

N° D'ORDRE : 40/2010-M/PH

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTRE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR
ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE
« HOUARI BOUMEDIENE »

FACULTE DE PHYSIQUE



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du diplôme de MAGISTER

EN : PHYSIQUE

Spécialité : Physique Médicale

Par : AICHOUCHE AMAR NASSIM

Sujet

*EVALUATION EXPERIMENTALE DES ALGORITHMES DE CALCUL
DE DOSE POUR LES FAISCEAUX D'ELECTRONS
DE HAUTES ENERGIES*

Soutenu publiquement, le 13/07/2010, devant le jury composé de :

M. Ahmed.Chafik CHAMI	Professeur à L'USTHB	Président
M. Abdelkader. TOUTAOUI	Chargé de recherche au CRNA	Directeur de Mémoire
Mme. Akila.FRAHI-AMROUN	Professeur à L'USTHB	Examinatrice
Mme. Zakia.BRAHIMI	Chargé de recherche/CRNA	Examinatrice
M. Mhamed.AFIANE	Professeur en radiothérapie au CPMC	Examineur
M. Mehenna ARIB	Maitre de Recherche au CRNA	Examineur

<i>Introduction</i>	5
<i>Chapitre I</i>	8
<i>Interaction des électrons avec la matière</i>	8
1. Pertes d'énergies des électrons.....	8
1.1 Pertes d'énergie collisionnelles.....	8
1.2 Pertes d'énergie radiatives.....	9
1.3 Pouvoir d'arrêt.....	10
1.3.1 Pouvoir d'arrêt collisionnel.....	10
1.3.2 Pouvoir d'arrêt radiatif.....	11
1.3.3 Effet de densité.....	12
1.4 Processus de diffusions des électrons.....	12
<i>Chapitre 2</i>	13
<i>Caractérisation des faisceaux cliniques d'électrons</i>	13
2.1 Courbe de dose en profondeur des faisceaux d'électrons.....	13
2.1.1 Région de Build-up.....	13
2.1.2 Zone au-delà de Z_{max}	14
2.1.3 Zone au-delà de R_p (zone de contamination par les photons).....	16
2.2 Variation de la courbe de rendement en fonction de l'énergie.....	16
2.2.a Energie la plus probable.....	17
2.2.b Energie moyenne.....	17
2.2.c Energie moyenne à une profondeur donnée.....	17
2.3 Variation de la courbe de rendement en fonction de la taille du champ.....	17
2.4 Variation de la courbe de rendement en fonction de la DSP.....	18
2.5 Variation de la courbe de rendement en fonction de l'angle d'incidence.....	18
2.6 Courbes isodoses.....	19
<i>Chapitre 3</i>	21
<i>Algorithmes de calcul de dose pour les faisceaux d'électrons</i>	21
3.2 Implémentation du modèle Pencil Beam dans le THERAPLAN PLUS.....	24
3.2.1 Calcul de dose en absence d'inhomogénéités.....	24
3.2.2 Calcul de dose en présence d'inhomogénéités.....	26
3.3 Algorithme Monte Carlo de calcul de dose DCM.....	27
3.3.1 Formalisme du calcul de dose basé sur la fluence.....	28
3.3.2 Modèle des faisceaux d'électrons.....	29

