à partir d'un champ de traitement de radiothérapie. Ces images, dites images portales, montrent exactement la zone irradiée, ce pourquoi, elles sont très utiles pour la vérification des traitements malgré leurs faibles qualités puisqu'elles sont obtenues à partir de rayons X de hautes énergies [BAD09].

Historiquement, les images portales étaient acquises à partir de films insérés dans des cassettes, entre deux plaques de métal (typiquement ≈ 1 mm de cuivre). La première des deux (située en avant du film), générait, sous l'effet du rayonnement incident, des électrons de hautes énergies qui irradiaient le film. De plus, elle limitait le rayonnement diffusé responsable de la diminution du contraste. La seconde plaque de cuivre (en arrière du film), servait de matériau de rétrodiffusion des électrons et contribuait à la préservation de la qualité de l'image en assurant un bon contact entre le film et le reste des constituants de la cassette. Aujourd'hui, l'image portale est numérique. Elle est obtenue à partir d'un imageur portal numérique ou EPID (Electronic Portal Imaging Devices) qui est directement embarqué dans le bras de l'accélérateur linéaire (figure I.6).



Figure I.6 : *Dispositif d'imagerie portale électronique attaché à l'accélérateur*

I.3.5 Imagerie embarquée sur les accélérateurs

Le système d'imagerie embarqué utilisé (OBI) est monté sur un accélérateur Clinac 2100 C/D (Varian™). Il est composé de deux bras robotisés, l'un comportant un tube à rayons X, c'est-à-dire une source de basse énergie (kVS), et l'autre un détecteur plan en silicium amorphe (kVD), ces deux bras étant constitués chacun de trois articulations (figure I.7). Ces bras sont montés sur l'accélérateur de façon à ce que le faisceau de basse énergie soit perpendiculaire au faisceau de traitement de haute énergie (MV).

Ils peuvent être déplacés au moyen du boîtier de commande manuelle à l'intérieur de la salle de traitement ou du boîtier de commande situé au pupitre de l'accélérateur. La source de basse

énergie peut être déplacée dans les directions verticale et longitudinale et le kVD peut être déplacé dans ces deux directions ainsi que dans la direction latérale. Les mouvements latéral et vertical sont relatifs à la direction du faisceau de haute énergie : le mouvement latéral du kVD est un mouvement parallèle au faisceau de haute énergie et le mouvement vertical est un mouvement éloignant ou rapprochant le kVS ou le kVD de haute énergie.

La distance source-détecteur utilisée est de 150cm. Le kVS est un tube à rayons X permettant une collimation de 5 à 25cm avec une gamme de tensions allant de 40 à 150 kV. Le kVD est équipé d'une grille antidiffusante. La zone de détection mesure 397x298mm² et est composée d'une matrice de 2048x1536 de cellules de détection en silicium amorphe sur laquelle repose un scintillateur de thallium dopé à l'iodure de césium [MAR09].

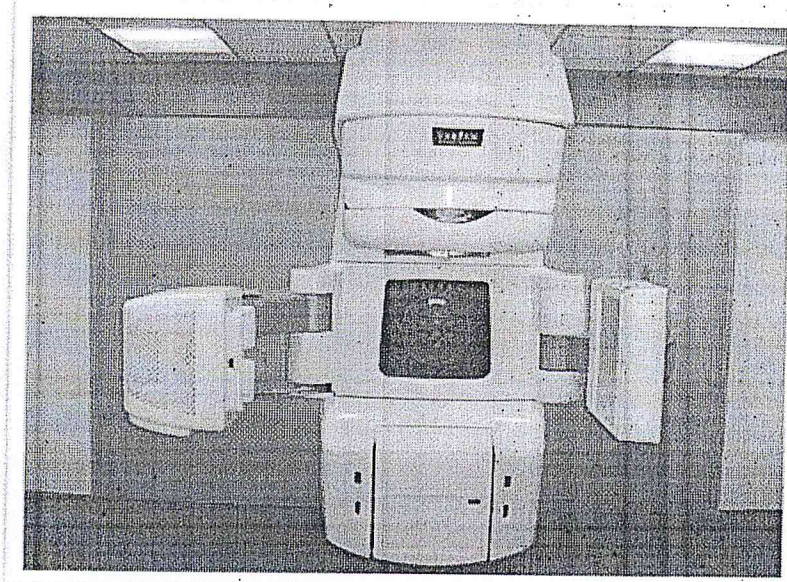


Figure I.7: Accélérateur linéaire. Modèle Clinac 2100 C/D® (Varian™) équipé du système d'imagerie embarquée OBI®. Les deux bras de l'OBI® sont déployés : à gauche, la source de basse énergie (kV) et, à droite, le détecteur de basse énergie (kV).

I.3.6 Le Scanner 'Tomodensitomètre'

La tomographie regroupe l'ensemble des méthodes permettant d'étudier la composition et la structure interne d'un objet. Son nom vient du grec tomo (coupe, tranche ou section) et graphe (image). Elle permet la reconstruction d'images en coupes d'un objet à trois dimensions. Ces coupes sont calculées à partir de la mesure des rayonnements émis, transmis ou réfléchis par l'objet étudié. Le principe de la tomodensitométrie (TDM, CT (Computerized tomography) ou Scannographie) repose sur l'analyse de l'interaction d'un faisceau de rayons X avec la matière, dont la transmission est enregistrée par des détecteurs de rayons X. Son développement est lié au développement de l'informatique dès les années soixante [LIS02].

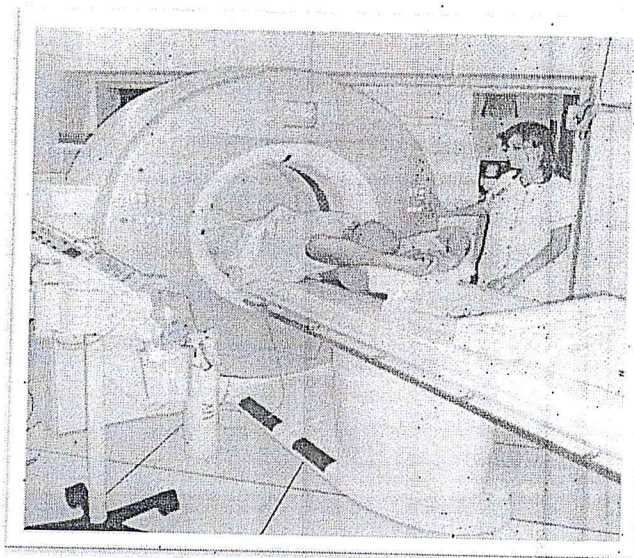


Figure I.8 : Schéma représentant un tomodensitomètre (scanner)

I.3.6.1 La source de rayons X

Les rayons X sont une forme de rayonnement électromagnétique découverts en 1895 par le physicien allemand Wilhelm Röntgen, qui a reçu pour cela le premier prix Nobel de physique. Le premier tube à rayons X fut le tube de Cookes [KH08].

La production des rayons X s'effectue sur la base de ce processus en créant un faisceau de particules chargées que l'on freine ensuite dans un matériau cible. Un générateur ou émetteur de rayons X est constitué d'une anode et d'une cathode placées sous vide dans une ampoule de verre. A l'intérieur de cette enceinte, des électrons sont émis par la cathode, constituée d'un filament métallique, lorsqu'elle est parcourue par courant électrique (figure I.9). Ces électrons sont accélérés par une différence de potentiel (25 à 150kV) en direction de l'anode. Le faisceau d'électrons défini par son intensité (A) et son énergie (eV) heurte l'anode en produisant principalement de la chaleur, mais aussi des rayons X.

Deux mécanismes sont à l'origine de la formation des rayons X dans un tube radiogène: l'émission générale (Bremsstrahlung) et l'émission caractéristique.

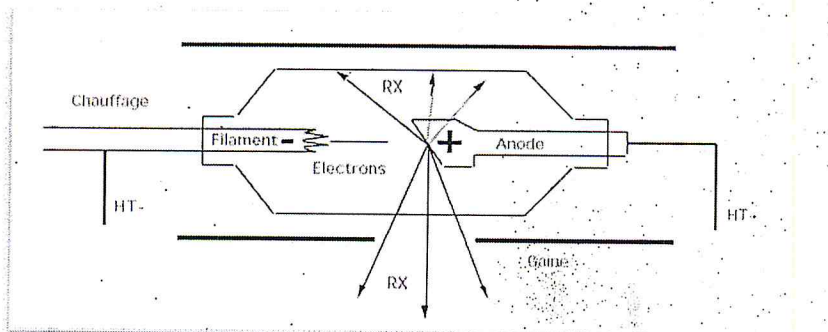


Figure I.9: Schéma d'un tube à rayons X

I.3.6.2 Scanner hélicoïdal multicoupes

Le scanner hélicoïdal constitue actuellement le principe de base des nouveaux scanners. Il repose sur la géométrie 'fan beam'. Il marque la fin des scanners incrémentaux puisque la table a un mouvement en z continu durant l'acquisition. Le tube à rayons X est solidaire d'un système de détection constitué d'une rangée de détecteurs disposée en arc de cercle. L'ensemble tourne autour du patient alors que le tube produit un faisceau en éventail. La rotation continue du statif (qui supporte le tube et les détecteurs), l'émission continue des RX et l'avance concomitante de la table d'examen aboutissent à l'acquisition hélicoïdale (figure I.10).

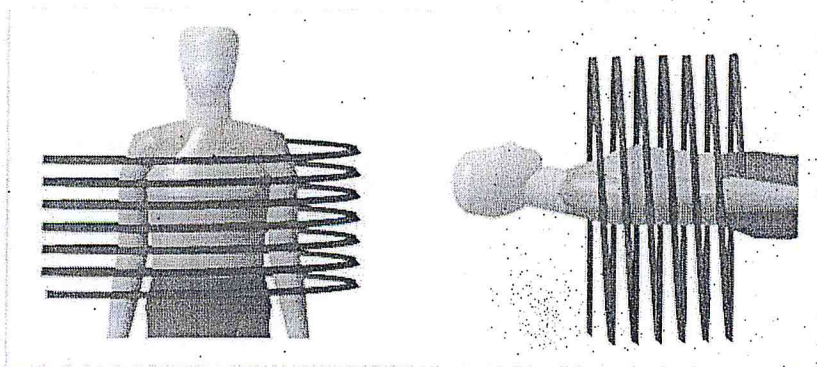


Figure I.10 : Scanner hélicoïdal (l'émission continue des RX et l'avance simultanée de la table d'examen permet d'obtenir une acquisition hélicoïdale)

Pour quantifier l'avancée de la table, un nouveau paramètre a alors été introduit : le *pitch*. Il est défini par :

$$Pitch = d/S \quad (I.1)$$

Avec 'd' l'avancée de table pendant une rotation et S, l'épaisseur de collimation.

Le scanner monocoupe comporte dans l'axe z une seule couronne de détecteurs disposés dans l'axe x sur environ 50° en éventail. Une seule coupe est acquise par rotation. En 1992, Elscint

commercialise le premier scanner bibarrette, le système de détection étant constitué par l'accolement de deux rangées de détecteurs. Ce scanner est le premier à permettre la réalisation des coups infra-millimétriques. Le scanner multibarrettes (multicoupes) est une évolution technologique majeure, caractérisée par l'introduction d'un nouveau système de détection basé sur le principe de la subdivision de la couronne de détecteurs dans l'axe z. Ils utilisent actuellement simultanément jusqu'à 320 voire 640 coupes par rotation, ce qui augmente le volume exploré à chaque rotation du tube. Cette technique présente trois avantages significatifs par rapport au scanner hélicoïdal monobarrette :

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

1.4 Interaction des rayons X avec la matière

Les rayons X sont des radiations relativement pénétrantes, c'est-à-dire qu'ils peuvent parcourir des distances importantes dans la matière avant de subir une interaction. Les rayons X interagissent avec les électrons orbitaux ou avec les noyaux de la matière. On distingue deux effets principaux de l'interaction : l'absorption et la diffusion. L'absorption conduit à la disparition du photon et au transfert total de son énergie à une particule chargée, en général un électron. La diffusion consiste en un changement de la direction, associée ou non à une perte d'énergie des rayonnements X. Les principales interactions que subissent les rayons X sont l'effet photoélectrique, la diffusion Compton, la diffusion Rayleigh et la création des paires. Dans le domaine d'énergie qui nous concerne, seulement deux effets ont un intérêt important : l'effet photoélectrique, la diffusion Compton.

1.4.1 Loi d'atténuation des rayons X

Un faisceau unidirectionnel de photons mono-énergétiques traverse un écran matériel. $I(x)$ étant l'intensité du faisceau (nombre de photons franchissant l'unité de surface normale au faisceau par unité de temps) à la position x. Le coefficient d'atténuation linéaire a la dimension de l'inverse d'une longueur. La loi d'atténuation d'un faisceau parallèle mono-énergétique en fonction de l'épaisseur x est donnée par l'expression suivante:

$$I(x) = I_0 \exp(-\mu(E, M) x) \quad (1.2)$$

$I(x)$ est l'intensité du faisceau après avoir traversé une épaisseur x de matière et I_0 l'intensité du faisceau incident. L'intensité d'un rayonnement électromagnétique décroît exponentiellement en fonction de l'épaisseur de matière traversée. Le coefficient d'atténuation varie fortement en fonction de la matière et de l'énergie des photons. De manière générale, il croît en fonction du numéro atomique du milieu et décroît en fonction de l'énergie du rayonnement.

1.5 Principe de formation de l'image

Le principe repose sur la mesure de l'atténuation d'un faisceau de rayons X qui traverse un segment du corps. Le tube et les détecteurs tournent autour de l'objet à examiner. De multiples profils d'atténuation sont obtenus à des angles de rotation différents. Ils sont échantillonnés et numérisés. Les données sont rétroprojetées sur une matrice de reconstruction puis transformées en image analogique.

L'idée de base d'Hounsfield était de balayer une tranche anatomique (coupe) pour acquérir dans cette coupe les profils de transmission des rayons X. A l'aide d'un tube RX et d'un détecteur, comme le montre la figure I.11, l'objet était balayé de telle manière qu'on pouvait obtenir sa couverture complète par des profils de transmission.

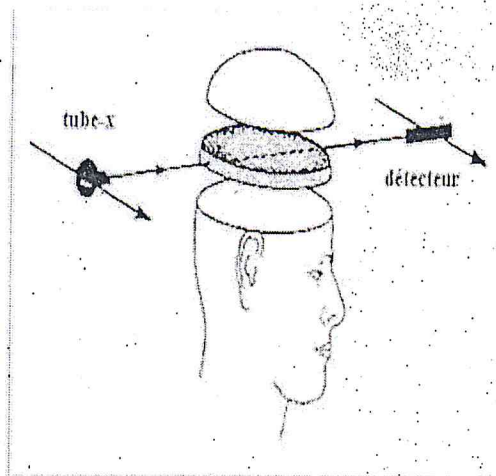


Figure I.11: Balayage de la tranche anatomique

Un faisceau de rayons X traversant un objet homogène d'épaisseur x subit une atténuation obéissant à la loi de Beer Lambert (équation 1.2). Cette équation peut également s'écrire sous une forme linéaire:

- $\ln(I/I_0) = \mu x$ pour un objet homogène
- $\ln(I/I_0) = \mu_1 x_1 + \mu_2 x_2 + \mu_3 x_3 + \dots + \mu_n x_n$ pour un objet de densité non uniforme.

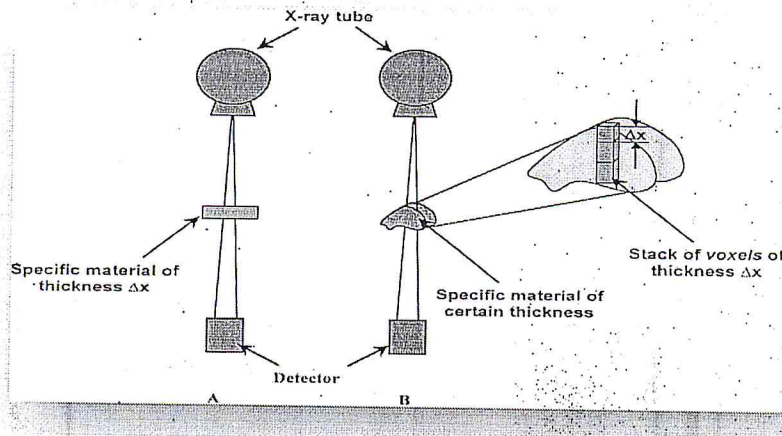


Figure I.12: Principe d'atténuation (A) pour un objet homogène, (B) pour un objet hétérogène

I.6 Echelle Hounsfield

Un scanner mesure la distribution spatiale d'un coefficient d'atténuation linéaire $\mu(x, y)$. La quantité physique μ n'est pas vraiment descriptive et elle est fortement dépendante de l'énergie utilisée. La visualisation de μ rendrait la comparaison d'images obtenues à différentes filtrations et à différentes énergies extrêmement complexe. C'est pourquoi le coefficient d'atténuation n'apparaît pas directement à l'image. Il est substitué par une valeur d'atténuation aux RX, appelée valeur CT ou nombre CT (N_{CT}) exprimé en unité Hounsfield (UH). Cette valeur est relative au coefficient d'atténuation de l'eau. Pour un tissu déterminé ayant un coefficient d'atténuation μ_{tissu} , le nombre CT est défini par:

$$UH = 1000 * (\mu - \mu_{\text{eau}}) / \mu_{\text{eau}} \quad (I.3)$$

Sur cette échelle, dite échelle Hounsfield, l'eau a une valeur de 0 UH (car $\mu_{\text{tissu}} = \mu_{\text{eau}}$). L'air a un N_{CT} égal à -1000 UH. Le N_{CT} de l'eau et de l'air sont indépendants de l'énergie du faisceau de rayons X et constituent des points fixes de l'échelle Hounsfield (figure I.13).

Du fait de leur faible densité et donc de leur faible atténuation ($\mu_{\text{poumon}} < \mu_{\text{air}}$ et $\mu_{\text{graisse}} < \mu_{\text{air}}$), les poumons et la graisse ont des nombres CT négatifs. La plupart des autres parties du corps (muscles, organes, tissus mous...) ont des nombres CT positifs. Les nombres CT les plus élevés (jusqu'à 2000 HU) sont ceux des os et des calcifications, ce qui peut s'expliquer par le coefficient d'atténuation important du calcium. Les nombres CT des os ou des produits de

contraste sont plus fortement dépendants de l'énergie du faisceau de rayons X que celui de l'eau. Ils augmentent quand le kilovoltage diminue.

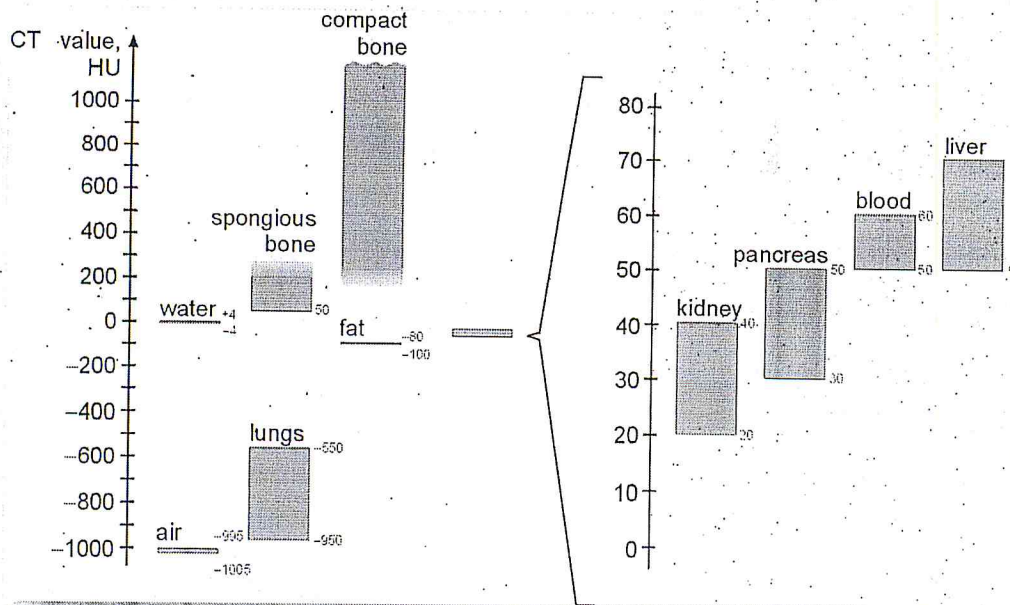


Figure I.13: Echelle Hounsfield pour différents milieux

I.6.1 Fenêtrage

Théoriquement, l'échelle Hounsfield n'a pas de valeur supérieure limite. Néanmoins, en scanographie, une échelle allant de -1024 à +3071 UH est généralement utilisée. Par conséquent 4096 (2^{12}) valeurs différentes sont disponibles et 12 bits sont nécessaires par pixel. Ces 4096 niveaux de gris ne peuvent être différenciés par l'œil humain. Un humain peut typiquement discerner un maximum de 16 à 20 niveaux de gris. La totalité de l'échelle de gris est donc assignée à un intervalle d'intérêt de nombres CT appelé fenêtre de visualisation (de largeur W et de centre C). Les nombres CT supérieurs à la valeur maximale choisie apparaîtront blancs sur l'image et les nombres CT inférieurs à la valeur minimale apparaîtront noirs (figure I.14). On définit cette fenêtre en réglant le centre C et la largeur W . Le centre choisi doit correspondre approximativement à la valeur moyenne des nombres CT de la structure d'intérêt. La largeur va déterminer le contraste de l'image.

Pour la visualisation de très petites différences d'atténuation (comme par exemple pour le cerveau), une fenêtre très fine doit être choisie (W petit). Au contraire, quand la zone explorée présente de fortes différences d'atténuation (par exemple le poumon, le squelette...), une fenêtre large doit être choisie (W grand).

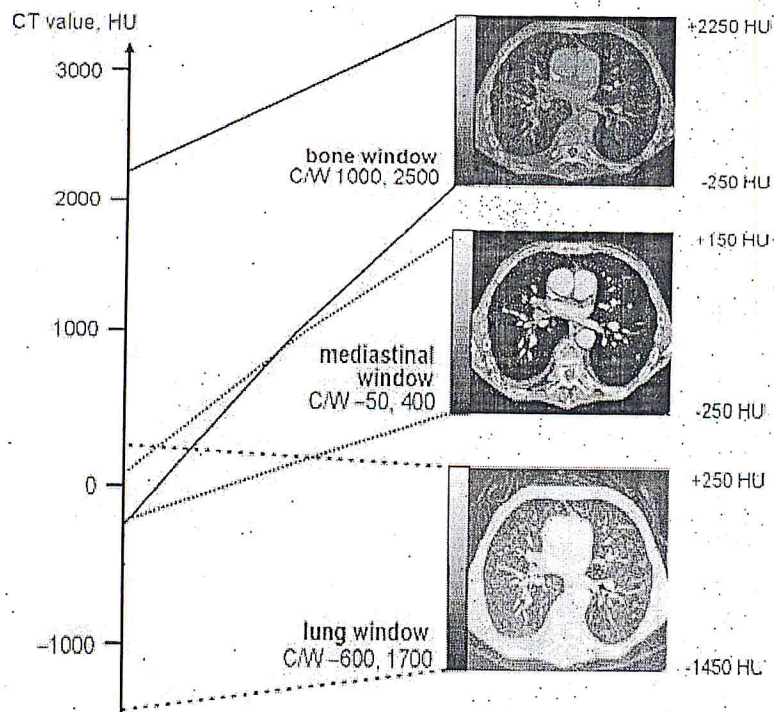


Figure I.14: Choix de la fenêtre en fonction des structures examinées.