3.3.2.1	Espace de phase source.....	30
3.1.2	Espace de phases de sorties	31
3.3.2.2.a	Electrons directs (Primaires).....	31
3.3.2.2.b	Electrons indirects	32
3.3.3	Algorithme VOXEL MONTE CARLO (VMC++)	32
	<i>Chapitre 4</i>	33
	<i>Commissioning du Système de Planning de Traitement</i>	33
4.1	Caractérisation Physique de l'accélérateur linéaire.....	34
4.2	Caractérisation dosimétrique de l'accélérateur	36
4.2.1	Données mesurées requises pour l'algorithme Pencil Beam.....	36
4.2.2	Données mesurées requises pour le DCM.....	38
4.2.2.1	Mesure dans l'eau avec applicateur.....	39
4.2.2.2	Mesure dans l'eau sans applicateur.....	39
4.2.2.3	Mesure dans l'air sans applicateur.....	39
4.3	Ajustement et vérification des unités de traitement.....	40
	<i>Chapitre 5</i>	47
	<i>Assurance qualité en radiothérapie</i>	47
5.1	Critères d'acceptabilité dans le calcul de dose.....	48
5.2	Méthode de l'indice gamma.....	50
	<i>Chapitre 6</i>	52
	<i>Matériel et Méthodes</i>	52
6.1	Matériel utilisé.....	52
6.1.1	L'Accélérateur linéaire	52
6.1.2	Fantômes et analyseur de faisceau.....	53
6.1.3	Dosimètres utilisés.....	55
6.2	Méthode d'évaluation	57
6.2.1	Tests homogènes.....	57
6.2.1.1	Tests avec Incidences normales.....	58
6.2.1.2	Tests avec Incidences obliques d'irradiation.....	58
6.2.2	Champs hétérogènes avec champ irrégulier (HOUSE).....	59
6.2.3	Tests hétérogènes en présence d'hétérogénéités	60
6.2.3.1	Tests avec surfaces irrégulières	61
6.2.3.2	Test avec deux cylindres en Aluminium.....	62
6.2.3.3	Test des trois cylindres en Aluminium	62

6.2.3.4 Test de cavité équivalente à l'os.....	63
6.2.3.5 Test de la cavité équivalente Poumon.....	64
6.2.3.6 Test de la cavité équivalente Os + Poumon	65
6.2.3.7 Test du cylindre d'Air et des quatre cylindres en Aluminium	66
6.2.3.8 Test du fantôme de la paroi thoracique	67
6.3 Test sur le fantôme anthropomorphique	68
<i>Chapitre 7</i>	70
<i>Résultats et discussion</i>	70
7.1 Tests homogènes	70
7.1.1 Tests avec champs carrés	70
7.1.2 Tests avec champs rectangulaires	73
7.2 Test hétérogène avec champ irrégulier (HOUSE).....	77
7.3 Tests hétérogènes avec présence d'hétérogénéités	81
7.3.1 Tests de surface irrégulière simulant l'irradiation du Nez.....	81
7.3.2 Tests de surface irrégulière en marche d'escalier « stepped surface ».....	84
7.3.3 Test des deux cylindres en Aluminium	87
7.3.4 Test des trois cylindres en Aluminium.....	93
7.3.5 Test de cavité équivalente à l'os	97
7.3.6 Test de la cavité équivalente Poumon	100
7.3.7 Test de la cavité équivalente Os + Poumon.....	104
7.2.3.7 Test du cylindre d'Air et des quatre cylindres en Aluminium	107
7.3.8 Test du fantôme de la paroi thoracique	109
7.4 Test sur le fantôme anthropomorphique	112
Conclusion	115
Références bibliographiques	117

Introduction

Les faisceaux d'électrons présentent certaines propriétés qui les rendent attrayant en radiothérapie, particulièrement avec les caractéristiques physiques améliorées des faisceaux d'électrons atteints dans les accélérateurs linéaires modernes de radiothérapie. Les faisceaux d'électrons ont une décroissance rapide de dose qui réduit au minimum l'irradiation du tissu au delà du volume cible, et la distribution de dose en profondeur peut être contrôlée en changeant l'énergie du faisceau incident ou en appliquant des compensateurs de tissu (bolus) sur la surface du patient. Les propriétés physiques des distributions de dose des faisceaux d'électrons se caractérisent par :

- Une uniformité de la dose, de la surface à la profondeur du maximum de dose.
- Une rapide décroissance de la dose au delà du point de 80% du maximum de dose.
- La profondeur de pénétration peut être contrôlée en faisant varier l'énergie du faisceau incident.
- Le pouvoir d'arrêt massique des tissus ne varie pas de façon significative avec l'énergie.

Malheureusement, le calcul de la distribution de dose d'électrons dans le patient est une tâche extrêmement difficile. Durant les dernières décades, l'intérêt pour l'utilisation des faisceaux d'électrons de hautes énergies en radiothérapie s'est accru en raison de la disponibilité croissante des accélérateurs linéaires médicaux. Durant la même période, le développement de l'imagerie médicale (imagerie tomographique aux rayons X, échographie, IRM, ...) a rendu possible l'exploitation clinique des données anatomiques du patient à travers les images anatomiques. De plus, le développement de la technologie informatique a permis la jonction entre les données de l'accélérateur, les données anatomiques du patient et les algorithmes de calcul de dose pour une meilleure planification des traitements. Pour pouvoir utiliser ces propriétés de façon optimale et permettre une utilisation clinique, il est nécessaire d'avoir des algorithmes de calcul de doses flexibles et aussi précis que possible.

Actuellement, un grand nombre de modèle de calcul de doses, pour les faisceaux d'électrons, est disponible. Cependant, vu la complexité du processus de la pénétration des électrons dans la matière, d'importantes erreurs résultent dans les distributions de doses calculées. Par conséquent, un programme de calcul de dose doit tenir compte des interactions fondamentales

des électrons avec la matière et doit modéliser parfaitement le transport de ces électrons dans les milieux irradiés. Les faisceaux d'électrons produits par les accélérateurs linéaires médicaux peuvent être décrits, conceptuellement, par un faisceau étroit émergeant du système d'accélération et converti en un faisceau large soit par un système à balayage magnétique soit par un système de diffuseurs. Le faisceau large produit est incident sur un système de collimation, dont le collimateur final peut avoir un contour irrégulier. A ce niveau, le faisceau peut être considéré comme un ensemble de faisceaux élémentaires (Pencil Beam). La dose en un point du milieu irradié est obtenue en sommant les contributions de tous les faisceaux élémentaires en ce point. Récemment, des algorithmes Monte Carlo de calcul de dose pour les faisceaux d'électrons ont été commercialisés et deviennent un outil utilisé en routine clinique dans le traitement en radiothérapie. C'est une avancée significative en radiothérapie, puisqu'il est largement admis que les simulations Monte Carlo du transport de rayonnement est la méthode la plus précise pour calculer des distributions de doses absorbées en radiothérapie. Aucun autre algorithme existant reproduire exactement la dose des faisceaux d'électrons dans une variété de situations cliniques fréquemment rencontrées telles que des perturbations de diffusion par des cavités d'air ou de structures osseuses. Certains algorithmes de calcul de dose utilisés dans des systèmes de planning de traitements commerciaux peuvent donner des erreurs dans la dose calculée atteignant les 20%. Le calcul des unités moniteurs pour des situations non standard telles que les distances source surface étendues nécessite de créer une machine virtuelle séparée pour chaque distance source surface singulière. Dans d'autres cas, pour chaque applicateur de l'accélérateur une machine virtuelle doit être créée pour qu'à la fin on obtienne des résultats raisonnables. Les algorithmes de calcul de dose implémentés dans les systèmes de planning de traitements commerciaux doivent tenir compte du temps de calcul des distributions de dose et cela se fait souvent aux dépens de la précision dans le calcul de dose. L'évaluation de la précision et des limitations des algorithmes de calcul de dose est extrêmement importante. Quelques limitations d'un algorithme de calcul de dose peuvent ne pas être décelables à partir d'une comparaison simple de dose en profondeur ou de courbes isodoses générées par le système de planning avec des données expérimentales. Il est ainsi nécessaire de développer un procédé rigoureux de vérification pour tous les éléments de l'algorithme de calcul de dose. A cet effet, l'assurance qualité des systèmes de planning de traitements est essentielle pour assurer la précision requise dans le calcul de la dose délivrée au patient.

Ce travail s'inscrit dans la mise en œuvre d'un programme d'assurance qualité des systèmes de planning de traitement utilisés en radiothérapie afin de contribuer à l'amélioration de la

prise en charge de la dosimétrie personnalisée des patients traités par radiothérapie et de contribuer, par conséquent, à l'amélioration de l'efficacité des traitements.