CHAPITRE II

Les algorithmes de calcul de dose en radiothérapie

II.1 Introduction

L'informatisation du calcul et de l'affichage de distribution de dose est en évolution continue depuis l'apparition des premiers programmes réalisés avec des logiciels basiques. Même si l'évolution de la connaissance des réalités dosimétriques a régulièrement alimenté les innovations, c'est essentiellement les nouveautés de l'informatique qui ont conditionné les versions successives des logiciels commerciaux. On constate, aujourd'hui que les principes des premières simulations sur ordinateurs persistent sous certaines formes à l'intérieur des programmes très sophistiqués actuels.

Ainsi, il est intéressant de bien comprendre les particularités des modèles utilisés en les situant par rapport à toutes les mises en œuvre observées depuis une trentaine d'années. Plusieurs approches ont été développées pour le calcul de dose en radiothérapie.

II.2 Méthodes Empiriques

Ces méthodes sont les plus anciennes car elles furent initialement pratiquées manuellement. Un certain nombre de faisceaux mesurés dans des conditions de référence sont enregistrés dans des matrices. Le calcul de la distribution de dose est effectué en deux dimensions par interpolations entre les données de base.

Le nombre de points de mesures sur les rendements en profondeur et les dimensions des faisceaux mesurés conditionnent la précision souhaitée. Les rendements en profondeur sont mesurés à partir de la profondeur du maximum de dose. La zone de l'équilibre électronique est simulée par interpolation avec la dose mesurée à la surface. La dose en dehors de l'axe des faisceaux est obtenue grâce à des mesures de profils à plusieurs profondeurs. Ces profils sont normalisés sur l'axe. Ils sont segmentés en un nombre de points positionnés de façon à suivre des lignes divergentes du faisceau. Ainsi, la dose en un point en dehors de l'axe du faisceau est calculée par des coefficients hors axe [GAR09].

II.2.1 Représentation analytique

La représentation analytique de la dose consiste à utiliser une formulation mathématique qui prend en compte la dose sur l'axe et hors axe [ICR87]. Il n'y a pas de limite mathématique à

exploiter la formulation analytique cependant, la mise en œuvre de formules complexes a toujours dépendu de la capacité des ordinateurs à rendre un calcul dans un temps raisonnable. D'autre part, il est difficile de concevoir la prise en compte de tous les paramètres, notamment les variations de spectres d'énergie en fonction de la profondeur ou en présence de tissus hétérogènes.

II.2.2 Prise en compte des filtres en coins et de l'obliquité de surface

Une formulation était nécessaire pour des conditions autres que les conditions de références. La prise en compte des filtres en coins était soit issue de mesures de rendements en profondeur et de profils comme pour les champs sans modificateurs, soit par un tableau de coefficient de transmissions issu du faisceau le plus large utilisé. La prise en compte de la non-horizontnalité de la surface était obtenue par l'application de la loi de l'inverse carré de la distance.

II.2.3 Prise en compte des hétérogénéités tissulaires.

La prise en compte des hétérogénéités est réalisée suivant plusieurs concepts :

- La profondeur équivalente : la profondeur équivalente en un point est l'épaisseur d'eau qui atténuerait les rayonnements autant que les tissus traversés.
- La correction RTA ou RTM : ce facteur de correction est, comme son nom l'indique le rapport entre les valeurs de RTA ou RTM aux profondeurs équivalente et réelle.
- La correction Power law (BATHO) : cette correction améliore la précédente en introduisant la densité des tissus [BAT64].
- La correction par soustraction de faisceau : elle introduit un faisceau virtuel qui couvre l'hétérogénéité [KAP85, KAP95]. C'est une amélioration de la correction de Batho pour prendre en compte le rayonnement rétrodiffusé.
- La correction RTA équivalent : introduite par Sontag et Cunningham [SON78], a pour objectif de réaliser un calcul tridimensionnel. Elle permet une prise en compte dans le sens de la profondeur mais aussi avec une graduation en fonction de la dimension du champ. La densité de chaque voxel est utilisée pondérée de sa contribution à un point de calcul. Cette méthode simple pour un calcul tridimensionnel nécessitant un temps de calcul important a pu ensuite être améliorée par convolution et donc calculée avec une transformée de Fourier.

II.2.4 Limitations des méthodes empiriques

Tout d'abord, on constate que pour atteindre le calcul de la dose en un point, il est nécessaire d'appliquer plusieurs corrections aux données de base. Ces corrections sont des approximations qui donnent de bons résultats dans la majorité des cas. Cependant, dès que la zone irradiée comporte des régions de faibles densités, les approximations introduisent des erreurs dans le calcul des distributions de dose. Les dosimétries complexes actuelles nécessitent des modèles plus sophistiqués qui ont pu apparaître avec la disponibilité d'ordinateurs de plus en plus puissants.

II.3 Principe de la séparation Primaire-Diffusé

En 1972, Cunningham a développé le principe de la séparation de la contribution du rayonnement primaire et du rayonnement diffusé pour informatiser le calcul [CUN72]. Il s'est appuyé sur la méthode de Clarkson qui décomposait la contribution du rayonnement diffusé par secteurs angulaires.

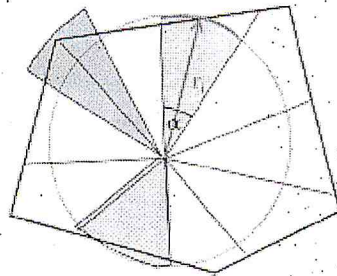


Figure II.1 : Cercle de rayon r_i équivalent au secteur d'angle α du champ d'irradiation

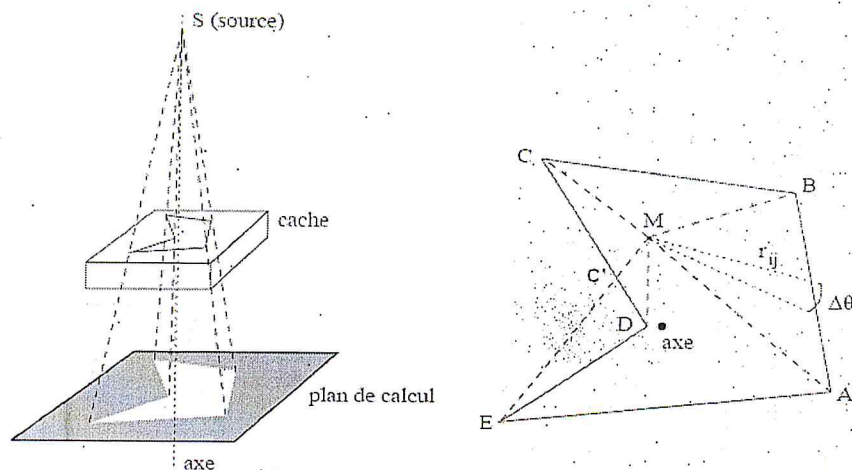


Figure II.2 : Calcul de la dose en M par découpage en secteurs circulaires

La dose en un point à la profondeur z , pour un champ de taille A , $D(A, z)$ est égale à la somme de la dose mesurée, dans un élément de volume permettant d'atteindre l'équilibre électronique dans l'air $D(A_0, z)$, plus la somme des contributions du rayonnement diffusé D_s .

- **Composante Primaire** : obtenue par des mesures en conditions de faisceau étroit c'est-à-dire sans transports d'électrons secondaires. Elle est modifiée par tous les éléments interposés dans le faisceau avant la surface du patient.
- **Composante Diffusée** : obtenue par sommation d'éléments de volumes (Clarkson) proportionnel au Primaire.

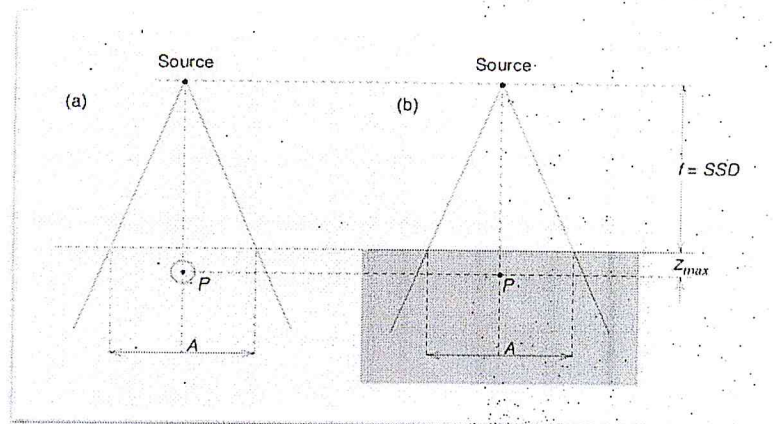


Figure II.3: Schéma de principe pour la mesure des composantes primaire et diffusée

II.4 Méthode de convolution /superposition

II.4.1 Le Kernel

La plupart des systèmes de planification TPS (Treatment Planning System) conventionnels ne prennent pas en compte directement le transport des particules secondaires, considérant que ces particules déposent leur énergie à l'endroit où elles ont été créées. C'est donc via les kernels [BOY85; MOH86, AHN89, MAC85] que les algorithmes actuels tiennent compte du transport des particules secondaires. Il s'agit d'un concept théorique qui a pour but de modéliser la diffusion des particules secondaires et la perte d'énergie de manière générale.

Le kernel, appelé aussi «Energy Deposition Kernel» [MAC85] ou encore «Point Spread Function» [AHN89], décrit la manière dont l'énergie est déposée dans un milieu (en général de l'eau) autour d'un site d'interaction d'un photon primaire mono-énergétique.

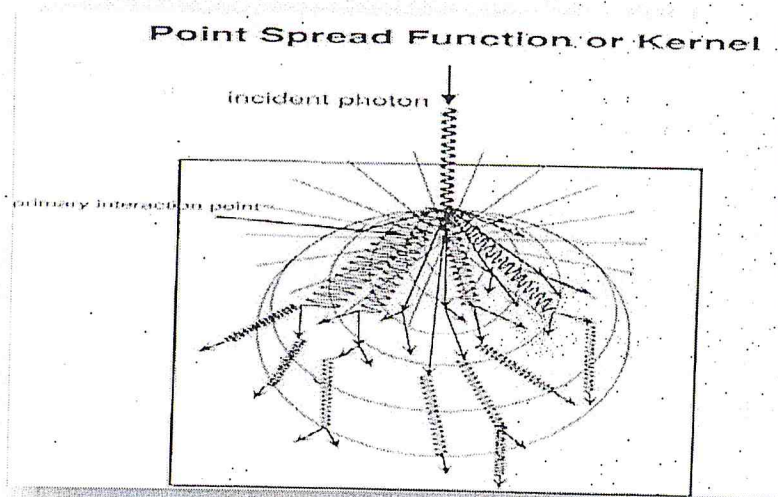


Figure II.4: Représentation d'un Kernel issu d'une interaction d'un photon [GAR 09]

II.4.2 Principe de la méthode

Dans ce type de modèle [MAC85, MOH86, AHN89], la distribution de la dose est vue comme une superposition de réponses (kernels) pondérée de manière adéquate pour chaque photon incident. Les kernels sont catégorisés en fonction de la géométrie du faisceau élémentaire qui délivre l'énergie incidente. Il s'agit des « points kernels » décrivant la manière dont l'énergie est déposée dans un milieu infini autour d'un site d'interaction d'un photon primaire où encore des « pencil kernels » décrivant le dépôt d'énergie dans un milieu semi-infini d'un faisceau monodirectionnel.

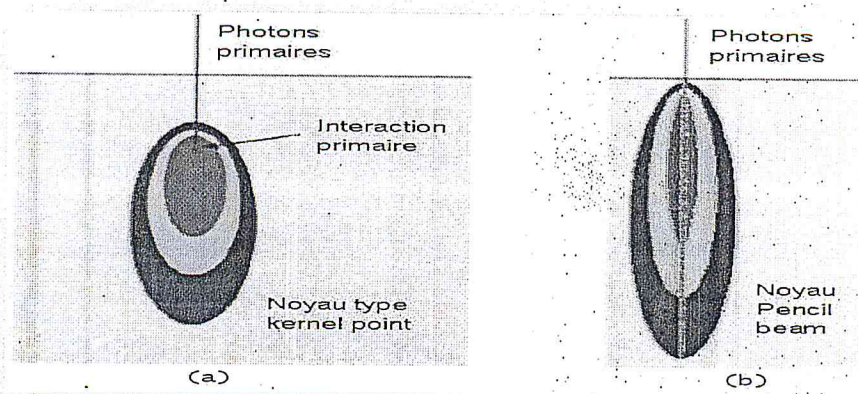


Figure II.5: Noyaux de convolution : (a) noyau représentant la répartition de l'énergie libérée par des interactions de photons primaires ayant lieu en un point unique ; (b) un noyau de type pencil beam, représentant la dose déposée par un faisceau de section infinitésimale.

Nous exposons, ci-dessous, la technique de convolution de base, appelée « points kernels » avant de présenter deux méthodes alternatives qui lui ajoutent des approximations dans le but d'obtenir un calcul plus rapide.

Les méthodes de convolution séparent les processus de transport et le dépôt de l'énergie en deux phases :

- Le transport de l'énergie par les photons primaires (Terma),
- Le dépôt d'énergie par les particules secondaires (électron et photon).

Le lien entre ces deux phases est effectué au moyen d'une convolution. Ensuite, la dose est calculée par superposition des kernels pondérés de manière appropriée. Pour un faisceau mono-énergétique, la dose $D(r)$ en un point r est donnée par [AHN89] :

$$D(r) = \int_V \frac{\mu}{\rho} \cdot \Psi(s) h(r-s) d^3s = \int_V T(s) \cdot h(r-s) d^3s \quad (II.1)$$

Où:

- $\frac{\mu}{\rho}$: coefficient d'atténuation massique,
- $\Psi(s)$: fluence d'énergie des photons primaires,
- $H(r-s)$: kernels de convolution (calculés par des codes Monte Carlo),
- $T(s)$: énergie totale libérée par unité de masse ; elle représente le produit du coefficient d'atténuation massique et de la fluence d'énergie primaire.

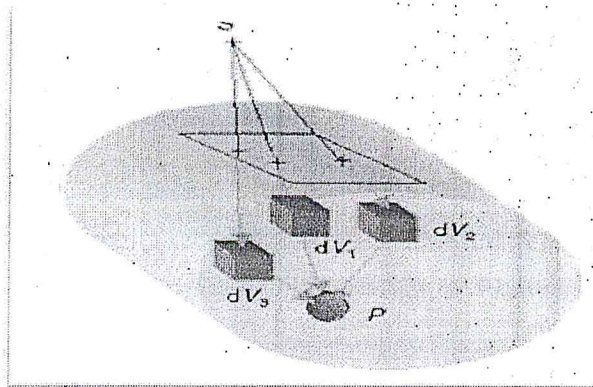


Figure II.6: Schéma de principe de la superposition.

Les faisceaux de rayons X utilisés en radiothérapie ne sont pas mono-énergétiques mais ont un spectre en énergie continu. Une généralisation de l'équation (II.1), nous fait aboutir à une équation pour un faisceau poly-énergétique [MAC85, AHN89].:

$$D(r) = \int_E \iiint_V T_E(s) h(E, r-s) d^3s \cdot dE \quad (\text{II.2})$$

Où la dépendance en énergie est incluse dans le kernel et dans le Terma qui à la forme [AHN99] :

$$T_E(s) = \frac{\mu}{\rho}(E, s) \cdot \psi_E(s) \quad (\text{II.3})$$

La résolution d'une telle équation dépendante de l'énergie demande une répétition d'intégrations spatiales qui nécessite beaucoup de temps de calcul. Des approximations ont alors été tentées afin d'avoir des résultats acceptables. Elles consistent en la séparation du processus de diffusion d'énergie dans des convolutions séparées pour la dose diffusée dans le patient [AHN89]. La dose primaire représente ici la contribution des photons primaires ainsi que les photons secondaires créés dans la tête de l'accélérateur. La dose diffusée dans le patient reprend tous les photons qui ont interagi au moins une fois avec le milieu.

En effet, puisque le Terma, dépendent très peu de l'énergie. L'équation (II.2) devient donc :

$$D(r) \approx \iiint_V P(s) \tilde{h}_p(r-s) d^3s + \iiint_V S(s) \tilde{h}_d(r-s) d^3s \quad (\text{II.4})$$

Où :

- $P(r) = \int T_E(r) \frac{\mu_{\text{én}}}{\mu}(E) dE$
- $S(r) = \int T_E(r) [1 - \frac{\mu_{\text{én}}}{\mu}(E)] dE$

Avec :

- Des kernels $\tilde{h}_p(r)$ (dose primaire) et $\tilde{h}_d(r)$ (dose diffusée par le patient) pondérés par le Terma et ré-normalisés.
- μ et $\mu_{\text{én}}$ sont respectivement le coefficient d'atténuation linéaire et le coefficient d'absorption d'énergie.

Le transfert d'énergie des premiers photons diffusés dépend de la composition du milieu entre le site d'interaction primaire et l'endroit du dépôt de la dose. C'est pourquoi il est d'usage d'utiliser le concept de profondeur radiologique, définie comme la profondeur géométrique multipliée par le coefficient d'atténuation moyen par rapport à l'eau, évalué le long du trajet du rayon jusqu'au point de calcul.

Le Terma est ainsi calculé à la profondeur radiologique du site d'interaction de photon primaire, tandis que le kernel est pondéré par la densité électronique moyenné entre le site d'interaction et le site de dépôt de la dose. Cette méthode, appelée « density scaling », évite la fastidieuse tâche de calculer des kernels exacts pour chaque situation [AHN99].

L'algorithme « convolution/superposition » n'est pas utilisable en routine clinique car il nécessite un grand nombre d'opérations ainsi que des approximations afin de résoudre l'équation II.1 dans des limites de temps raisonnables. Nous allons ainsi décrire le « pencil Beam » qui est utilisé en clinique.

II.4.3 Le Single Pencil Beam

Le « Single Pencil Beam », tout d'abord, se base sur des kernels mesurés. Les kernels sont déterminés à plusieurs profondeurs pour chaque énergie [GAR09]. Ces kernels sont modélisés de manière analytique. Le calcul de la dose à d'autres profondeurs utilise des interpolations entre les kernels pré-calculés [GAR09]. Pour les corrections de la dose dans le cas d'hétérogénéités, cet algorithme utilise la loi de Batho (1964) modifiée, et ne tient compte que de l'atténuation du faisceau. Cette loi utilise le rapport des « tissue Air Ratios » pour calculer la dose dans un milieu à deux couches et elle a été ensuite adaptée à un milieu multicouche pour finalement la rendre utilisable dans des images radiologiques. Les limites de cette loi ont été longuement étudiées pour en arriver à la conclusion que la dose est surestimée dans le cas d'une densité supérieure à 1 et sous-estimée lorsque la densité est inférieure à 1.

II.4.4 Le Pencil Beam

Comme son nom l'indique, cet algorithme se base sur des « pencil kernels » et non sur des « point kernels ». L'objectif de cette approche est de réduire le temps de calcul en utilisant un pencil kernel qui peut être vu comme une pré-convolution de point kernel selon la dimension de la profondeur. La dose en un point arbitraire peut être interpolée par deux fonctions représentant essentiellement la dose primaire et la dose secondaire. Le pencil kernel exprimé dans des coordonnées cylindriques peut être schématisé de manière précise par [AHN92] :

$$\frac{p}{\rho}(r, z) = \frac{A_z e^{-a_z r} + B_z e^{-b_z r}}{r} \quad (II.5)$$

Où : A_z, a_z, B_z, b_z dépendent de la profondeur. Une technique d'intégration numérique a été développée par Ahnesjö et al pour permettre de paramétrer des formes de champs compliquées au moyen d'une décomposition triangulaire [AHN92].

En milieu hétérogène, le pencil beam néglige les effets tels que l'élargissement de la pénombre et le manque de diffusé, car la modélisation de tels effets augmenterait dramatiquement le temps de calcul. Le noyau, souvent calculé dans l'eau, doit alors subir un

« depth-scaling » pour être adaptée à la densité du matériau. Cette approche est d'une grande utilité cependant on trouve les limites suivantes :

- Elle ne prend pas en compte des densités qui se situent dans les régions proches à l'axe de faisceau, qui ont pourtant un effet non négligeable sur les diffusions latérales d'énergie.
- Dans le cas des géométries multicouches, la déformation du noyau par un tel scaling ne fournit pas un résultat exact.

II.4.5 La méthode Collapsed Cone Convolution

La méthode « Collapsed Cone Convolution » proposée par Ahnesjö en 1989 [AHN89], consiste à appliquer une discrétisation angulaire du kernel qui permet une approche efficace pour le transport et le dépôt de l'énergie. Elle offre un des meilleurs compromis temps/précision.

Elle utilise des noyaux exprimés en coordonnées sphériques, ce qui permet de voir une direction de transport d'énergie comme un cône partant du point central (c-à-d du point où le Terma a été préalablement calculé). Disposer de tels noyaux permet d'utiliser les deux approximations suivantes pour accélérer le calcul des dépôts d'énergie :

Approximation 1 : toute l'énergie qui est propagée dans un cône du noyau est transportée, atténuée et déposée sur l'axe de ce cône. Cette approximation est tout à fait valable puisque :

- ✓ Très près du point central, on a une grande précision car les cônes ne sont pas encore très larges ;
- ✓ Plus loin, les erreurs sont faibles car les cônes voisins se compensent les uns les autres. Par ailleurs, les doses deviennent moins importantes à mesure que l'on s'éloigne du centre du noyau.

Approximation 2 : les noyaux de dépôt sont donnés, pour chacun des cônes, par une fonction exponentielle décroissante, dont le paramètre dépend de la direction du cône. Cette approximation fournit des résultats très corrects [AHN89].

La première étape de cette méthode est, comme pour le point kernel, le calcul de la distribution de Terma. Mais ensuite, les deux Approximations énoncées, ci-dessus sont utilisées pour répartir très rapidement les énergies via les noyaux. Le Terma en un point est déposé petit à petit, en partant du centre du noyau, sur chacune des directions. Mais en avançant dans une direction donnée, (c-à-d en parcourant les voxels situés dans cette direction), on va, sur chacun de ces voxels :

- ✓ Déposer de l'énergie (action classique, à la façon du point kernel) ;
- ✓ Prendre au passage l'énergie du Terma déposé dans ce voxel, pour l'emmener et la déposer dans la même direction. On additionne ainsi des énergies provenant de différents voxels. Ceci est rendu possible par la modélisation des noyaux de dépôt d'énergie par des fonctions exponentielles.

Le « Collapsed Cone Convolution » a apporté de grandes améliorations dans le calcul de dose en milieu hétérogène. Il permet de modéliser avec beaucoup plus de précision que les autres algorithmes de type « Convolution /Superposition » des interfaces comprenant des grandes différences de densité, même s'il n'est pas aussi précis que le Monte Carlo.

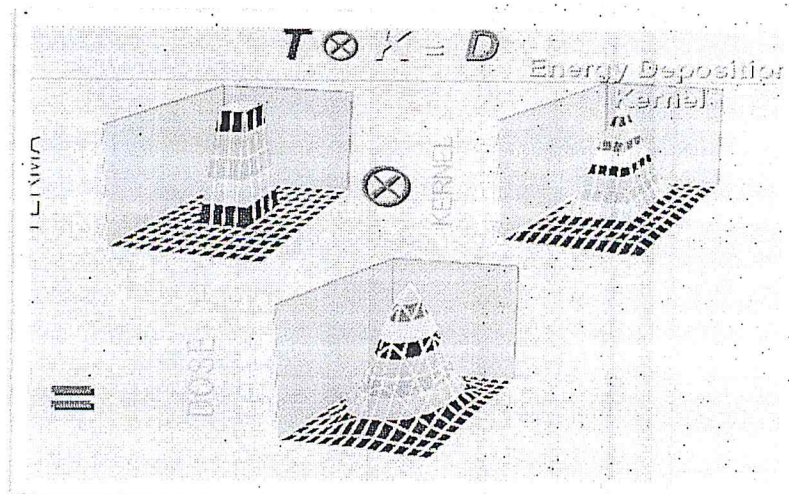


Figure II.7: Schéma de principe de la superposition Terma/Kernel

II.5 La méthode Monte Carlo (MC)

Historiquement, la première utilisation connue de la méthode Monte-Carlo date du 18^{ème} siècle [BLA07]. Ce n'est que pendant la seconde guerre mondiale, avec l'apparition des outils informatiques et les travaux de Fermi, Von Neumann et Ulam, que la méthode Monte-Carlo a été appliquée, pour la première fois, au transport des particules lors de la conception de la première bombe atomique. La méthode Monte-Carlo (MC) a énormément évolué et s'est largement généralisée. A ce jour, dans le cadre des applications radiothérapeutiques, la méthode Monte-Carlo est généralement décrite comme étant l'une des méthodes les plus précises pour calculer la dose délivrée [AND90].

Une meilleure connaissance des sections efficaces d'interactions des particules avec la matière ainsi que l'augmentation considérable des puissances de calcul a contribué à

l'apparition de nombreux codes de Monte-Carlo tels que EGS4 [NEL85], EGS4/BEAM [ROG95], EGSnrc [KAW00], MCNP4 [BRI00], PENELOPE [SAL08], Des améliorations continues leur ont permis de s'imposer dans le domaine de la dosimétrie.

Au cours des trente dernières années, de nombreux travaux ont porté sur la simulation des faisceaux de particules issus des accélérateurs linéaires utilisés en radiothérapie. Au départ, seules de très simples géométries ont pu être modélisées en raison de la puissance de calcul des ordinateurs.

Les années 80 sont marquées par les premières modélisations complètes des têtes d'irradiation des accélérateurs linéaires ; on peut citer, en référence, les travaux de Patau *et al* [PAT78], Nilsson et Brahme [NIL81], Peti *et al* [PET83] et Mohan [MOH85]. Il est désormais possible de modéliser les géométries les plus complexes de la cible aux systèmes de collimation. Enfin les années 2000, sont les années au cours desquelles se généralise l'utilisation de collimateur multilames sur les accélérateurs de radiothérapie [DEV99, HAR02, VAN03]...

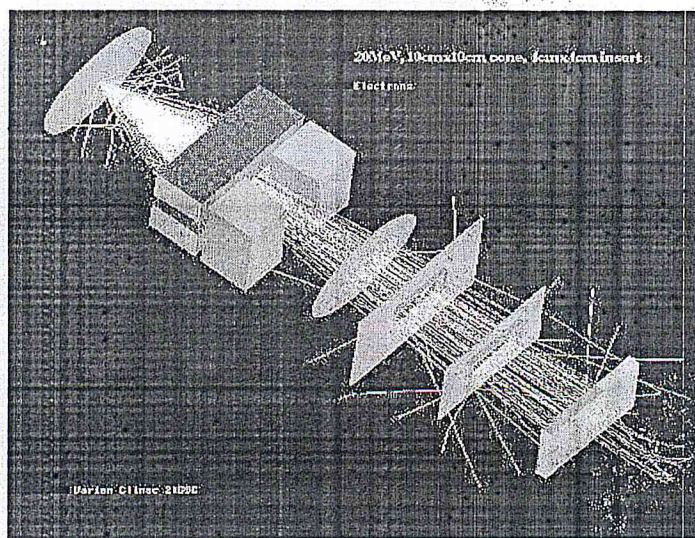


Figure II.8: Représentation d'une simulation Monte-Carlo des interactions des particules avec les éléments de la tête d'un accélérateur

CHAPITRE III

Matériel et Méthodes

III.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons voir si les variations dans les densités électroniques relatives des milieux, peuvent influencer sur la précision des algorithmes de calculs de dose des faisceaux de photons dans les situations hétérogènes. Les variations des densités électroniques relatives des milieux équivalent-tissu peuvent être induites par les variations dans la tension utilisée lors de l'acquisition des coupes scans.

Une comparaison est effectuée entre les distributions de doses, pour différents fantômes hétérogènes, calculées avec différentes courbes de calibration des nombres CT.

Les fantômes sont représentés géométriquement à l'aide du système de planification de traitement afin de calculer les doses aux interfaces et les profils de dose avec l'algorithme de calcul de dose habituellement utilisé en routine clinique. Les densités électroniques affectées correspondent aux densités moyennes réelles des matériaux du fantôme et celles calculées à partir des différentes courbes de calibration CT.

Les situations hétérogènes étudiées portent sur des cavités d'air, de poumon et d'os situées à l'intérieur d'un fantôme équivalent eau. Les calculs des distributions de doses sont effectués sur ces fantômes, préalablement imagés sur le scanner CT, avec différentes courbes CT et comparées aux distributions de dose calculées avec la courbe de calibration CT de référence.

Dans ce qui suit, nous allons présenter le matériel utilisé et la méthodologie adoptée pour réaliser le travail.

III.2 Matériel

III.2.1 Scanner « Brilliance 16 Big Bore »

En 2010, le service de radiothérapie du Centre Anti Cancer de BLIDA (CAC-Blida) a installé un scanner dédié, le scanner « Brilliance 16 big bore » de Philips. Ce scanner de radiothérapie permet l'acquisition 3D des contours externes et des structures anatomiques des patients. Ces derniers sont alors utilisés pour la simulation virtuelle des traitements de radiothérapie et le calcul des distributions de dose.

La performance de ce système d'imagerie, ainsi que la puissance des logiciels d'exploitation permettent d'augmenter la précision des traitements de radiothérapie.

Son large tunnel, d'un diamètre de 85 cm (contre 70 cm pour les scanners diagnostiques) permet de réaliser l'acquisition des coupes scanographiques servant de base au traitement, tout en gardant les systèmes de contention, qui réduisent les mouvements des patients lors des différentes phases du traitement. Le repérage très précis des tumeurs et des organes à risques, via ce scanner, permet d'optimiser la balistique des traitements et de protéger au maximum les tissus sains.

Ce scanner est doté de deux types de lasers, les lasers internes et les lasers externes, avec une distance de 50 cm entre les deux lasers. L'installation est équipée de trois lasers mobiles pour déterminer l'isocentre physique. La table est en fibre de carbone, pouvant supporter un poids de 295 kg, avec une vitesse de déplacement longitudinal de la table comprise entre 0,5 et 100mm/s et une vitesse de déplacement verticale entre 2,5 et 50 mm/s. Les paramètres d'acquisition et les caractéristiques de l'installation scanographique « Brilliance 16 big bore » de Philips sont regroupés dans le tableau III.1

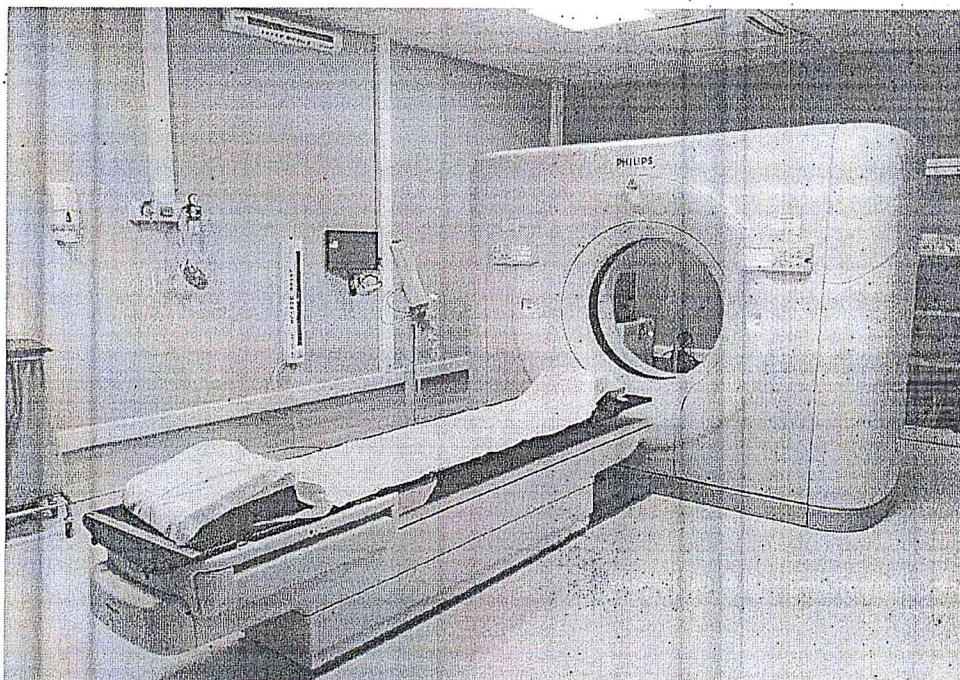


Figure III.1: Scanner de simulation « Brilliance 16 Big Bore » de Philips

Tableau III.1 : Paramètres d'acquisition et les caractéristiques de l'installation scanographique « Brilliance 16 big bore » de Philips

Scanner Big Bore de Philips	
Tension (kV)	90, 120, 140
Courant (mA)	30-500
Durée de rotation en mode axial (s)	0.3, 0.4, 0.5, 0.75, 1, 1.5, 2
Durée de rotation pour l'acquisition hélicoïdale (s)	0.4, 0.5, 0.75, 1, 1.5, 2
Champ (mm ²)	2x0.6, 4x7.5, 4x1.5, 4x3, 16x0.75, 16x1.5, 8x3
Pitch	0.04-1.7
FOV : Ouverture maximale du champ (mm)	180, 250, 350, 600
Filtration totale (mm Al)	8.8
Matrice	512x512, 758x758, 1024x1024
Nombre des détecteurs images /tour	816
Protocoles	Cerveau, Cou/Cervum, Cou, Thorax, Thoraxo-Abdominal, Abdomen Conf, Extrémités Os, Abdomen Enfant, Cerveau Enfant

III.2.2 Fantôme anthropomorphe CIRS

Le fantôme anthropomorphe CIRS modèle 002LFC Thorax, simulant le thorax avec un sein droit est de forme elliptique et simule un thorax d'un adulte moyen (figure III.2). Il mesure 30 cm x 30 cm x 20 cm. Le fantôme est constitué de matériaux équivalent-tissus.

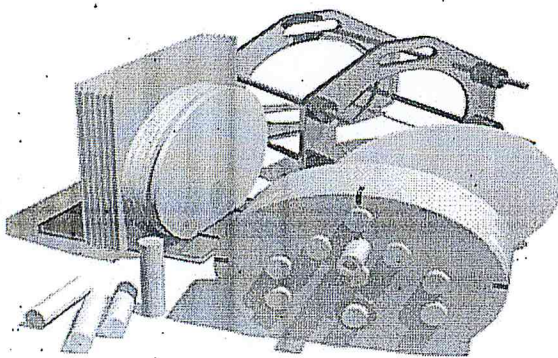


Figure III.2a : Fantôme CIRS modèle 002LFC Thorax

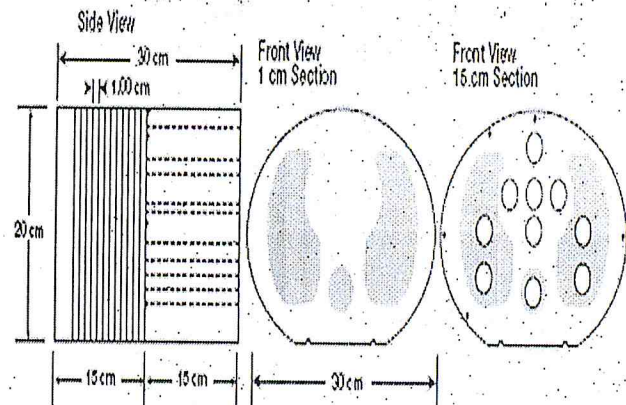


Figure III.2b : Schéma détaillé du fantôme CIRS modèle 002LFC Thorax

Les inserts sont des tiges interchangeables 'équivalents-tissus' servant aussi à introduire une chambre d'ionisation pour la mesure directe de la dose (tableau III.2). Des plaquettes en option sont aussi disponibles pour l'utilisation d'autres types de dosimètres comme la TLD (thermoluminescent dosimeter), MOSFET (metal-oxide-semiconductor field-effect transistor)

Une maintenance, assemblage et une orientation appropriée du fantôme est rendue facile avec l'utilisation d'un dispositif de base pour son maintien et un bon alignement. Les surfaces du fantôme sont marquées pour faciliter l'alignement laser. Parmi les propriétés du fantôme anthropomorphe CIRS:

- la vérification des corrections d'hétérogénéité ;
- la corrélation des unités Hounsfield aux densités électroniques
- Vérification des distributions de doses surtout dans des zones à risque ;
- Vérification de la dose en profondeur et de la dose absolue ;
- Détermination des isodoses (2D et 3D) ;
- Utilisation de différents détecteurs et dosimètres (Films, Chambre d'ionisation,...) ;
- Vérification individuelle du plan de traitement.

Tableau III.2 : Valeurs de densité massique et électronique des inserts

	Densité massique (g/cm ³)	Densité électronique (cm ³ x 10 ²³)	Densité électronique relative à l'eau
Poumon	0.21	0.69	0.207
Os	1.60	5.03	1.506
Muscle	1.06	3.48	1.042
Tissu adipeux	0.96	3.17	0.949

III.2.3 Fantôme hétérogène 'Equivalent-tissu'

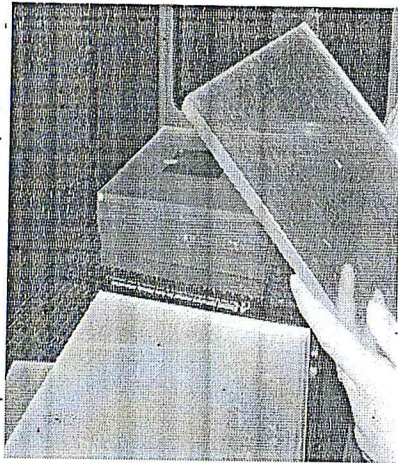
Un fantôme de forme cubique a été conçu au laboratoire du département de Physique Médicale du Centre de Recherche Nucléaire d'Alger par la disposition de 20 plaques de PMMA (polyméthacrylate de méthyle de densité 1.2). Ce matériau a été choisi pour son équivalence à l'eau (figure III.3). Des plaques carrées de 20 cm de côté et d'épaisseurs variables de 1, 2, 5 et 20 cm sont agencées selon notre souhait. Les quatre plaques du milieu ont été trouées pour placer à l'intérieur d'autres matériaux équivalents tissus comme le poumon exhale, inhale et os (tableau III.2). Pour l'air, deux plaques ont été trouées au milieu (figure III.3).

Tableau III.3a: Dimensions géométriques des différents milieux.

Air			Poumon			Os		
L(cm)	l(cm)	z(cm)	L(cm)	l(cm)	z(cm)	L(cm)	l(cm)	z(cm)
8	4	2	5	5	4	5	5	4

Tableau III.3b : Valeurs de densités massiques et dimensions des différents matériaux utilisés

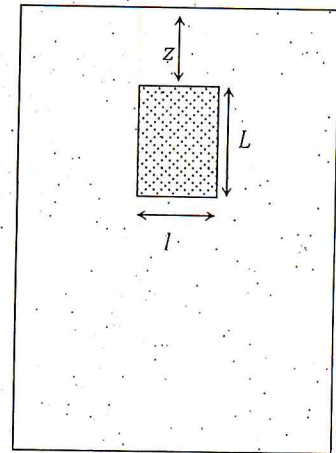
Matériau	Densité massique (g/cm ³)
Eau plexiglas	1.200
Os (gris)	1.902
Poumon exhale (blanc)	0.504
Poumon inhale (rose)	0.195
Air (vide)	0.001



(a) Différentes plaques constituant le fantôme hétérogène



(b) Plaque simulant le poumon



(c) : Dimensions des plaques et des cavités

Figure III.3 : Le fantôme hétérogène 'Equivalent-tissu'

III.2.4 Système de planification de traitement « TPS »

Le service de radiothérapie du Centre Anti Cancer de BLIDA est doté d'un Système de Planification de Traitement (TPS) Eclipse (Varian, USA). Le TPS Eclipse sert à préparer le plan de traitement du patient, grâce aux coupes scanographiques du patient. Il permet la conversion des valeurs de Hounsfield sur les coupes scanographiques en densités électroniques. Les calculs de dose sont effectués par un algorithme de superposition-convolution prenant en compte les hétérogénéités.

Le TPS dispose d'outils qui permettent de désigner les contours des différentes locations (organe cible et organe à risque) et d'outils pour créer virtuellement des faisceaux et simuler des irradiations. La distribution peut être visualisée en forme de courbes isodoses dans les coupes scanographiques et affichée en forme graphique de DVH (Dose Volume Histogram). Il existe aussi la possibilité de générer, grâce à l'outil informatique, des DRRs (digitally reconstructed radiographs). L'image DRR est reconstruite à partir de l'acquisition hélicoïdale de l'image 3D renfermant les contrastes tissulaires. Elle vient remplacer le film de simulation anciennement placé à côté de l'image de contrôle sur le négatoscope (figure III.4).

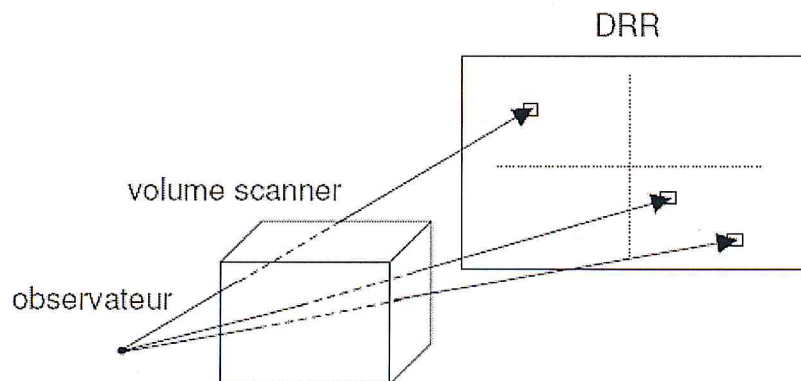


Figure III.4: Principe de la génération de DRR

Les calculs dosimétriques en mode photons sont réalisés à l'aide de l'algorithme AAA (Anisotropic Analytical Algorithm) version 8.6.15 (Varian Medical System, Palo Alto, USA). Le modèle de type « Convolution/Superposition » utilise des données dérivées de simulations Monte Carlo pour modéliser les photons primaires, la diffusion des photons extra focaux ainsi que les électrons créés au niveau des éléments diffusants situés dans la tête de l'accélérateur, il a été développé par Ulmer et al [ULM96, ULM95].

L'algorithme AAA utilise des paramètres spécifiques pré-calculés d'une unité de traitement de référence qui vont être adaptés de manière optimale avec les données mesurées sous une unité de traitement clinique afin de construire un espace de phase définissant la fluence et le spectre en énergie. La correction d'inhomogénéité est mise en œuvre par la graduation de photons et d'électrons dispersés de manière anisotrope, selon la distribution de densité électronique du tissu traité ainsi que son voisinage. Tous les paramètres modélisés pour cet algorithme sont calculés dans un milieu équivalent-eau.

Les expressions physiques fondamentales dans le AAA permettent une convolution analytique, ce qui réduit de manière significative le temps de calcul, il tient compte des hétérogénéités des tissus de manière anisotrope en 3D dans le voisinage d'un site d'interaction, d'où l'origine de nom '*Anisotropic Analytical Algorithm*'.

III.2.5 Accélérateur « CLINAC 2100 »

L'accélérateur linéaire de type Clinac 2100C (Varian) a été installé au service de Radiothérapie-Oncologie du Centre Anti Cancer de Blida en juillet 2006 (figure III.5). Il peut fonctionner soit en mode 'photon' ou en mode 'électron'.

Cet accélérateur offre deux gammes d'énergie en mode photon (6 et 18MV) et plusieurs gammes en mode électron (4, 6, 9, 12 et 15 MeV). Il est installé dans une salle dédiée conforme aux normes de radioprotection.



Figure III.5: *Accélérateur Clinac 2100C (Varian)*

La tête de l'accélérateur comprend plusieurs composants qui influencent la production, la forme et la localisation du faisceau de photon. Ses composantes essentielles sont la cible à rayons X, le cône égalisateur et le diffuseur à électron, le collimateur primaire et secondaire ajustable, le collimateur multi-lames, la chambre d'ionisation monitrice et les filtres en coin rétractables.



Figure III.6: *Pupitre de commande de l'accélérateur linéaire (Varian 2100C)*

III.3 Méthodes

III.3.1 Acquisition des courbes CT avec le fantôme CIRS

Pour l'acquisition des images scanographiques, le fantôme CIRS modèle 002LFC 'Sein droit' est positionné sur la table (figure III.7). Les différents matériaux sont insérés dans les inserts du fantôme en choisissant des points de repère sur le fantôme. Une fois le fantôme positionné, nous vérifions l'inclinaison de la table avec le niveau à bille. Par la suite, le dispositif est déplacé dans le tunnel, prêt à irradiation.

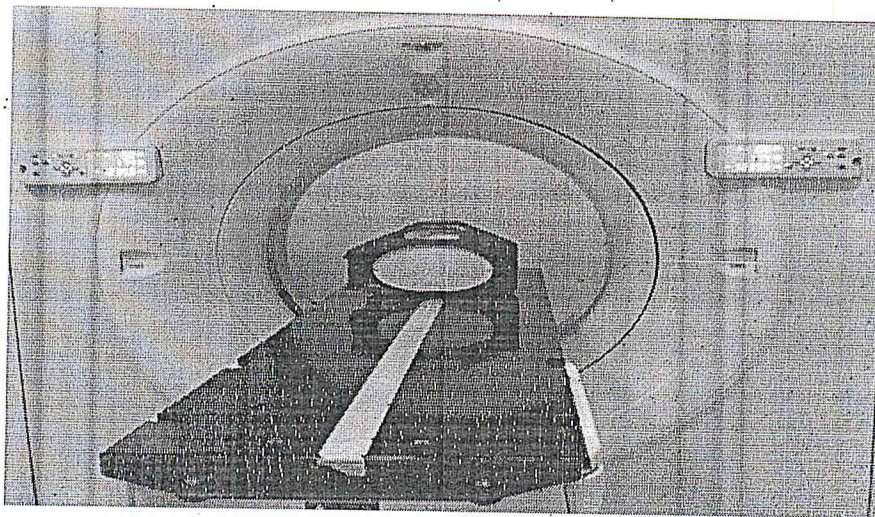


Figure III.7 : Schéma du dispositif expérimental lors de l'irradiation du fantôme CIRS 002LFC

A l'aide des lasers externes, on positionne le fantôme de telle sorte que les deux lasers externes dans le plan parallèle à la table (x, y) soient alignés par rapport au repère (figure III.8). L'autre laser externe selon l'axe z permet de produire une forme circulaire qui doit être alignée avec le cercle qui se trouve sur le fantôme. La table est déplacée au centre du tunnel de telle sorte que les lasers internes forment un cercle dans la même position que celle formée par les lasers externes.

Une fois le fantôme placé à l'isocentre, l'acquisition des images est réalisée comme il est montré sur la figure III.8. Pour simplifier le procédé, on peut schématiser le fantôme en mettant en évidence seulement les inserts des matériaux nécessaires pour la vérification de la linéarité des nombres Hounsfield du scanner (tableau III.4). Ces inserts doivent être préalablement numérotés (figure III.10).

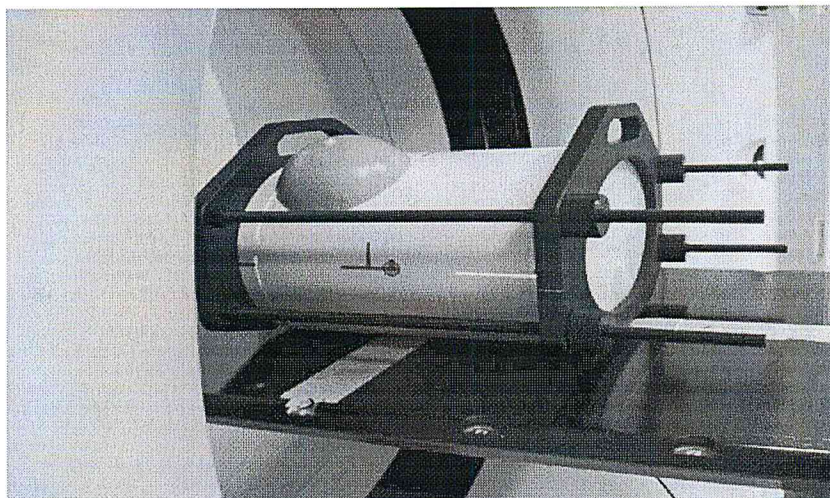


Figure III.8: Positionnement des lasers sur le fantôme CIRS 002LFC

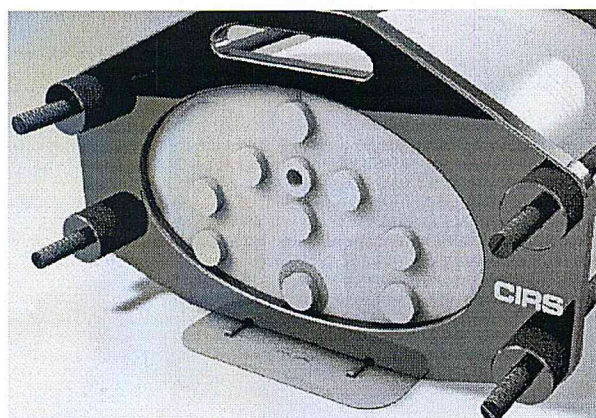


Figure III.9: Vue de face d'une coupe du fantôme CIRS

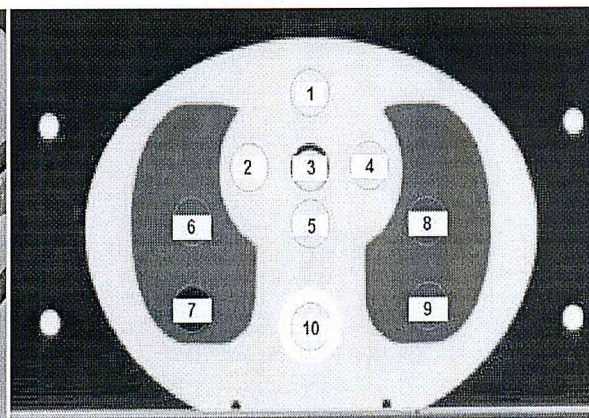


Figure III.10: Image scanographique de la coupe montrant les points de mesure importants

Tableau III.4: Valeurs de densités massiques des différents matériaux

Position	Matériau	Densité massique (g/cm ³)
1	Eau	1.000
2	Muscle	1.060
3	Air	0.0012
4	Tissu adipeux	0.960
5	Equivalent eau	1.040
6, 7, 8, 9	Poumon	0.210
10	Os	1.040

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

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

Pour l'étude de la variation des nombres CT pour différents valeurs de tensions, nous avons procédé comme suit :

- Dans la première partie, on choisit le protocole THORAX avec lequel, nous avons fait des acquisitions pour trois tensions différentes : 90, 120 et 140 kV.
- Pour toutes les acquisitions, nous avons fixé la collimation à 16x1.5 mm, une fenêtre centrée à -100 et de 1500 de largeur, une épaisseur de coupe de 2 mm et un espace entre coupes de 2 mm.

Le tableau III.5 regroupe les paramètres d'acquisition. Pour chaque acquisition, une image est sauvegardée en format DICOM.

Tableau III.5: Paramètres d'acquisition du protocole THORAX

	Tension (kV)	Charge (mAs)	Pitch	Temps rotation (s)	FOV (mm)
Thorax	90	300	0.813	0.75	350
	120	300	0.813	0.75	350
	140	300	0.813	0.75	350

III.3.2 Acquisition des images des fantômes hétérogènes

Pour le positionnement des plaques 'équivalent-tissu', nous avons suivi les mêmes étapes utilisées pour le fantôme CIRS.

Après avoir positionné les fantômes hétérogènes et les lasers à l'isocentre, nous avons adapté pour chaque milieu le protocole correspondant. Pour chaque acquisition, une image est sauvegardée en format DICOM. Le procédé est expliqué dans le tableau ci-dessous.

Tableau III.6 : Paramètres d'acquisition et protocoles sélectionnés

	Protocole	Tension kV)	Charge (mAs)	Pitch
Poumon exhale	Thorax	120	300	0.813
Poumon inhale	Thorax	120	300	0.813
Os	R.cervical	120	400	0.563
Air	Thorax	120	300	0.813

III.3.2.1 Préparation des plans de traitement

Les fantômes hétérogènes ont été représentés sous forme de fantômes géométriques à l'aide du logiciel de planification afin de calculer les doses aux interfaces et les profils de dose. Les

densités électroniques affectées correspondent aux densités moyennes des matériaux du fantôme réel (figure III.11-14).

Nous avons simulé les mêmes conditions d'irradiation en faisant varier la courbe de calibration du scanner parmi celles acquises avec le fantôme CIRS. Les conditions de planification sont : 6 tailles de champ : (1x1), (2x2), (3x3), (4x4), (8x8), (10x10), distance source-Peau, DSP 100 cm, faisceau de photons de 6 MV, courbes de calibration CT : CIRS 90 kV, CIRS 120 kV, CIRS 140 kV et 300 UM (Unité Moniteur) prescrits pour tous les fantômes.

Une grille de calcul, suffisamment fine, de $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$, a été utilisée. Nous avons enfin relevé les valeurs de la dose en profondeur sur l'axe central et des profils de dose pour les profondeurs de 1.5, 3, 5, 8.5, 10 et 15 cm.

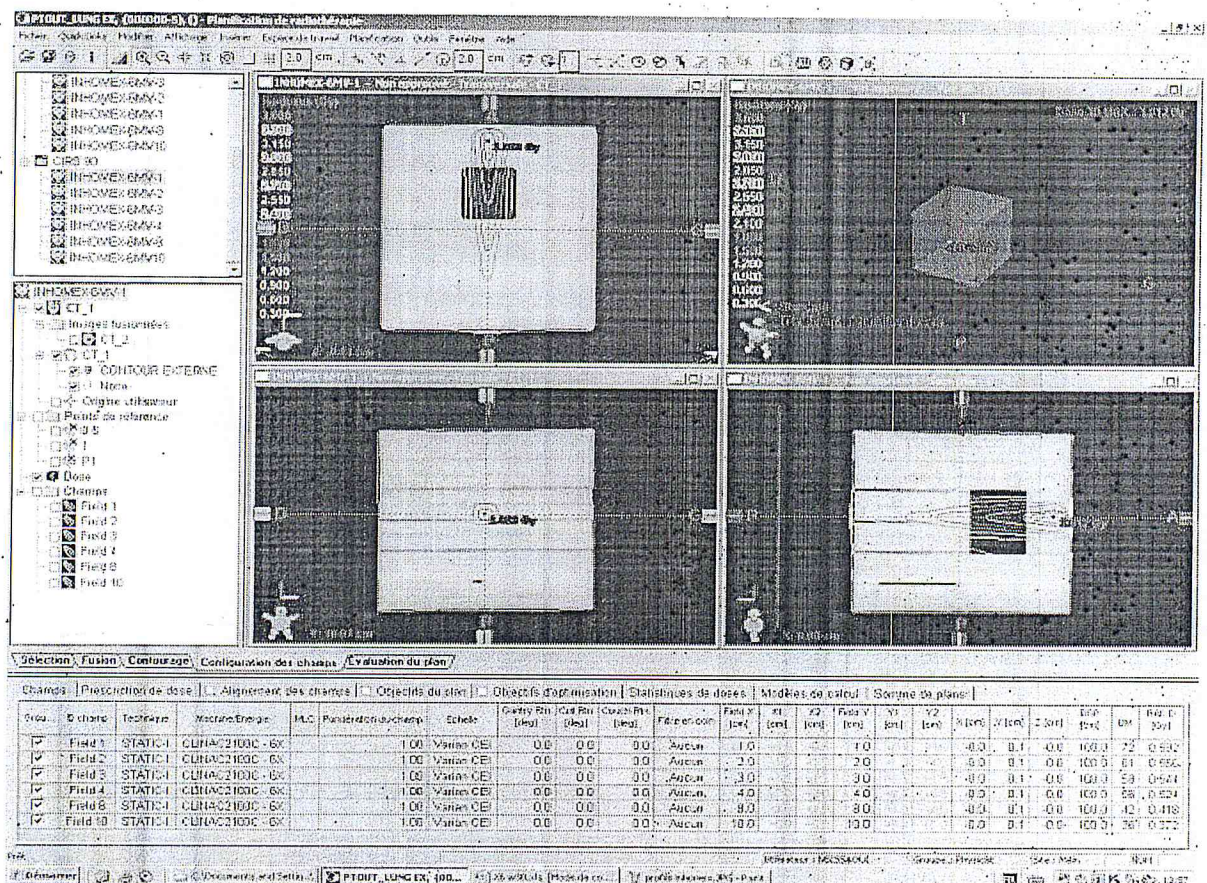


Figure III.11: Coupes sagittale, coronale et transversale du fantôme exhale simulées sur le TPS

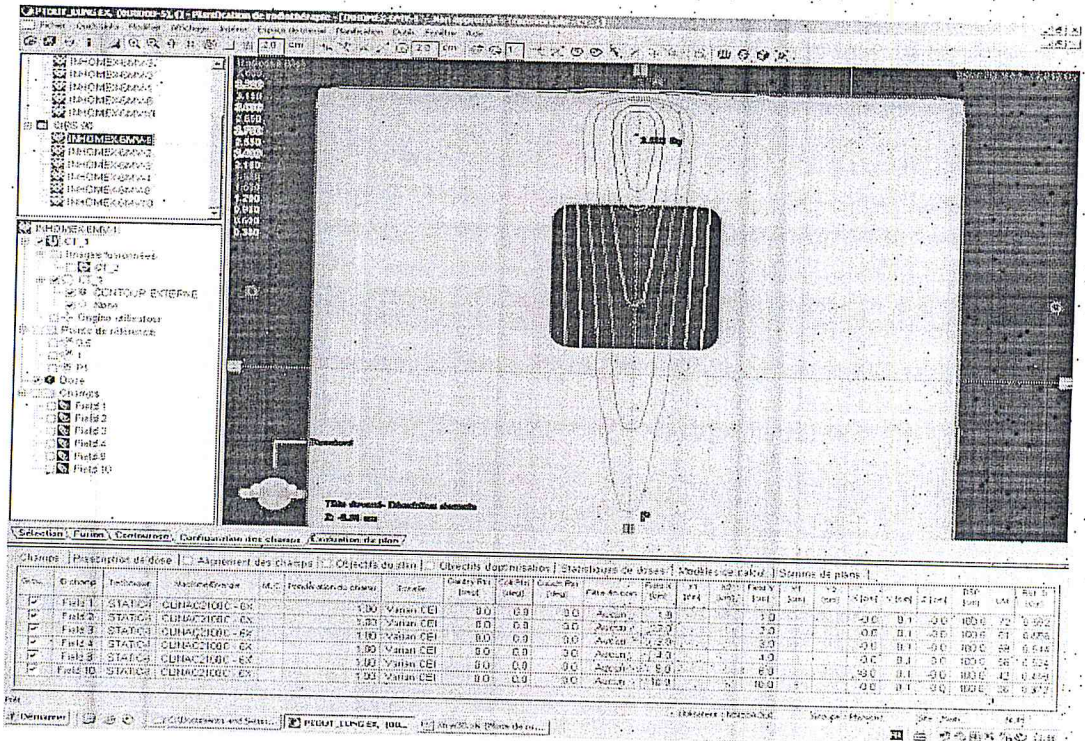


Figure III.12 : Coupe sagittale montrant l'irradiation du fantôme 'poumon exhale' simulé sur le TPS.

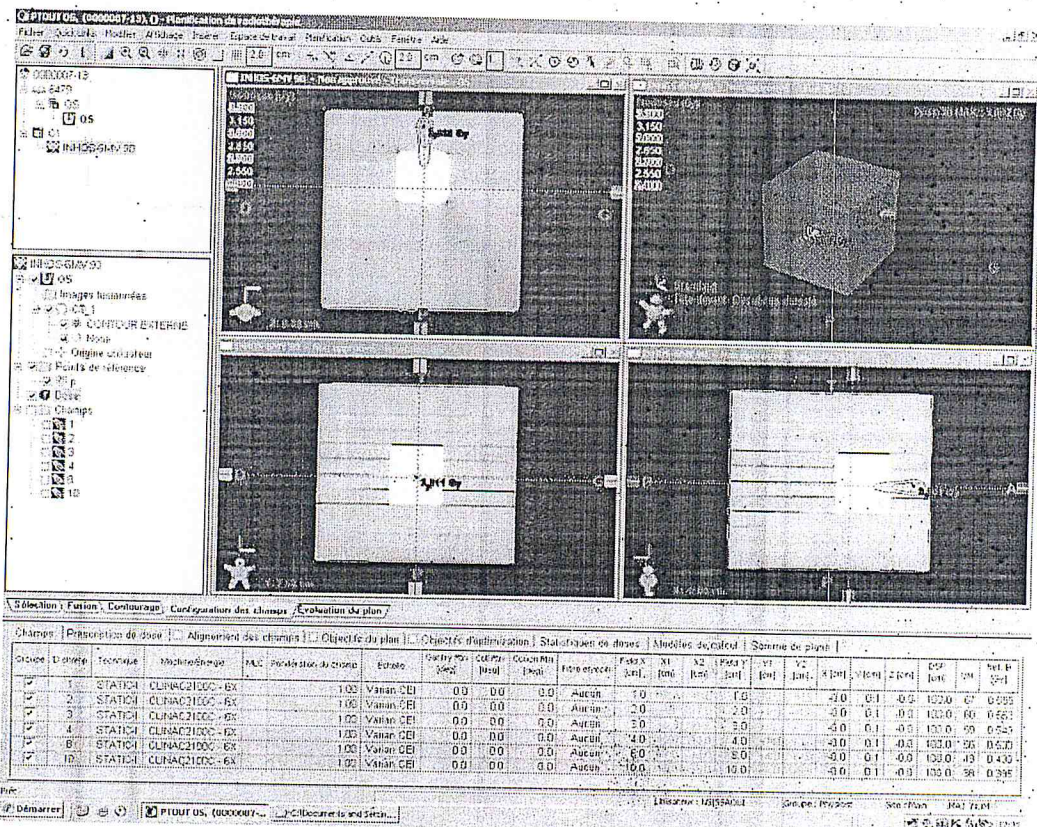


Figure III.13 : Coupes sagittale, coronale et transversale du fantôme 'os' simulées sur le TPS.

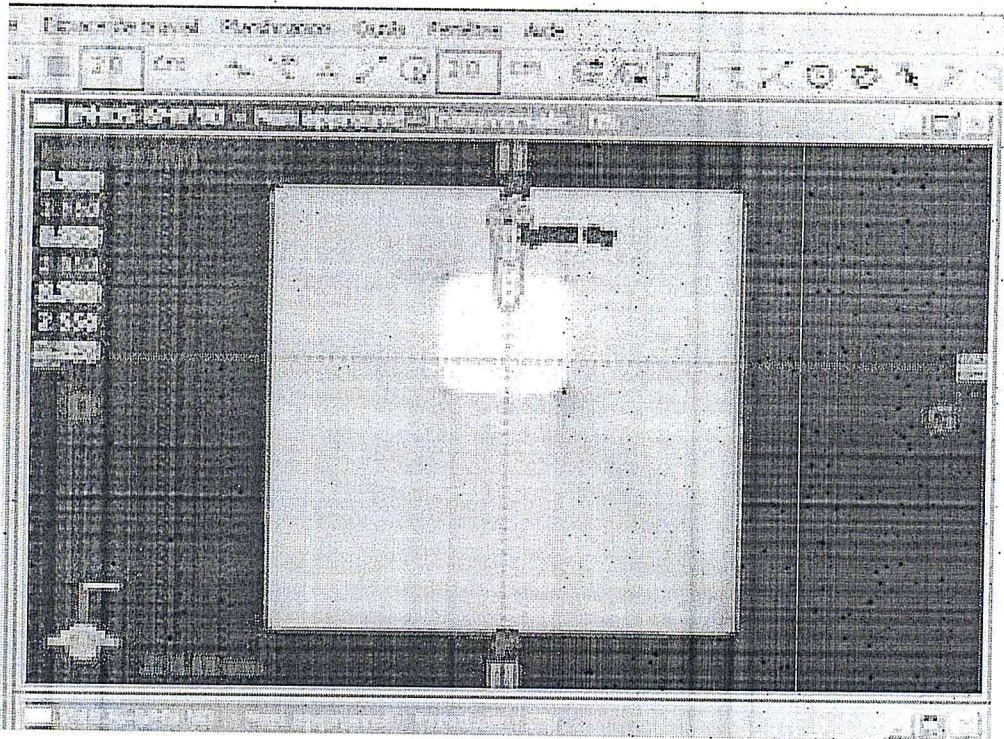


Figure III.14 : Coupe transversale montrant l'irradiation du fantôme OS simulé sur le TPS

CHAPITRE IV

Résultats et Discussions

IV.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous allons présenter et discuter les différents résultats expérimentaux obtenus concernant le calcul des distributions de doses, effectués avec l'algorithme de calcul de dose AAA du système de planning de traitement Eclipse de Varian, pour des fantômes hétérogènes en utilisant des courbes de calibration CT acquises avec différentes tensions (90 kV, 120 kV et 140 kV). Les distributions de doses ont été calculées pour le faisceau de photon de 6 MV délivré par l'accélérateur Varian Clinac 2100C. Les courbes de calibration CT ont été réalisées, avec le fantôme CIRS, sur le scanner Brilliance 16 Big bore de Philips dédié à la radiothérapie ainsi que les image CT des fantômes hétérogènes.

Pour pouvoir évaluer l'effet de l'utilisation d'une courbe de calibration CT mesurée à une tension différente de celle utilisée pendant l'acquisition des données patient, nous avons calculé, avec le TPS, des distributions de doses en présence de cavité hétérogènes de différentes densités (air, poumon et os) pour différentes tailles de champs (1×1 , 2×2 , 3×3 , 4×4 , 8×8 et 10×10 cm²). Nous avons choisi sur une plage de taille de champ allant jusqu'à 1×1 cm² afin de voir l'effet de la variation de la courbe CT en présence de la double rupture de l'équilibre électronique introduite par la présence de cavité de faible densité (air, poumon) et par la petite taille de champ (1×1 , 2×2 , 3×3 , 4×4 cm²).

IV.2 Présentation des courbes CT

La courbe qui relie les unités Hounsfield aux densités électroniques s'appelle courbe de calibration CT. Cette courbe est utilisée par le TPS pour convertir les Unités Hounsfield (UH) en densités électroniques de manière à prendre en compte cette densité tissulaire dans le calcul de la distribution de dose. La Figure IV.1 montre un exemple de courbe d'étalonnage de la densité électronique en fonction des Unités Hounsfield utilisée par le TPS Eclipse®.

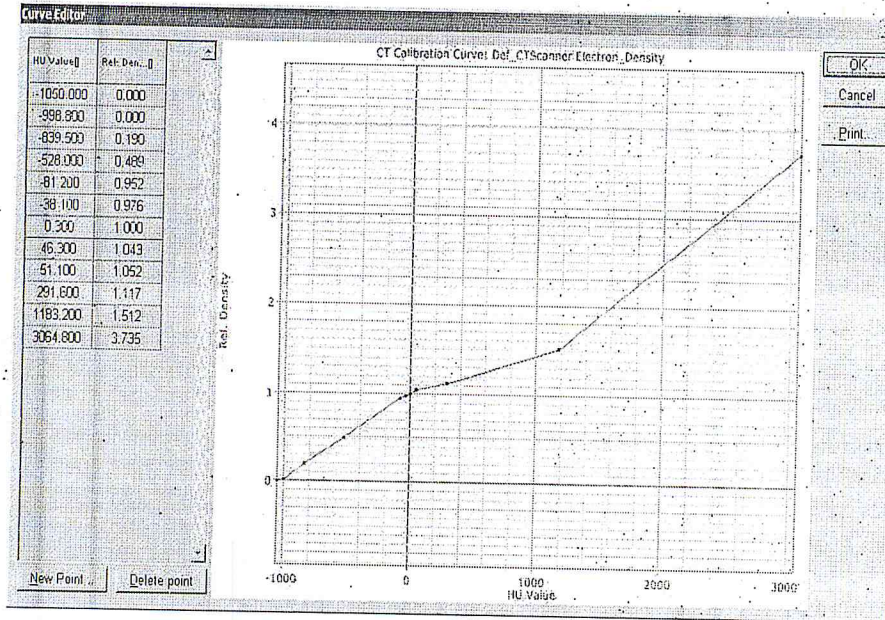


Figure IV.1 : Courbe d'étalonnage implémentée dans le TPS Eclipse®

Grâce aux images scanographiques du fantôme CIRS modèle 002LFC Thorax, nous avons établi les courbes de calibration pour un protocole d'acquisition THORAX à différentes tensions d'alimentation du tube (90kV, 120kV et 140kV). La figure ci-dessous regroupe les différentes courbes de calibration.

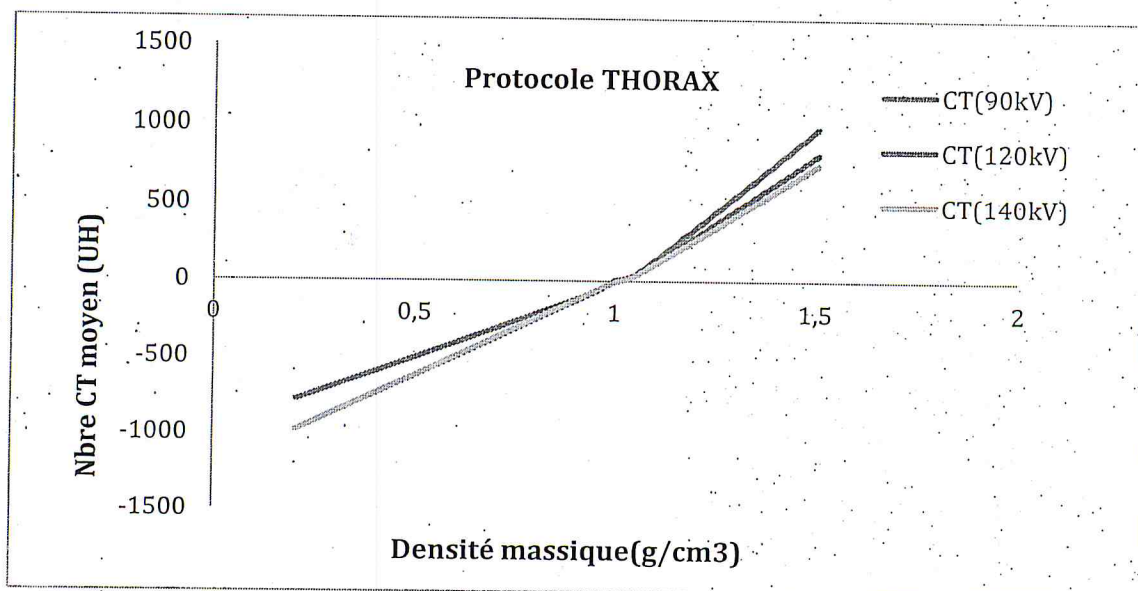


Figure IV.2 : Courbes d'étalonnage pour un protocole d'acquisition THORAX à différentes tensions

Nous remarquons la forme bilinéaire du tracé de chaque courbe, avec une partie linéaire pour les tissus mous et une autre pour les structures denses. À partir de l'analyse des courbes, nous constatons une légère différence entre les valeurs des UH pour les poumons et une différence importante pour l'os.

IV.3 Effet de la présence d'une cavité hétérogène sur la distribution de dose en profondeur

Les figures IV.3, IV.4 et IV.5 montrent les courbes de doses en profondeur pour différentes tailles de champs en présence de cavités d'air, poumon et os. Ces courbes ont été calculées avec une courbe de calibration CT acquise à une tension de 90 kV.

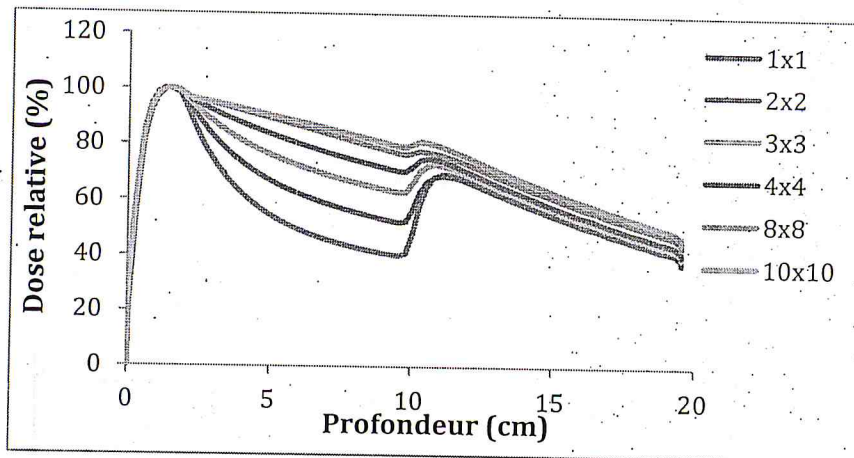


Figure IV.3 : Courbes de doses en profondeur pour différentes tailles de champs en présence de cavités d'air

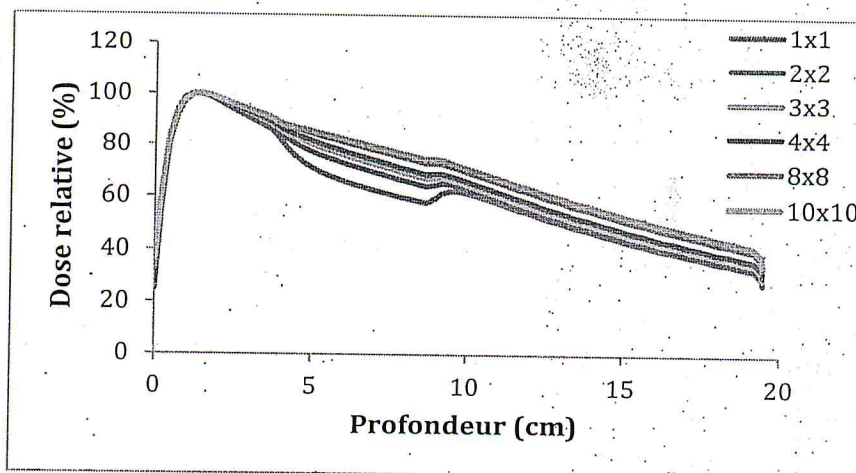


Figure IV.4 : Courbes de doses en profondeur pour différentes tailles de champs en présence du poumon

Nous remarquons la forme bilinéaire du tracé de chaque courbe, avec une partie linéaire pour les tissus mous et une autre pour les structures denses. À partir de l'analyse des courbes, nous constatons une légère différence entre les valeurs des UH pour les poumons et une différence importante pour l'os.

IV.3 Effet de la présence d'une cavité hétérogène sur la distribution de dose en profondeur

Les figures IV.3, IV.4 et IV.5 montrent les courbes de doses en profondeur pour différentes tailles de champs en présence de cavités d'air, poumon et os. Ces courbes ont été calculées avec une courbe de calibration CT acquise à une tension de 90 kV.

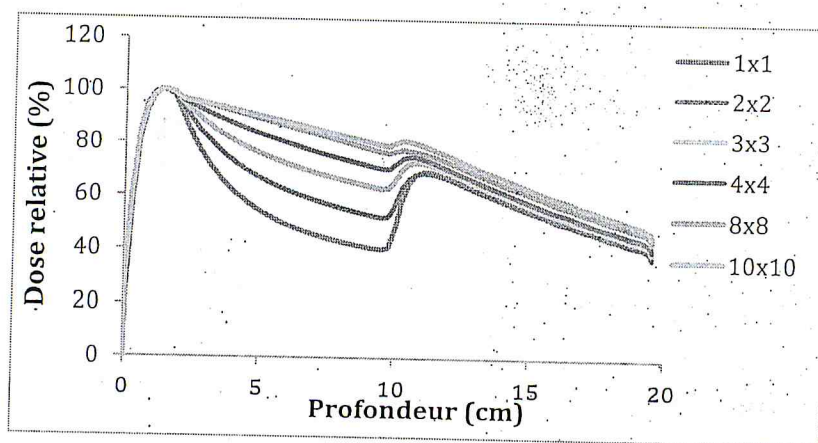


Figure IV.3 : Courbes de doses en profondeur pour différentes tailles de champs en présence de cavités d'air.

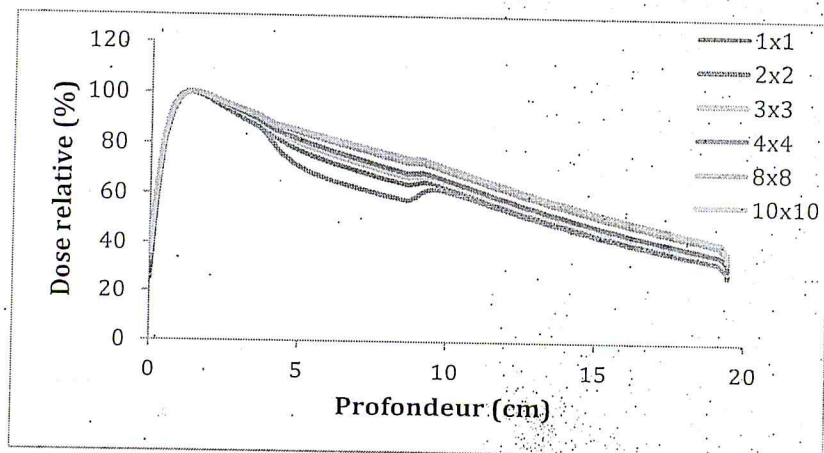


Figure IV.4 : Courbes de doses en profondeur pour différentes tailles de champs en présence du poumon.

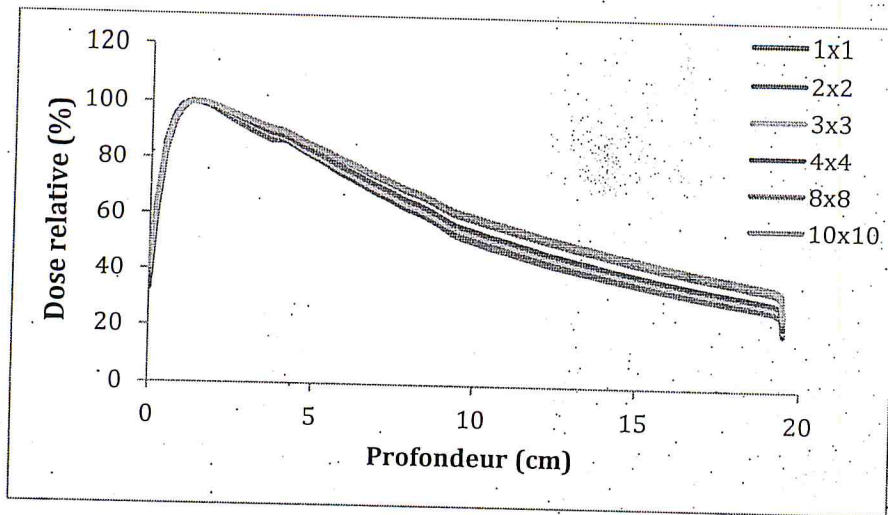


Figure IV.5 : Courbes de doses en profondeur pour différentes tailles de champs en présence de cavités d'os.

D'après les figures ci-dessus, nous remarquons que lorsqu'un faisceau de photons passe à travers des milieux de différentes densités, la transmission, la diffusion latérale et la rétrodiffusion changent. Si le faisceau passe d'un milieu de densité proche de l'unité (eau, muscle, tissus mous, ...) vers un milieu de très faible densité (poumon, air, ...), les électrons secondaires produits par les photons du faisceau incident auront un parcours plus élevé que dans le milieu de densité unitaire et par conséquent leur pouvoir de pénétration sera plus élevé. Par contre, si le faisceau passe d'un milieu de densité supérieure à celle de l'eau (os) vers un milieu de densité égale ou proche de celle de l'eau, les électrons secondaires produits par les photons incidents auront un parcours plus faible que celui qu'ils auraient dans l'eau et leur pénétration sera plus faible. Il en résulte que lorsque le faisceau de photons passe d'un milieu équivalent-eau vers un milieu plus dense ou moins dense que l'eau, la diffusion en profondeur et en direction latérale des électrons secondaires sera modifiée, ce qui va causer des changements dans le dépôt d'énergie et par conséquent dans la dose absorbée.

Si on considère un faisceau incident qui traverse une zone de faible densité (air, poumon) insérée dans un milieu équivalent-eau, on observe d'abord un affaissement (build-down) dans la zone de faible densité puis un rehaussement (build-up) dans la zone de densité plus grande (eau). L'affaissement est dû à l'augmentation du parcours des électrons induit par la variation de la densité (densité plus faible donc parcours plus grand). Cette zone est une région de sous dosage. La magnitude de l'affaissement et du rehaussement dépend de la densité de la cavité hétérogène. Pour une même taille de champ, les valeurs de l'affaissement et du rehaussement augmentent lorsque la densité de la cavité diminue.

Dans les rendements en profondeur calculés pour des cavités de faible densité (air, poumon) illustrés par les figures VI.3 et IV.4, la zone de rehaussement est située juste en dessous de la cavité et correspond à la zone de déséquilibre électronique où la dose absorbée augmente jusqu'à atteindre un maximum. Cette augmentation de la dose est due à la diminution du parcours des électrons secondaires qui sortent de la cavité. Cette zone est une région de surdosage.

L'équilibre électronique est un phénomène tridimensionnel qui sous-entend un équilibre longitudinal (le long de l'axe du faisceau) et un équilibre latéral (perpendiculairement à l'axe du faisceau). A l'équilibre électronique, la relation entre la fluence énergétique en photons et la dose est linéaire.

Les conditions idéales de dépôt d'énergie sont réunies en présence d'un faisceau large, à l'axe du faisceau, juste après le build-up et dans un milieu homogène de densité égale à 1, donc l'eau. En effet, dans ces conditions, la diffusion et la rétrodiffusion sont maximales. Ainsi avec la rupture de l'équilibre électronique latérale induite par la réduction de la taille du champ ($\leq 4 \times 4 \text{ cm}^2$) l'effet rehaussement/affaissement (build-up/build-down) au niveau des interfaces s'accroît.

De la même façon, lorsqu'un faisceau de photons traverse une zone de forte densité (os) insérée dans un milieu équivalent-eau, on observe un rehaussement (build-up) dans la zone de densité plus grande (os) puis un affaissement (build-down) dans la zone de plus faible densité (eau). Ce phénomène est illustré par la figure IV.5.

A partir de ces résultats, nous remarquons que les doses calculées sont sensibles à la courbe de calibration utilisée. Ceci pourrait avoir un impact sur la précision de la dose délivrée.

IV.4 Effet de la variation de la courbe CT sur la dose en profondeur

Dans ce qui suit, nous allons présenter les courbes de rendement en profondeurs avec les différentes courbes de calibration (90 kV, 120 kV et 140 kV). Nous présenterons aussi les écarts obtenus entre les différentes courbes afin d'étudier l'influence de la courbe de calibration sur la dose. Nous avons choisi de tracer les résultats concernant 3 champs : $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ et $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pour les trois milieux (air, poumon et os). Un tableau récapitulatif de tous les résultats pour tous les champs pris en considération dans ce travail sera aussi présenté.

IV.4.1 Cavité 'Air'

Les figures IV.6a, IV.7a et IV.8a représentent les rendements en profondeurs obtenus pour différentes tensions en présence d'une cavité 'Air' pour 3 tailles de champs ($1 \times 1 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ et $10 \times 10 \text{ cm}^2$). Les écarts de dose relative entre les différentes courbes sont représentés pour chaque taille de champ (figures IV.6b, IV.7b et IV.8b).

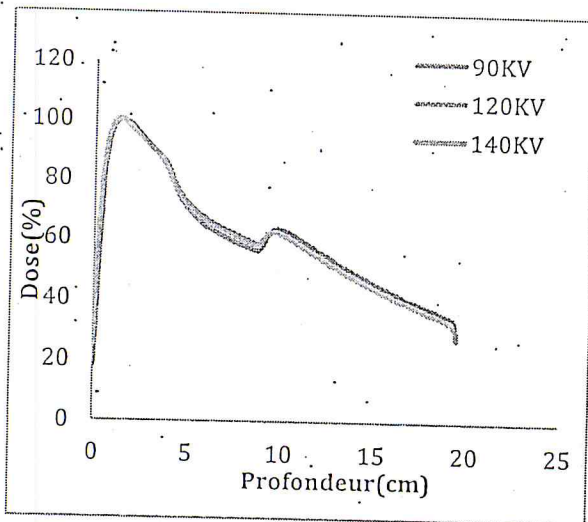


Figure IV.6a : Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau - air - eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ et différentes tensions.

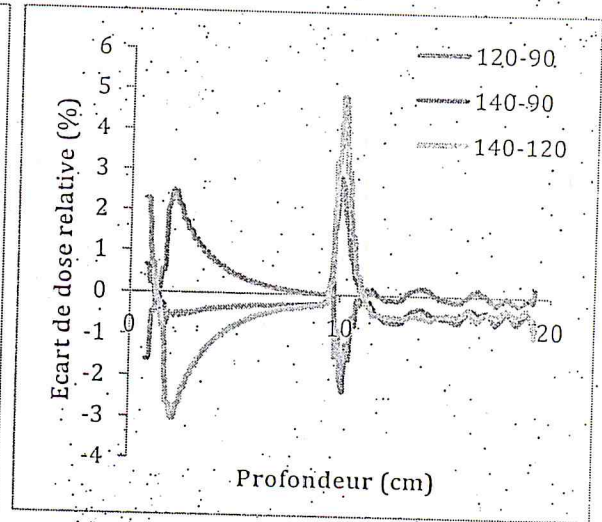


Figure IV.6b: Ecart de dose en profondeur 'cavité d'air et un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ '

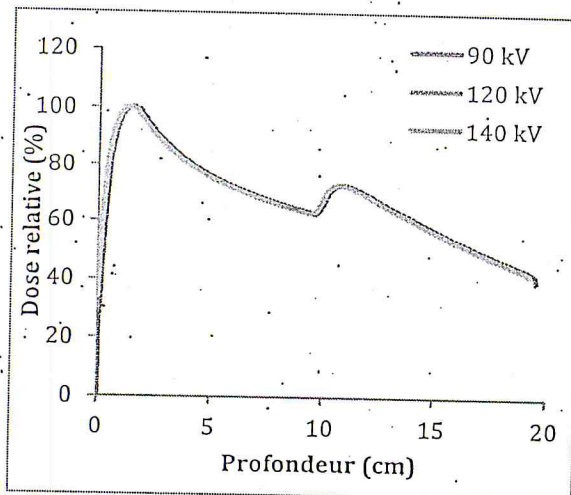


Figure IV.7a : Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau - air - eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ et différentes tensions.

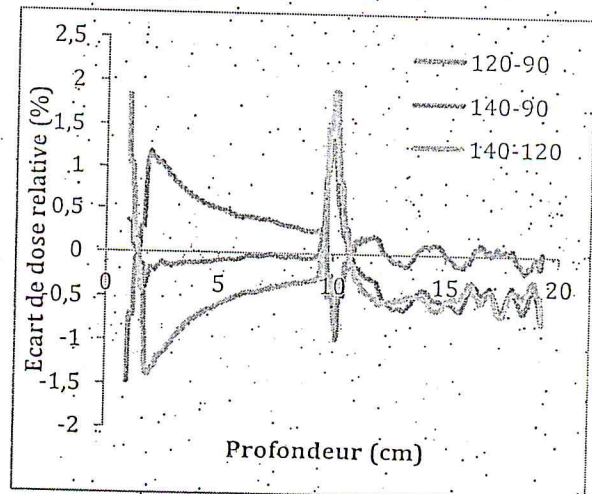


Figure IV.7b : Ecart de dose en profondeur 'cavité d'air et un champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ '

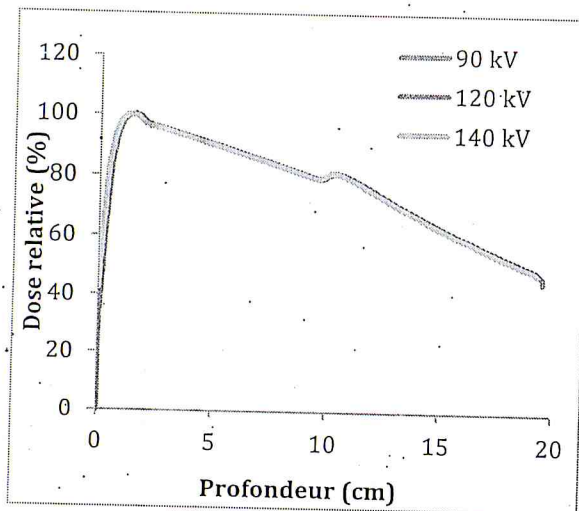


Figure IV.8a : Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau – air- eau) pour un faisceau de photons; un taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$

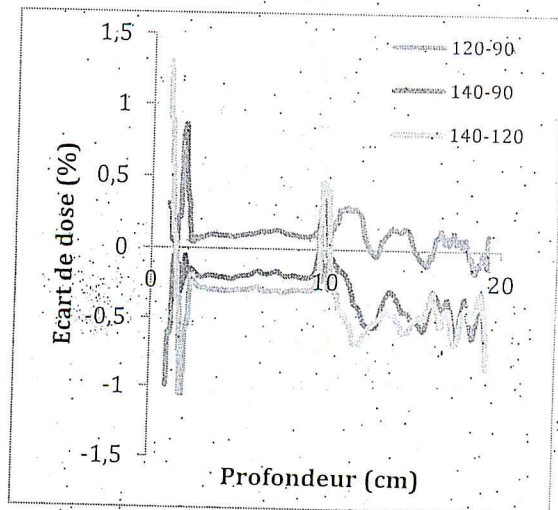


Figure IV.8b : Écarts de dose en profondeur 'cavité d'air' et un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$

A partir des courbes de rendement en profondeur, nous remarquons que ces courbes sont sensibles à la courbe de calibration CT utilisée dans le calcul. Cette sensibilité est d'autant plus importante que la taille du champ est petite. Ceci en raison de la double rupture de l'équilibre électronique induite par la présence d'un milieu de faible densité et la taille du champ. Les écarts les plus importants sont observés entre les courbes 140 kV et 120 kV, surtout pour les tailles de champs $\leq 3 \times 3 \text{ cm}^2$ où les écarts dépassent 2.5% (Tableau IV.1).

Tableau IV.1 : Valeur moyenne, max et déviation standard des écarts entre les PDD obtenus avec différentes courbes de calibration pour une cavité 'air'

(cm×cm)	120 kV - 90 kV			140 kV - 90 kV			140 kV - 120 kV		
	$\Delta_{moy}(\%)$	$\Delta_{max}(\%)$	σ	$\Delta_{moy}(\%)$	$\Delta_{max}(\%)$	σ	$\Delta_{moy}(\%)$	$\Delta_{max}(\%)$	σ
1×1	0.163	2.484	0.700	-0.247	2.876	0.599	-0.410	4.866	1.118
2×2	0.104	-1.781	0.535	-0.299	1.703	0.383	-0.404	2.861	0.762
3×3	0.184	-1.872	0.423	-0.199	1.346	0.344	-0.384	2.969	0.581
4×4	0.147	-1.878	0.348	-0.194	0.832	0.301	-0.372	1.525	0.326
8×8	0.041	-1.710	0.241	-0.287	0.767	0.212	-0.357	1.377	0.234
10×10	0.066	-1.638	0.234	-0.262	-0.738	0.208	-0.355	1.304	0.251

A partir des valeurs des écarts maximums présentés dans le tableau IV.1 nous remarquons que les écarts les plus importants ont été enregistrés pour au niveau des interfaces de la cavité en

raison de l'accroissement de la fluence des électrons secondaires et qui sont responsables du phénomène build-down/build-up. Lorsque la taille du champ augmente ces écarts se réduisent en dessous de 2%. Au delà de la cavité d'air, les écarts de dose pour les courbes de dose en profondeur, calculées avec les différentes courbes CT, pour toutes les tailles de champs sont inférieurs à $\pm 1\%$.

VI.4.2 Cavité 'Poumon'

Les figures IV.9a, IV.10a et IV.11a représentent les rendements en profondeurs obtenus pour différentes tensions en présence d'une cavité 'poumon' pour 3 champs ($1 \times 1 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ et $10 \times 10 \text{ cm}^2$). Les écarts entre les différentes courbes sont représentés pour chaque taille de champ (figures IV.9b, IV.10b et IV.11b).

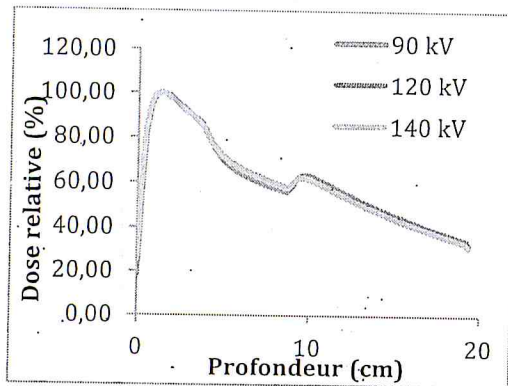


Figure IV.9a: Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau - poumon - eau) pour un faisceau de photons, une taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$

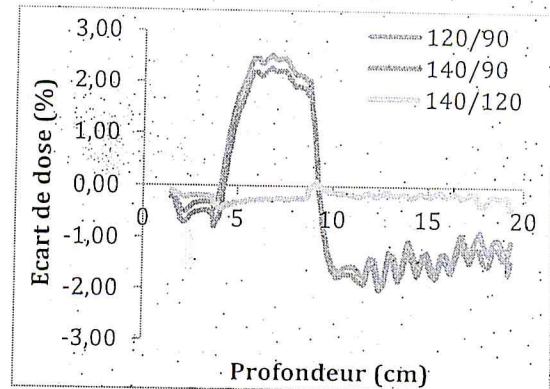


Figure IV.9b: Écarts de dose en profondeur 'cavité Poumon' et un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$

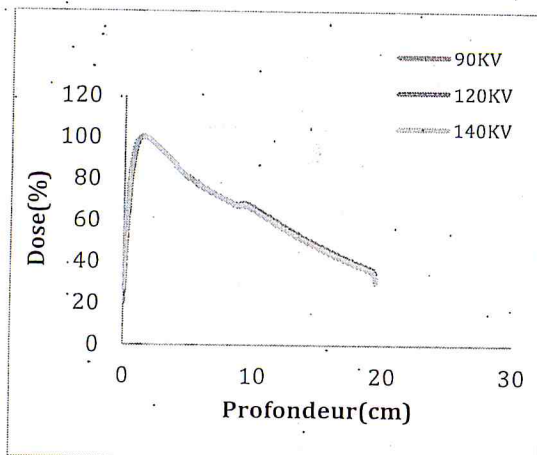


Figure IV.10a: Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau - poumon - eau) pour un faisceau de photons, une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$

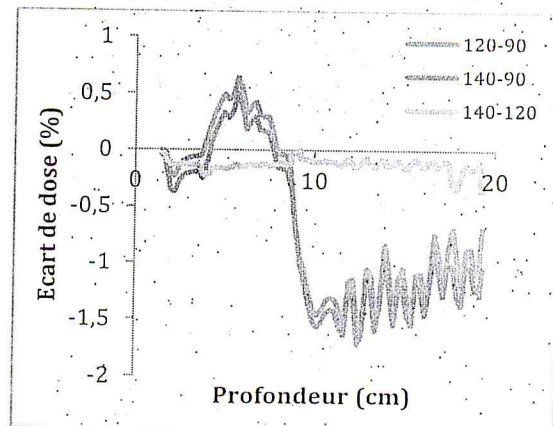


Figure IV.10b: Écarts de dose en profondeur 'cavité Poumon' et un champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$

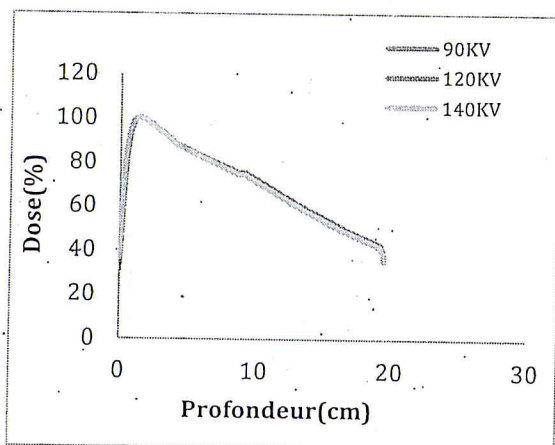


Figure IV.11a : Rendement en profondeur dans différentes régions de densités différentes (eau – poumon- eau) pour un faisceau de photons, un taillé de champ 10x10cm²

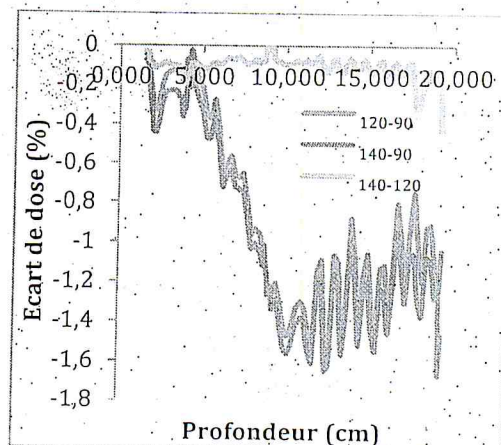


Figure IV.11b : Ecart de dose en profondeur 'cavité Poumon' et un champ 10 x10 cm²

A partir des figures ci dessus, nous remarquons là aussi que les courbes de rendement en profondeur en présence de la cavité poumon sont sensibles à la courbe de calibration CT utilisée dans le calcul. Comme la cavité poumon est un milieu de faible densité, la sensibilité est d'autant plus importante que la taille du champ est petite à cause de la double rupture de l'équilibre électronique induite par la présence d'un milieu de faible densité et la taille du champ comme dans le cas de la cavité d'air. Nous remarquons que les courbes de rendement en profondeur calculées avec différentes courbes CT présentent des différences, pour les petits champs, au niveau des interfaces eau-poumon qui peuvent atteindre jusqu'à 2.5%. Les écarts les plus importants sont observés entre les courbes 140 kV et 90 kV (Tableau.IV.2): Au delà de la cavité poumon les écarts restent inférieurs à $\pm 2\%$.

Tableau IV.2 : Valeur moyenne, max et déviation standard des écarts entre les PDD obtenus avec différentes courbes de calibration pour une cavité 'poumon'

(cm×cm)	120 kV - 90 kV			140 kV - 90 kV			140 kV - 120 kV		
	Δ_{moy} (%)	Δ_{max} (%)	σ	Δ_{moy} (%)	Δ_{max} (%)	σ	Δ_{moy} (%)	Δ_{max} (%)	σ
1×1	-0.238	2.535	1.471	-0.425	2.285	1.44	-0.185	-0.440	0.092
2×2	-0.523	-1.761	0.903	-0.676	1.896	0.884	-0.153	-0.352	0.065
3×3	-0.603	-1.582	0.688	-0.730	-1.715	0.687	-0.127	-0.356	0.064
4×4	-0.762	-1.642	0.587	-0.892	-1.776	0.593	-0.130	-0.369	0.062
8×8	-0.856	-1.634	0.487	-0.974	-1.744	0.501	-0.118	-0.409	0.059
10×10	-0.849	-1.531	0.479	-0.951	-1.662	0.493	-0.102	-0.426	0.063

Dans des champs d'irradiation suffisamment grands pour assurer l'équilibre électronique latéral ($8 \times 8 \text{ cm}^2$, $10 \times 10 \text{ cm}^2$), la dose déposée dans le poumon augmente par rapport à la dose déposée dans l'eau. En présence de petits champs d'irradiation ($1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ et $3 \times 3 \text{ cm}^2$) d'autres effets tendent à faire décroître la dose déposée dans le poumon notamment la proportion du diffusé et le manque d'équilibre électronique latéral.

IV.4.3 Cavité 'os'

Le troisième milieu considéré est l'os. Nous avons, pour cela, suivi la même démarche que précédemment. Nous nous intéressons ici aux faisceaux traversant une interface orthogonale à leur axe. Nous étudions cette situation sur un fantôme composé d'une couche d'eau et d'une couche d'os, traversées dans cet ordre par le faisceau.

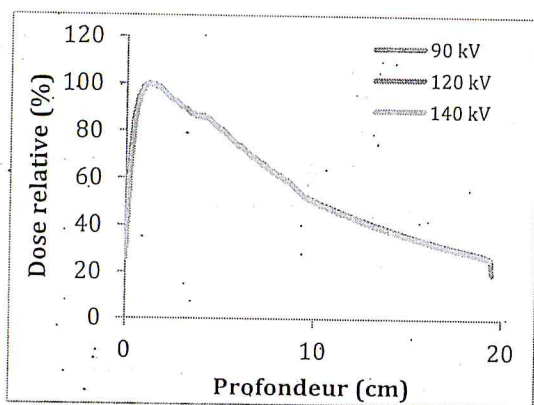


Figure IV.12a : Rendement en profondeur dans les régions (eau-os-eau) pour un faisceau de photons, un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$

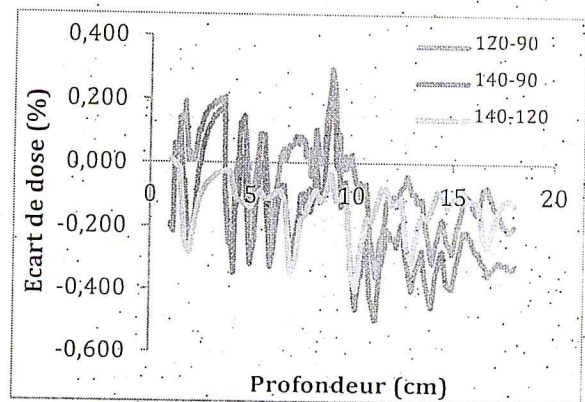


Figure IV.12b : Ecart de dose en profondeur 'cavité os' et un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$

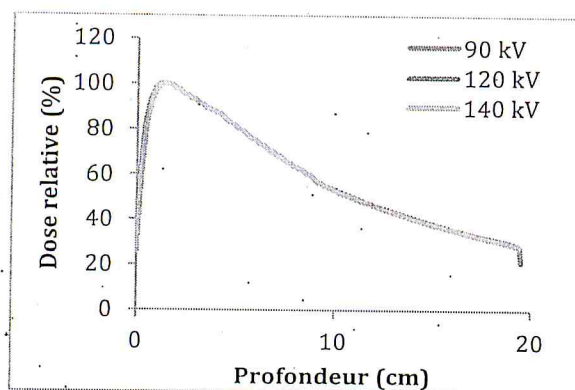


Figure IV.13a : Rendement en profondeur dans les régions (eau-os-eau) pour un faisceau de photons, un champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$

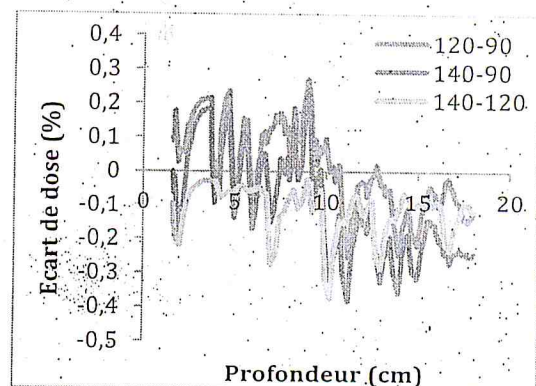


Figure IV.13b : Ecart de dose en profondeur 'cavité os' et un champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$

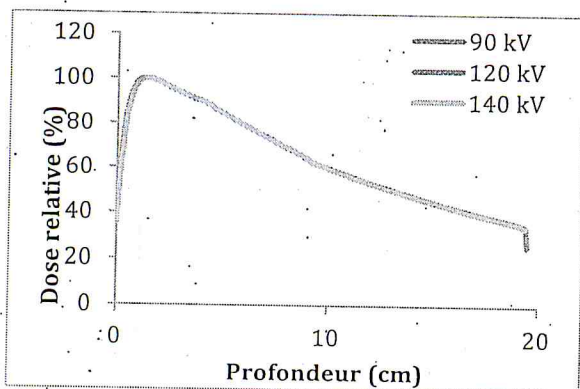


Figure IV.14a : Rendement en profondeur dans les régions (eau-os-eau) pour un faisceau de photons, un taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$

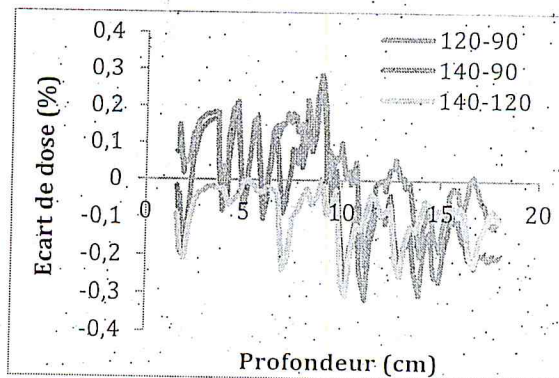


Figure IV.14b : Ecart de dose en profondeur 'cavité os' et un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$

A partir des figures IV.12b, IV.13b, IV.14b, qui comparent les résultats obtenus par un faisceau étroit (pour les tailles de champs : $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$) et par un faisceau large (pour la taille de champ: $10 \times 10 \text{ cm}^2$) et pour les trois tensions (90kV, 120kV, 140kV) et des résultats des écarts réportés sur le tableau IV.3, nous remarquons que dans le cas de la cavité 'os' la tension d'acquisition des courbes CT n'influence pas les distributions de dose en profondeur où les écarts restent inférieurs à $\pm 0.5\%$ à toutes les profondeurs pour toutes les tailles de champ.

Tableau IV.3 : Valeur moyenne, max et déviation standard des écarts entre les PDD obtenus avec différentes courbes de calibration pour une cavité d'os

(cm×cm)	120 kV - 90 kV			140 kV - 90 kV			140 kV - 120 kV		
	Δ_{moy} (%)	Δ_{max} (%)	σ	Δ_{moy} (%)	Δ_{max} (%)	σ	Δ_{moy} (%)	Δ_{max} (%)	σ
1×1	-0.064	-0.360	0.141	-0.203	-0.498	0.161	-0.140	-0.404	0.076
2×2	-0.003	-0.312	0.132	-0.131	-0.456	0.157	-0.128	-0.366	0.060
3×3	-0.003	-0.326	0.130	-0.115	-0.385	0.151	-0.112	-0.373	0.071
4×4	0.001	-0.335	0.128	-0.108	-0.368	0.147	-0.108	-0.349	0.069
8×8	-0.038	0.316	0.124	-0.060	-0.338	0.147	-0.098	-0.311	0.058
10×10	0.017	0.285	0.118	-0.074	-0.315	0.141	-0.091	-0.307	0.066

IV.4.4 Récapitulation

La présence d'une cavité hétérogène dans un fantôme d'eau perturbe de façon importante surtout pour les petites tailles de champs en raison de la rupture de l'équilibre électronique latéral et c'est pour cela qu'on observe un affaissement (build-down) dans la zone de faible

densité puis un rehaussement (build-up) dans la zone de densité plus grande au niveau des interfaces. Une explication de cette différence se trouve dans le théorème de Fano [AAPM, 2004] qui dit en effet que dans un milieu suffisamment étendu, possiblement hétérogène en densité, mais homogène en composition, si la fluence en photons primaires est la même partout, alors la dose est constante. En effet, si la fluence est la même partout, alors les flux électroniques sont également partout identiques, et il en va de même pour la dose. Or, au centre d'un faisceau large, la fluence peut être considérée constante dans une zone suffisamment étendue autour de l'axe du faisceau. On peut également la considérer constante avec la profondeur avant et après l'interface, son atténuation étant très lente. Les conditions du théorème précité sont donc réunies, ce qui explique la faible variation de dose à l'interface. En revanche, dans le cas d'un faisceau étroit, la fluence primaire n'est pas constante sur une assez grande largeur. Les flux électroniques latéraux ne sont donc pas équilibrés. C'est ce qui explique le saut de dose à l'interface sur les figures.

Par conséquent, les doses en profondeur calculées avec différentes courbes CT présentent des différences notables pour les champs de petites dimensions puisque dans le processus de calcul de dose dans le TPS, les densités sont calculées à partir des nombres CT et les écarts entre les nombres CT sont plus importants pour les milieux peu denses.

Globalement, les écarts entre les doses calculées avec différentes courbes de calibration sont relativement plus importants pour les milieux de faibles densités (air, poumon). Les écarts les plus importants ont été enregistrés pour les points de calcul situés au niveau des interfaces eau-air, en raison de la rupture de l'équilibre électronique latéral, où nous avons enregistré des écarts pouvant atteindre $\pm 5\%$.

Pour la cavité os, les écarts rencontrés pour les différents points quoique inférieurs à 2% ne doivent pas être négligés car ils peuvent s'ajouter à d'autres sources d'erreurs et contribuer à augmenter l'écart entre la dose délivrée et la dose prescrite dont la tolérance est de 5%.

IV.5 Effet de la variation de la courbe CT sur les profils de dose

Le même travail fait précédemment pour les PDD est fait avec les profils de dose pour les trois hétérogénéités 'Air, Poumon et Os'. Les profils de dose ont été calculés dans les différentes zones (avant la cavité, dans la cavité et après la cavité) comme illustré sur la figure ci-dessous.

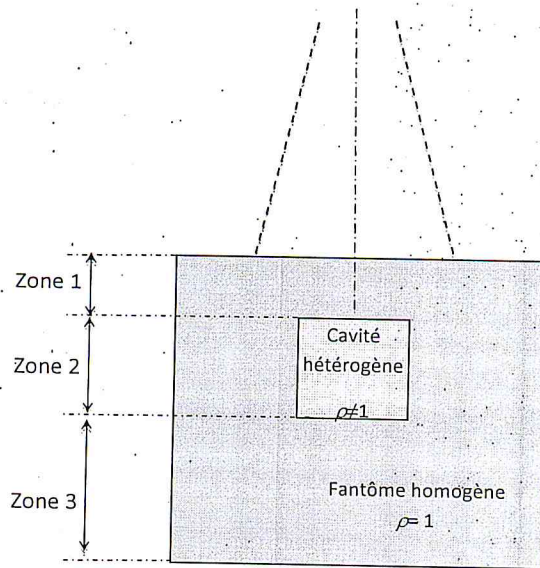


Figure IV.15 : Régions de mesure des profils de dose

IV.5.1 Cavité d'air

La figure IV.16 montre les profils de dose, à différentes profondeurs (1.5, 3, 8.5, 10 et 15 cm) pour une taille de champ de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ calculés avec une courbe de calibration mesurée à 90 kV. Les écarts de dose relative entre les profils calculés avec différentes courbes de calibration CT (90, 120 et 140 kV) sont illustrés par la figure IV.17.

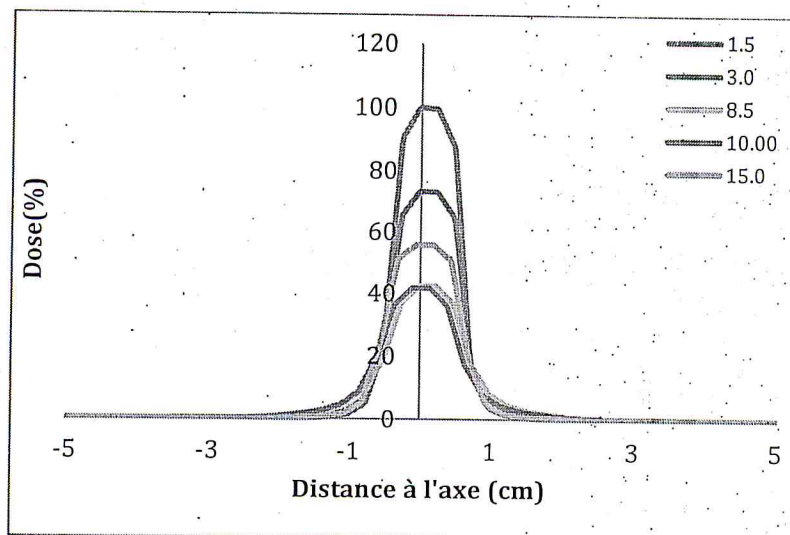
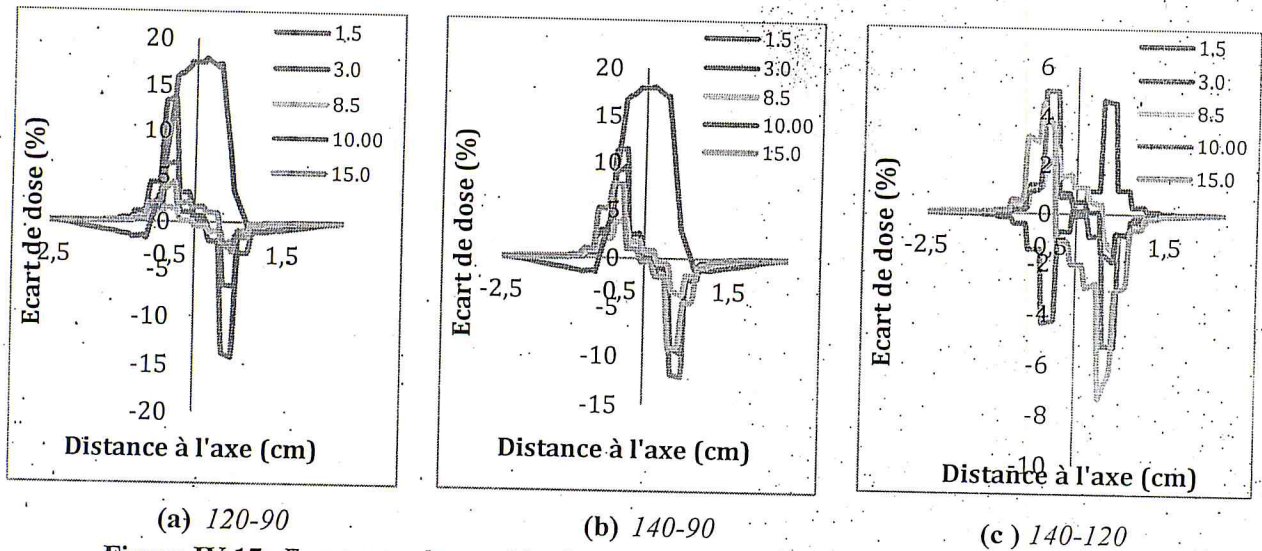


Figure IV.16: Profils de dose dans les régions (eau-air-eau) pour un faisceau de photons, une taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$

Nous remarquons que les profils de dose calculés ont une allure gaussienne (inexistence du plateau de dose) en raison du manque de l'équilibre électronique latérale. Ce manque est en

relation avec la diminution de taille du champ. Le tableau IV.4 regroupe les écarts moyens et les écarts maximums ainsi que les déviations standards.



(a) 120-90 (b) 140-90 (c) 140-120
Figure IV.17: Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ 1x1 cm².

Tableau IV.4 : Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité d'air pour une taille de champ 1*1 cm²

	1.5 cm	3 cm	8.5 cm	10 cm	15 cm
A= 120-90					
$\Delta_{moy}(\%)$	-0.0003	0.028	-0.028	0.848	0.086
δ_{max}	6.530	13.707	1.616	17.926	4.351
δ_{min}	-6.798	-14.187	-2.226	-1.754	-3.068
Ecart type	1.068	2.275	0.356	3.726	0.679
B = 140-90					
$\Delta_{moy}(\%)$	-0.001	0.027	0.028	0.864	-0.026
δ_{max}	11.498	9.525	4.031	18.113	7.788
δ_{min}	-12.048	-9.709	-3.768	-1.444	-9.195
Ecart type	1.894	1.561	0.704	3.811	1.562
C= 140-120					
$\Delta_{moy}(\%)$	-0.001	-0.001	0.055	0.019	-0.112
δ_{max}	5.034	4.665	2.606	2.205	4.538
δ_{min}	-5.271	-4.364	-1.748	-1.924	-7.363
Ecart type	0.839	0.748	0.406	0.358	1.095

A partir des courbes des écarts de dose illustrés par la figure IV.17 et du tableau IV.4, nous remarquons que, dans toutes les régions des écarts, les plus importants sont enregistrés au niveau de la pénombre qui est une zone de fort gradient de dose où la moindre variation dans la position peut conduire à un écart de dose important. Ces écarts atteignent environ $\pm 20\%$ pour les différences entre les courbes CT 140 kV et 90 kV. Les écarts les plus importants (>

$\pm 15\%$) sont obtenus dans la zone 2 (au niveau de la cavité d'air) où nous observons des écarts allant jusqu'à $\pm 18\%$ au niveau de l'interface eau-air (profondeur 10 cm) pour les différences de doses entre les profils calculés avec les courbes CT 120 kV et 90 kV et aussi ceux calculés avec les courbes CT 140 kV et 90 kV. Pour les différences de doses entre les profils calculés avec les courbes CT 140 kV et 120 kV les écarts enregistrés atteignent jusqu'à $\pm 7\%$.

La figure IV.18 montre les profils de dose calculés avec une courbe CT de 90 kV, à différentes profondeurs (1.5, 3, 8.5, 10 et 15 cm), pour une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$. La figure IV.19 illustre les écarts de dose relative entre les profils calculés avec différentes courbes de calibration CT (90, 120 et 140 kV).

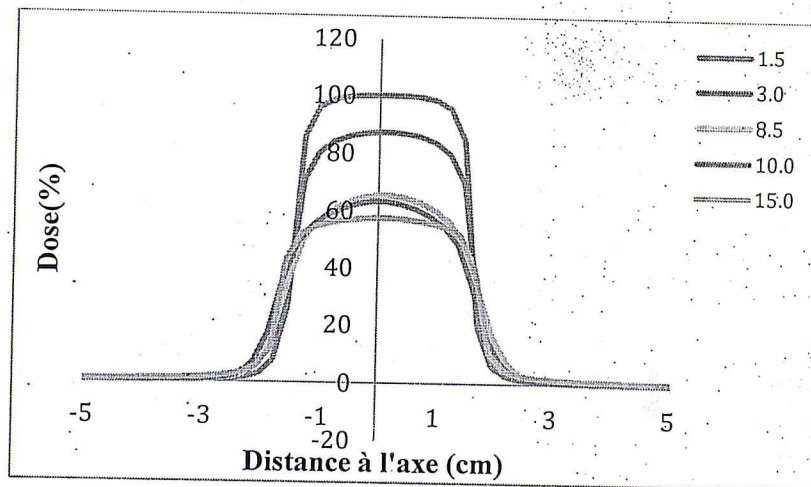


Figure IV.18 : Profils de dose obtenus avec un faisceau de X6, à DSP100 à une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$

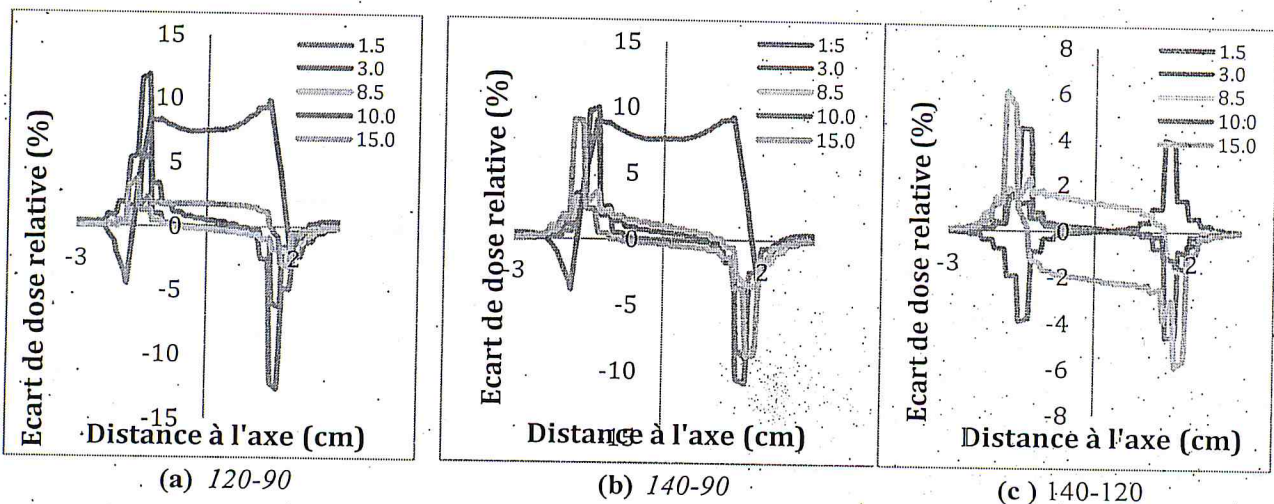


Figure IV.19: Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$.

Les écarts moyens et les écarts maximums ainsi que les déviations standards déterminées à partir des profils calculés avec les courbes CT 90, 120 et 140 kV sont résumés dans le tableau ci dessous.

Tableau IV.5 : Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité d'air pour une taille de champ 3*3 cm²

Profondeurs	1.5 cm	3 cm	8.5 cm	10 cm	15 cm
A= 120-90					
$\Delta_{moy}(\%)$	-0.017	0.051	-0.068	1.357	0.244
δ_{max}	5.535	11.783	1.481	9.808	3.609
δ_{min}	-6.347	-12.665	-2.021	-4.511	-3.129
Ecart type	0.961	2.168	0.431	2.960	0.800
B= 140-90					
$\Delta_{moy}(\%)$	-0.006	0.045	0.130	1.375	-0.072
δ_{max}	9.924	8.043	3.543	9.252	9.009
δ_{min}	-10.869	-8.854	-3.473	-3.888	-8.794
Ecart type	1.702	1.490	0.899	2.993	1.505
C= 140-120					
$\Delta_{moy}(\%)$	0.011	-0.006	0.198	0.021	-0.316
δ_{max}	4.470	3.996	2.291	1.649	6.033
δ_{min}	-4.602	-3.918	-1.696	-1.649	-5.909
Ecart type	0.753	0.707	0.593	0.337	1.239

Comme pour le cas du champ 1x1 cm², pour toutes les zones, des écarts importants sont enregistrés au niveau de la région de la pénombre. Nous remarquons aussi que les plus grand écarts (> ± 10%) sont observés au niveau de la cavité d'air (surtout au niveau de l'interface eau-air) pour les comparaisons entre les courbes 120 kV – 90 kV et 140 kV – 90 kV. Pour la zone 1 (au dessus de la cavité d'air) et en dehors de la région de la pénombre, les écarts sont < ± 2%. Le même phénomène est observé au delà de la cavité (zone 3). Pour les comparaisons entre les courbes 140 kV – 120 kV, nous enregistrons au niveau de la région de la pénombre des écarts qui peuvent atteindre ± 6% et en dehors de cette région, les écarts sont < ± 2% pour toutes les zones.

La dernière taille de champ considérée dans ce travail est le champ 10 x 10 cm². La figure suivante montre les profils de dose obtenus avec une courbe CT 90 kV pour une taille de champ 10x10 cm². Les écarts de doses sont représentés par la figure IV.21. Pour cette taille de champ, on a la présence d'un plateau suite à l'existence de l'équilibre électronique latéral. La dose diminue en accédant au milieu, on a une augmentation du plateau (partie homogène et symétrique) du profil suite au changement du milieu.

Le tableau IV.6 résume les écarts moyens et les écarts maximums ainsi que les déviations standards obtenus avec les courbes CT 90, 120 et 140 kV.

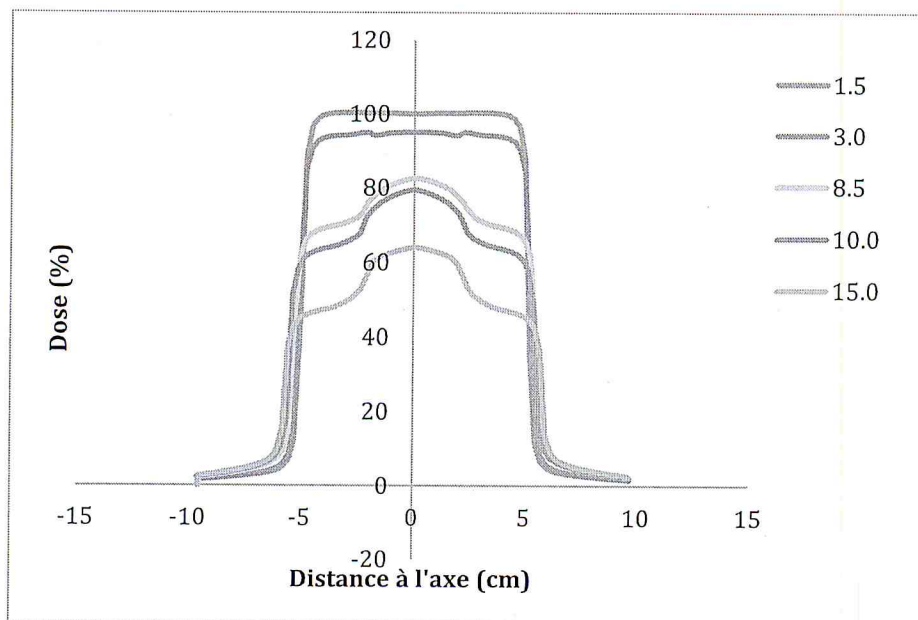


Figure IV.20: Profil de dose obtenu avec un faisceau de X6, à DSP100 à une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$

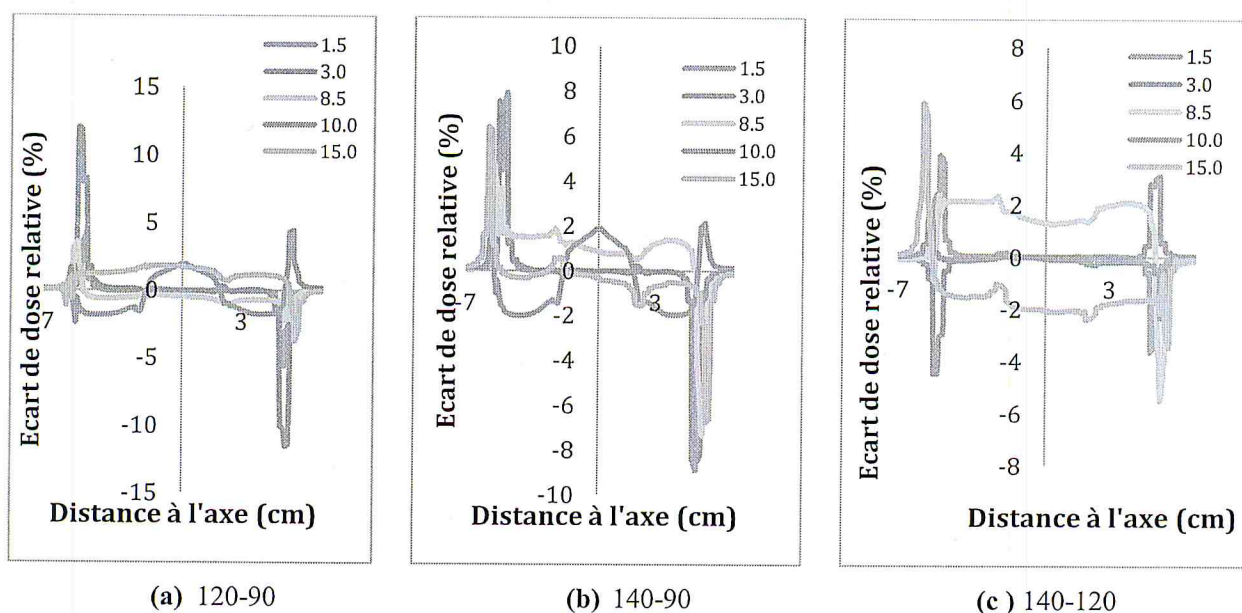


Figure IV.21 Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Tableau IV.6 : Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité d'air pour une taille de champ 10x10 cm²

	1.5 cm	3 cm	8.5 cm	10 cm	15 cm
120-90					
δ_{moy}	-0.043	-0.009	-0.294	-0.165	0.658
δ_{max}	4.364	12.026	3.573	4.422	2.367
δ_{min}	-5.603	-11.551	-2.563	-2.452	-3.769
Ecart type	0.856	2.405	0.662	1.253	0.894
140-90					
δ_{moy}	-0.008	-0.047	0.510	-0.236	-0.245
δ_{max}	7.921	7.541	4.679	2.199	6.388
δ_{min}	-8.892	-8.500	-7.336	-2.379	-6.753
Ecart type	1.508	1.652	1.344	1.194	1.161
140-120					
δ_{moy}	0.035	-0.035	0.809	-0.067	-0.896
δ_{max}	3.883	3.110	2.380	2.070	5.892
δ_{min}	-3.626	-4.486	-5.494	-2.338	-3.455
Ecart type	0.679	0.789	1.244	0.352	1.249

A partir de la figure IV.21 et du tableau IV.6, nous constatons que des écarts $> \pm 5\%$ sont enregistrés au niveau de la région de la pénombre dans toutes les zones et pour la comparaison de toutes les courbes CT. Ailleurs, les écarts sont inférieurs à $\pm 3\%$ que l'on observe au niveau de l'interface eau-air (profondeur 10 cm).

IV.4.2 Cavité poumon

Les figures IV.22-24 représentent les profils de dose et les écarts de dose relative, en présence d'une cavité poumon, pour les tailles de champs de 1x1 cm², 3x3 cm² et 10x10 cm² respectivement. Pour le cas de la cavité poumon, le calcul des profils de dose ont été effectués uniquement pour les courbes CT 120 kV et 140 kV.

Les écarts moyens et les écarts maximums ainsi que les déviations standards des doses déterminées à partir des profils calculés avec les courbes CT 120 et 140 kV sont résumés dans le tableau IV.7.

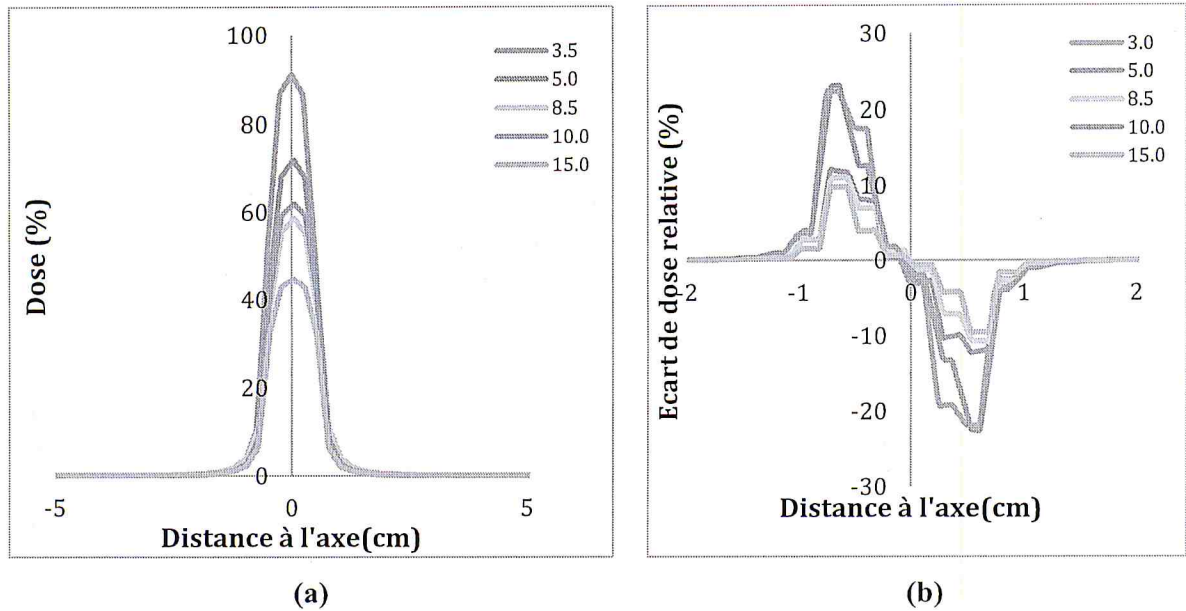


Figure IV.22 : (a) Profils de dose obtenus à une taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (cavité poumon)
 (b) : Ecart entre les profils obtenus avec les courbes de calibration 120 kV et 140 kV
 pour une taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$

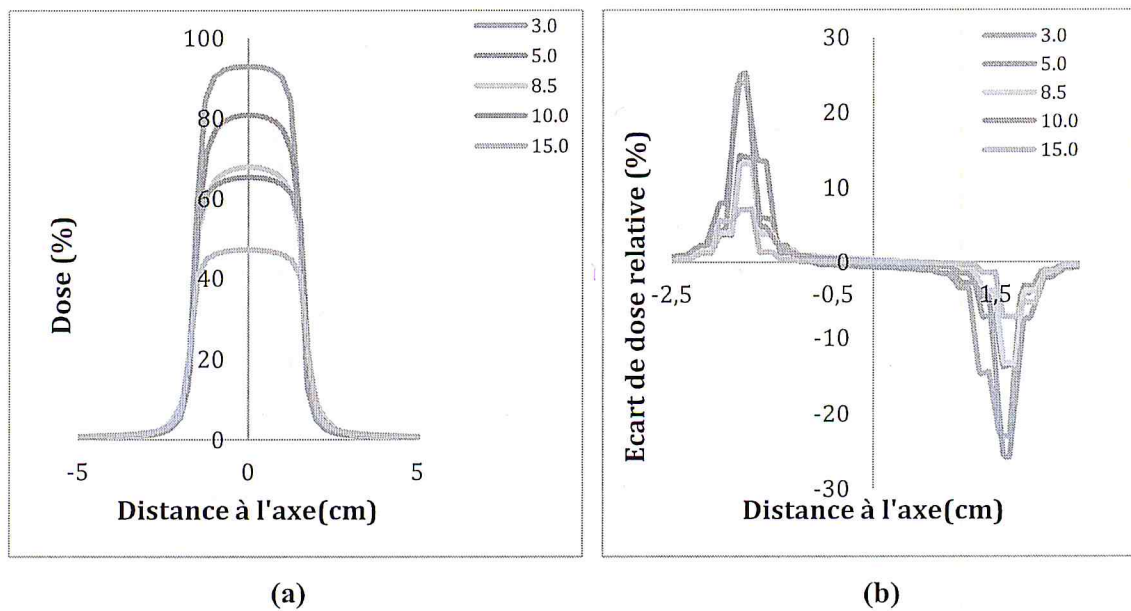


Figure IV.23 : (a) Profils de dose obtenus à une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ (cavité poumon)
 (b) : Ecart entre les profils obtenus avec les courbes de calibration 120 kV et 140 kV
 pour une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$

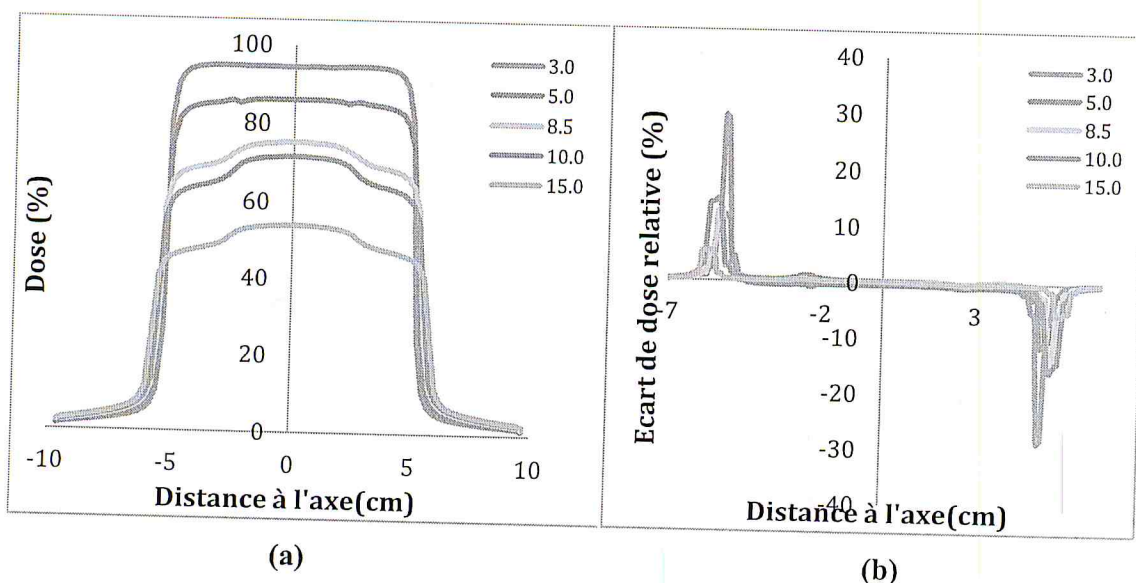


Figure IV.24 : (a) Profils de dose obtenus à une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (cavité poumon)
 (b) : Ecart entre les profils obtenus avec les courbes de calibration 120 kV et 140 kV pour une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Tableau IV.7 : Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec deux courbes de calibration en présence d'une cavité 'poumon'

140-120	1.5 cm	3 cm	8.5 cm	10 cm	15 cm
1*1					
$\Delta_{moy}(\%)$	-0.034	-0.052	0.004	-0.001	-0.0004
δ_{max}	22.394	12.128	11.025	23.104	9.785
δ_{min}	-21.926	-12.214	-10.759	-22.530	-9.552
Ecart type	4.546	2.447	2.109	4.085	1.668
3*3					
$\Delta_{moy}(\%)$	-0.074	-0.098	0.023	0.010	-0.002
δ_{max}	23.930	14.214	13.199	25.180	7.056
δ_{min}	-23.086	-13.827	-13.468	-25.878	-7.307
Ecart type	4.364	2.533	2.286	4.117	1.457
10*10					
$\Delta_{moy}(\%)$	-0.201	-0.259	0.120	0.015	-0.003
δ_{max}	29.476	12.350	12.944	14.812	5.527
δ_{min}	-28.625	-11.448	-14.432	-15.944	-5.801
Ecart type	4.668	2.601	2.333	3.360	1.272

Comme dans le cas de la cavité air, les écarts importants sont enregistrés au niveau de la région de la pénombre, où ils dépassent $\pm 20\%$. Ailleurs, les écarts restent inférieurs à $\pm 3\%$. Les résultats pour la cavité poumon sont similaires à ceux de la cavité air puisque toutes les deux sont des milieux de faible densité et par conséquent, elles présentent des comportements semblables.

IV.4.3 Cavité d'os

Les profils de dose, à différentes profondeurs (1.5, 3, 8.5, 10 et 15 cm), pour une taille de champ de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ calculés avec une courbe de calibration mesurée à 90 kV en présence d'une cavité os sont montrés dans la figure IV.25. La figure IV.26 illustre les écarts de dose relative entre les profils calculés avec différentes courbes de calibration CT (90, 120 et 140 kV). Le tableau IV.8 regroupe les écarts moyens et les écarts maximums ainsi que les déviations standards pour les profils calculés à différentes profondeurs avec différentes courbes de calibration CT.

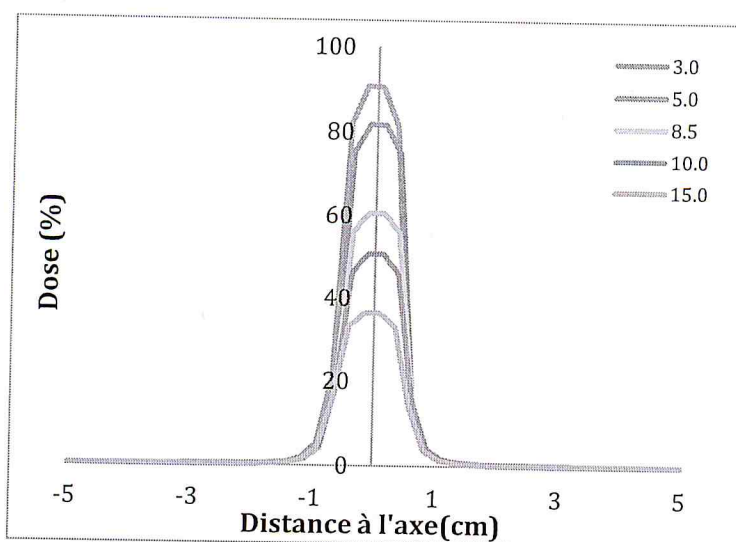


Figure IV.25 : Profil de dose obtenu pour une taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (cavité Os)

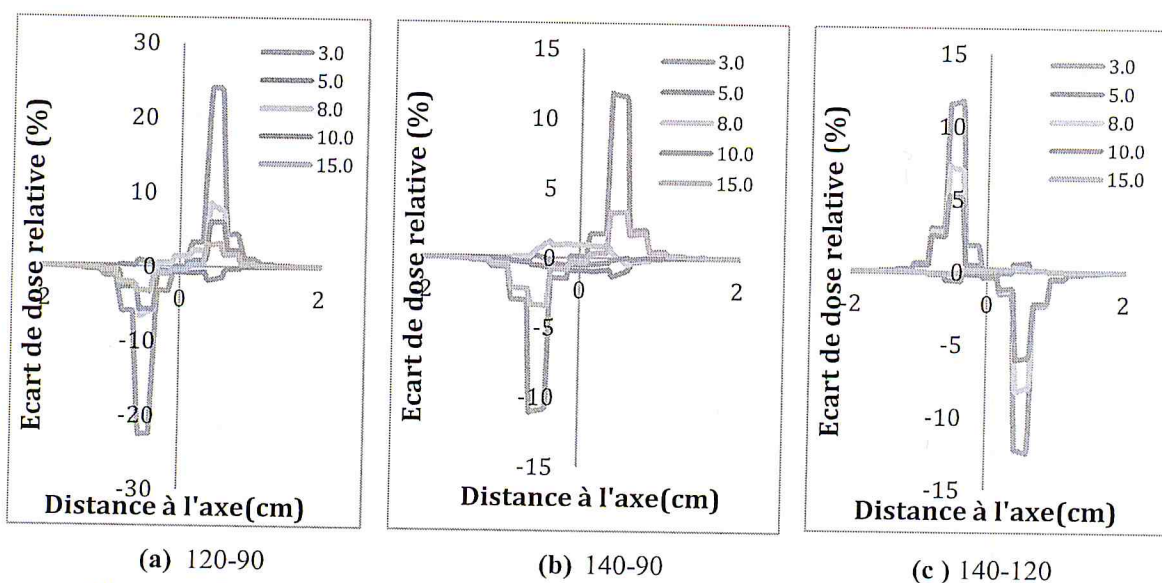


Figure IV.26 Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (cavité os)

Tableau IV.8 : Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité 'os' pour une taille de champ 1*1 cm²

	1,5 cm	3 cm	8,5 cm	10 cm	15 cm
120-90					
$\Delta_{moy}(\%)$	-0,010	-0,044	0,064	-0,013	-0,028
δ_{max}	23,928	0,840	8,460	5,951	3,064
δ_{min}	-22,533	-1,848	-6,711	-5,795	-3,356
Ecart type	3,722	0,253	1,231	1,022	-3,357
140-90					
$\Delta_{moy}(\%)$	-0,005	-0,051	0,040	-0,035	-0,022
δ_{max}	11,781	0,256	1,165	0,014	3,280
δ_{min}	-11,099	-1,334	-0,467	-0,677	-3,446
Ecart type	1,859	0,210	0,204	0,119	0,631
140-120					
$\Delta_{moy}(\%)$	0,005	-0,007	-0,023	-0,022	0,005
δ_{max}	11,707	0,607	7,211	5,231	0,307
δ_{min}	-12,451	-0,646	-8,228	-6,069	-0,179
Ecart type	1,956	0,101	1,286	0,979	0,043

A partir de la figure IV.26 et du tableau IV.8, nous remarquons des écarts importants au niveau de la région de la pénombre qui peuvent dépasser $\pm 20\%$ pour toutes les zones. Comme pour les cavités précédentes, ses écarts sont présents au niveau de la région de la pénombre qui est une zone de fort gradient de dose où la moindre variation dans la position peut conduire à un écart de dose important. Le plus grand écart a été enregistré à 1.5 cm de profondeur à proximité de l'interface eau-os pour une comparaison entre les profils de dose calculés avec les courbes de calibration 90 kV et 120 kV. Ailleurs, les écarts ne dépassent pas $\pm 2\%$.

Pour les profils de dose en présence d'une cavité os, à différentes profondeurs (1.5, 3, 8.5, 10 et 15 cm), calculés avec différentes courbes de calibration CT (90, 120 et 140 kV) pour des tailles de champs de 3x3 cm² et 10x10 cm², nous remarquons à partir des figures représentant les écarts de dose relative pour les comparaisons entre les profils calculés avec différentes courbes CT (figures IV.29 et IV.30) que les mêmes écarts observés pour la taille de champ de 1x1 cm² sont présents au niveau de la région de la pénombre pour toutes les zones.

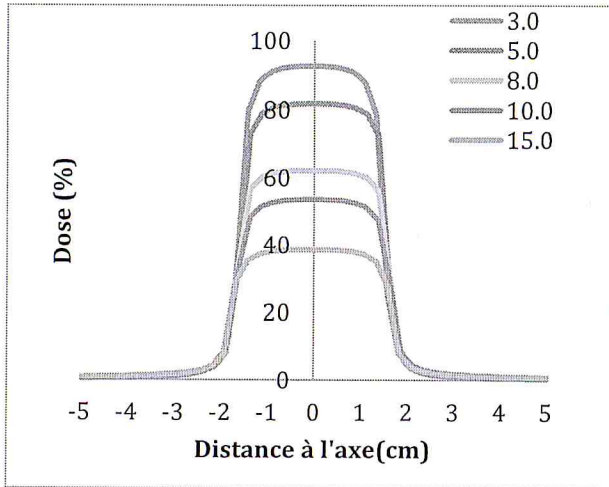


Figure IV.27 : Profil de dose obtenu pour une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ (cavité Os)

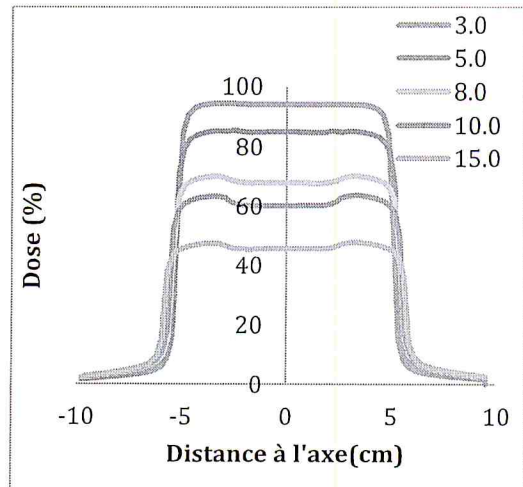


Figure IV.28 : Profil de dose obtenu pour une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (cavité Os)

Les écarts les plus importants peuvent atteindre $\pm 20\%$ à 1.5 cm de profondeur à proximité de l'interface eau-os pour une comparaison entre les profils de dose calculés avec les courbes de calibration 90 kV et 120 kV (Tableaux IV.9 et IV.10). En dehors de la région de la pénombre les écarts restent inférieurs à $\pm 1.5\%$.

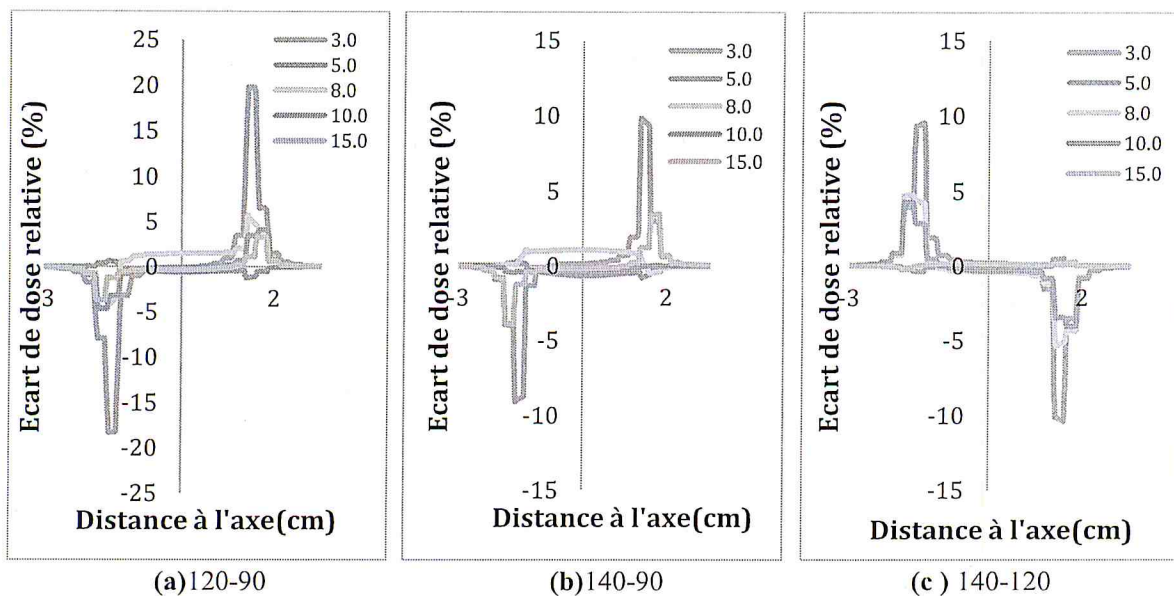


Figure IV.29 Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ (cavité os)

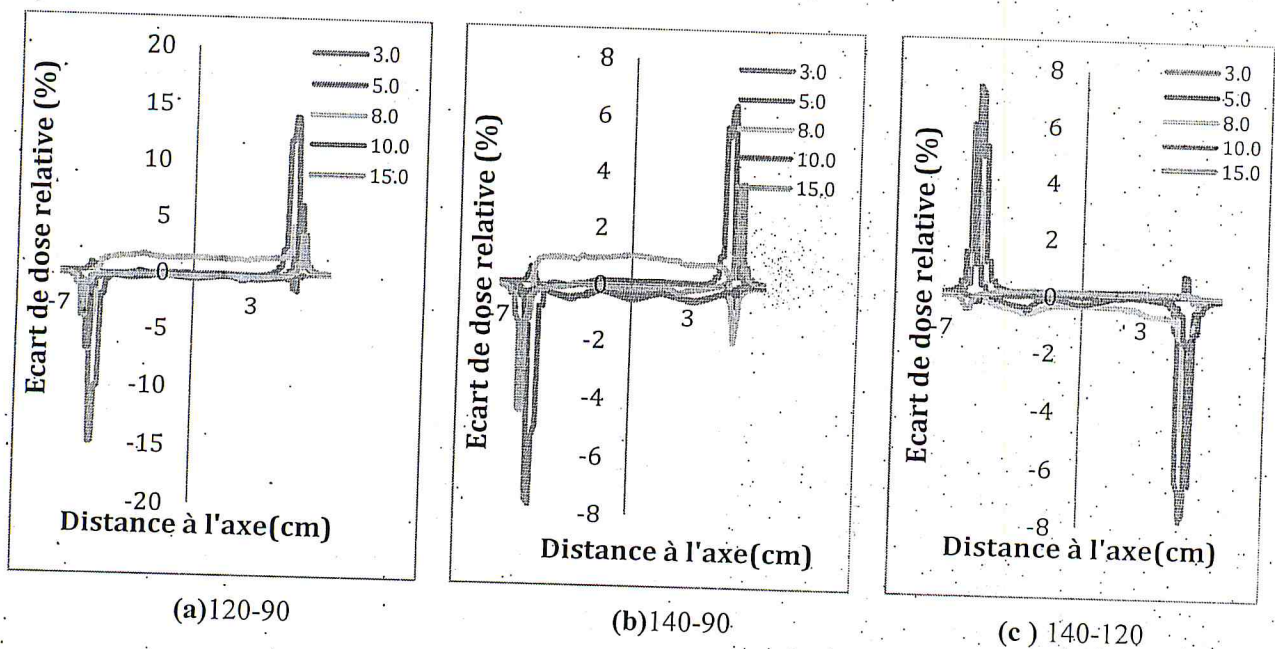


Figure IV.30 : Ecart entre les profils obtenus avec les différentes courbes de calibration pour une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (cavité os)

Tableau IV.9 : Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité 'os' pour une taille de champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$

	1,5 cm	3 cm	8,5 cm	10 cm	15 cm
120-90					
δ_{moy}	-0.006	-0.078	0.190	-0.020	-0.052
δ_{max}	19.783	0.671	5.690	4.080	3.262
δ_{min}	-18.288	-1.257	-4.699	-4.737	-3.737
Ecart type	3.240	0.241	1.117	0.906	0.607
140-90					
δ_{moy}	0.014	-0.084	0.129	-0.0618	-0.033
δ_{max}	9.798	0.303	1.066	0.141	3.480
δ_{min}	-9.095	-0.808	-0.509	-0.479	-3.916
Ecart type	1.609	0.215	0.363	0.141	0.636
140-120					
δ_{moy}	0.021	-0.006	-0.062	-0.041	0.019
δ_{max}	9.548	0.500	4.769	4.300	0.221
δ_{min}	-10.375	-0.376	-5.370	-4.077	-0.253
Ecart type	1.700	0.081	1.081	0.861	0.0574

Tableau IV.10 : Valeur moyenne, max, min et déviation standard des écarts entre les profils de dose obtenus avec différentes courbes de calibration en présence d'une cavité 'os' pour une taille de champ 10*10 cm²

	1.5 cm	3 cm	8.5 cm	10 cm	15 cm
120-90					
δ_{moy}	-0.016	-0.205	0.624	-0.112	-0.158
δ_{max}	13.991	0.812	4.266	6.191	3.532
δ_{min}	-14.967	-1.469	-6.993	-6.894	-4.017
Ecart type	2.932	0.280	1.272	1.108	0.661
140-90					
δ_{moy}	0.0247	-0.198	0.397	-0.205	-0.085
δ_{max}	6.439	0.567	1.026	2.178	3.633
δ_{min}	-7.710	-0.720	-1.983	-0.853	-4.483
Ecart type	1.434	0.247	0.562	0.202	0.698
140-120					
δ_{moy}	0.045	0.007	-0.229	-0.087	0.066
δ_{max}	7.392	0.789	5.702	6.046	0.183
δ_{min}	-7.727	-0.246	-5.012	-6.473	-0.490
Ecart type	1.546	0.096	1.103	1.052	0.111

CONCLUSION

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

Pour pouvoir évaluer l'effet de l'utilisation d'une courbe de calibration CT mesurée à une tension différente de celle utilisée pendant l'acquisition des données patient, nous avons calculé, avec le TPS, des distributions de doses en présence de cavité hétérogènes de différentes densités (air, poumon et os) pour différentes tailles de champs (1×1 , 2×2 , 3×3 , 4×4 , 8×8 et 10×10 cm²).

Des courbes de rendement en profondeurs et des profils de dose ont été calculées avec les différentes courbes de calibration (90 kV, 120 kV et 140 kV) en présence de trois milieux (air, poumon et os). Les résultats des calculs ainsi que les écarts obtenus entre les différentes courbes ont été présentés.

D'après les courbes de rendements en profondeurs pour différentes tailles de champs, nous avons constaté que la présence d'une cavité hétérogène (air, poumon, os) dans un fantôme d'eau perturbe de façon importante la distribution de doses surtout pour les petites tailles de champs. Ceci pourrait avoir un impact sur la précision de la dose délivrée.

Les doses en profondeur calculées avec différentes courbes CT présentent des différences importantes pour les champs de petites dimensions (1×1 , 2×2 , 3×3 et 4×4 cm²) puisque dans le processus de calcul de dose dans le TPS, les densités sont calculées à partir des nombres CT et les écarts entre les nombres CT sont plus importants pour les milieux peu denses. Ces écarts importants constatés pour les petites tailles de champs sont dus à la double rupture de l'équilibre électronique latéral induite par la taille du champ et la présence d'une cavité de faible densité.

Les écarts entre les doses calculées avec différentes courbes de calibration sont relativement plus importants pour les milieux de faibles densités (air, poumon). Les écarts les plus importants ont été enregistrés pour les points de calcul situés au niveau des interfaces eau-air, où nous avons enregistré des écarts pouvant atteindre $\pm 5\%$.

Pour la cavité os, les écarts rencontrés pour les différents points quoique inférieurs à 2% ne doivent pas être négligés car ils peuvent s'ajouter à d'autres sources d'erreurs et contribuer à augmenter l'écart entre la dose délivrée et la dose prescrite dont la tolérance est de 5%.

Pour les profils de dose, nous remarquons que, dans toutes les régions des écarts importants sont enregistrés au niveau de la pénombre qui est une zone de fort gradient de dose où la moindre variation dans la position peut conduire à un écart de dose important.

Ces écarts ont atteints 20% pour les hétérogénéités 'air' et 'poumon' pour les petites tailles de champs mais diminue pour les tailles de champs importants. Ils sont de 10% et 5% pour 3×3 et 10×10 cm² respectivement. L'écart diminue au fur et à mesure que la taille de champs augmente. Le même comportement a été observé pour la cavité poumon. En présence de l'os, nous avons observé un écart de 20% pour toutes les tailles de champs.

A partir des résultats du présent travail, nous avons mis en évidence la sensibilité du calcul de dose, en présence d'hétérogénéités, par rapport à la courbe de calibration CT utilisée dans le TPS. Par conséquent, une attention particulière doit être accordée à l'utilisation, dans les TPS, de courbes de calibration CT qui permettent de tenir compte des variations des paramètres d'acquisition des données patient avec le scanner CT. Ceci afin de minimiser l'erreur due à la courbe de calibration CT qui viendra s'ajouter à l'incertitude globale sur la dose délivrée lors des traitements par radiothérapie, surtout dans les régions tête, cou et thorax.

REFERENCES

- [AHN89]: Ahnesjo A, Andreo P. "Determination of effective bremsstrahlung spectra and electron contamination for photon dose calculations". *Phys Med Biol*, Vol. 34: p.1451, 1989.
- [AHN92]: Ahnesjo, A, Saxner, M, and Trepp, A. "A pencil beam model for photon dose calculation", *Med. Phys.*, 19, 263-273, 1992b.
- [AHN99]: Andreas Ahnesjo, "Dose Calculation for External Photon Beams in Radiotherapy, *phys. Med. Biol*, 44, pp. R99-R155, 1999.
- [AND90]: Andreo P. "Monte Carlo techniques in medical radiation physics": *Phys Med Biol*, Vol. 36: p. 861, 1990.
- [BAD09]: Jean-Noël BADEL "Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise", 2009.
- [BAT64]: Batho, J. *Can. Assoc. Radiol.* 15, 79, 1964.
- [BLA07]: léone blazy-aubignac, " controle qualite des systèmes de planification dosimetrique des traitements en radiotherapie externe au moyen du code monte-carlo penelope", 2007.
- [BOY85]: Boyer A, Mok E. A photon dose distribution model employing convolution calculations. *Med Phys* 12: 169-177, 1985.
- [BRI00]: "MNCP, a general Monte Carlo n-particle transport code, version 4c", *Technical Report N° LA-13709-M, Los Alamos National Laboratory*, 2000.
- [CUN72]: Cunningham J.R, Shrivastava P.N. Program IRREG. "Calculation of dose from irregularly shaped radiation beams". *Computer Programs in Biomedicine*, Vol. 2(3): p.192-199, 1972.
- [DEV99]: De Vlaminck K, Palmans H, Verhaegen F, De Wagter C, De Neve W and Thierens H. "Dose measurements compared with Monte Carlo simulations of a narrow 6MV multileaf collimator shaped photon beams", *Med. Phys.*, 26, 1874-1882, 1999.
- [GAR09]: GARCIA R. "Validations dosimétriques des conditions cliniques des radiotherapies thoraciques. thèse Radiophysique et Imagerie médicales : Ecole doctorale : G E E T. l'Université Toulouse III - Paul Sabatier, Toulouse, 267 pages., 2009.
- [GEANT95]: "Application Software Group Computing and Networks Division - Detector Description and Simulation Tool", *CERN Program Library Long Writeup W5013 (Geneva: CERN)*, 1995.
- [HAR02]: Haryanto F, Fippel M, Laud W, Dohm O and Nusslin F. "Investigation of photon beam output factors for conformal radiation therapy: Monte Carlo simulations and measurements", *Phys. Med. Biol.*, 47, N133-N143, 2002.
- [HU03]: J. Hubert, J. Descotes, A. Blum. "tomodensitométrie", 2003.
- [ICR87]: I.C.R.U. International Commission on Radiation Units and Measurements. report 42. "Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High Energy Photons and Electrons". Bethesda, Maryland, 1987.
- [KAP85]: Kappas K., Rosenwald J.C. "Calcul des doses en radiothérapie en présence d'hétérogénéités de petites dimensions.Méthode de soustraction de faisceaux". *J Eur Radioth*, Vol.6: p.35, 1985.
- [KAP95]: Kappas K., Rosenwald J.C. "Quality control of inhomogeneity correction algorithms used in treatment planning systems" *Int J Rad Onc Biol Phys*, Vol. 32 : p. 847-858, 1995.
- [KAW00]: Kawrakow I, Rogers D W O The EGSnrc code system: Monte Carlo simulations of

- electron and photon transport. NRCC Report PIRS701. National Research Council of Canada, Ottawa, 2000.
- [KHO08]: Rana KHOURY "PIXSCAN : Micro-tomodensitomètre à pixels hybrides pour le petit animal", 2008.
- [LIS02]: A. Lisbona, B. Aubert "Le scanner: Principe-Technologie-Applications", 2002.
- [MAC85]: Mackie TR, el Khatib E, Battista J, Scrimger J, Van Dyk J, Cunningham JR (1985) Lung dose corrections for 6- and 15-MV x rays. *Med Phys* 12: 327-332, 1985.
- [MAR09]: Maud MARGUET "Radiothérapie Guide Par L'IMAGERE : Maîtrise des éléments matériels Application à l'analyse des conséquences dosimétriques dues aux variations anatomiques au cours de traitements ORL", 2009.
- [MET]: Metropolis N and Ulam S. "The Monte Carlo method", *J. Amer. Statist. Assoc.*, 44, 335-349, 1949.
- [MOH85]: Mohan, R. and Chui C. S. "Validity of the concept of separating primary and scatter dose". *Med Phys*. Vol. 12(6): p.726-730, 1985.
- [MOH86]: Mohan, R., Chui, C. S., and Lidofsky, L., Differential pencil beam dose computation model for photons, *Med. Phys.*, 13, 64-73, 1986.
- [MUT02]: MUTIC Sasa. *CT Simulation Process and Techniques*. 44th annual ASTRO meeting, course 206, 2002.
- [NEL86]: Nelson W R, Hirayama H, Rogers D W O, The EGS4 code system, Report No. SLAC-265, Stanford Linear Accelerator Center, Stanford, California, 1986.
- [NIL81]: Nilsson B and Brahme A, "Contamination of high-energy photon beams by scattered photons", *Strahlentherapie*, 157, 181-186, 1981.
- [PAT78]: Patau J.P, Vernes C.E, Terissol M and Malbert M. "Calcul des caractéristiques qualitatives (TEL, FQ équivalent de dose) d'un faisceau de photons de freinage à usage médicale, par simulation de sa création et de son transport", *Proceedings of the 6th Symposium on Microdosimetry (London: Harwood Academic)*, 579-588, 1978.
- [PET83]: Petti P.L, Goodman M.S, Gabriel T.A and Mohan R "Investigation of the buildup dose from electron-contamination of clinical photon beams", *Med. Phys.*, 10, 18-24, 1983.
- [ROG95]: Rogers D.W.O, Faddegon B.A, Ding G.X, Ma C.M, We J and Mackie T.R. "BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units", *Med. Phys.*, 22, 503-524, 1995.
- [SAL08]: Salvat F, Fernandez-Vera JM, Sempau J. PENELOPE 2008 : E code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Facultat de Fisica (ECM), Universitat de Barcelona, Spain, 2008.
- [SON78]: Sontag MR, Cunningham JR. The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium. *Radiology* 129: 787-794, 1978.
- [THI07]: CheickOumarThiam "Dosimétrie En Radiothérapie Et Curiethérapie Par Simulation Monte-Carlo GATESur Grille Informatique", 2007.
- [ULM95]: Ulmer W and Kaissl W. A triple Gaussian pencil beam model for photon beam treatment planning. *Z. Med. Phys.* 5:25-30, 1995.
- [ULM 96]: Ulmer W and Harder, D. Applications of a triple Gaussian pencil beam model for photon beam treatment planning. *Z. Med. Phys.* 3:68-74, 1996.
- [VAN03]: Van de Walle J, Martens C, Reynaert N, Palmans H, Coghe N, De Neuve W, De Wagter C and Thierens H, "Monte Carlo model of Elekta Sliphys accelerator: validation of a new MLC component module in BEAM for a 6MV beam", *Phys. Med. Biol.*, 48, 287-296, 2003.