L'objectif de ce travail est d'évaluer la précision de calcul de dose et les limitations de deux algorithmes de calcul de dose pour les faisceaux d'électrons utilisés en radiothérapie, l'un basé sur la décomposition en faisceaux élémentaires et l'autre basé sur la méthode Monte Carlo, implémentée dans un système de planning de traitement commercial. Nous avons d'abord commencé par effectuer les mesures dosimétriques de référence (courbes de doses en profondeur et profils transversaux) nécessaires pour la mise en marche (commissioning) des deux algorithmes de calcul de dose pour les différentes énergies des faisceaux d'électrons délivrés par l'accélérateur linéaire VARIAN 1800 du centre de radiothérapie Pierre et Marie Curie d'Alger. Par la suite et pour évaluer la précision de calcul des deux algorithmes de calcul de dose, un ensemble de distributions de dose tests a été mesuré pour différentes situations cliniques comprenant des champs carrés et rectangulaires, des incidences obliques, des distances sources surfaces étendues, des situations avec des surfaces et des dimensions de champs irrégulières. Aussi des mesures de distributions de doses en présence de structures hétérogènes dans le champ d'irradiation et des mesures de distributions de doses dans un fantôme anthropomorphe ont été effectuées.

Des calculs de distributions de dose ont été effectués par les deux algorithmes du système de planning de traitement reproduisant les mêmes géométries de mesures. La comparaison des distributions de dose calculées et mesurées a été effectuée en utilisant la méthode de l'indice gamma qui permet de comparer ces distributions de dose dans un repère spatio-dosimétriques permettant de prendre en considération les différences de dose selon le gradient spatial des distributions de dose et enfin d'obtenir un indice qui permettra de quantifier la précision du calcul des deux algorithmes par rapport à la référence qui dans notre cas est la distribution de dose mesurée, et de connaître les limites d'utilisation des deux algorithmes dans les différentes situations rencontrées en routine clinique dans un centre de radiothérapie.

Chapitre I

Interaction des électrons avec la matière

En traversant un milieu, les électrons interagissent avec les atomes par différents processus telles que les collisions inélastiques avec les électrons atomiques, les collisions inélastiques avec les noyaux des atomes ou les collisions élastiques avec les électrons atomiques ou les noyaux. En radiothérapie (dosimétrie) il est nécessaire de connaître la manière dont les particules chargées comme les électrons perdent leur énergie durant leur passage à travers le tissu humain (détecteur).

1. Pertes d'énergies des électrons

La perte d'énergie des électrons peut avoir comme origine deux processus différents à savoir : des pertes d'énergie collisionnelles dues aux collisions avec les électrons atomiques où un électron peut subir plusieurs collisions avant qu'il ne perde toute son énergie. Ainsi que des pertes d'énergie radiatives due principalement à l'interaction des électrons avec le noyau atomique.

1.1 Pertes d'énergie collisionnelles

Les pertes d'énergie collisionnelles se traduisent par des ionisations ou par des excitations. La probabilité d'avoir l'un ou l'autre effet dépend de l'énergie des électrons incidents et du numéro atomique du milieu traversé. Si la distance minimum d'approche est grande par rapport aux dimensions de l'atome, ce dernier subit une excitation. L'énergie nécessaire à l'excitation d'un atome est de quelques électrons volts. Par contre, la perte d'énergie des électrons incidents est faible si la distance minimum d'approche est de l'ordre des dimensions de l'atome. Il y a interaction entre l'électron incident et les électrons atomiques du milieu causant l'ionisation des atomes si toutefois l'énergie des électrons incidents est suffisante pour rompre les énergies de liaison des électrons orbitaux.

Ces collisions peuvent être divisées en deux catégories, des collisions à faible transfert d'énergie et des collisions à haut transfert d'énergie. Si l'énergie emportée par l'électron arraché est supérieure à 100 eV, on appellera ces électrons des raies delta qui peuvent à leurs tours induire d'autres ionisations et des excitations. Les collisions directes ($e^- - e^-$) associées à de hauts transferts d'énergie sont relativement rares donc les faibles pertes d'énergie sont prédominantes et ainsi l'hypothèse de la perte continue d'énergie (CSDA) par les électrons qui subissent de multiples interactions est appropriée [KLE93].

Les collisions inélastiques sont d'une grande importance en dosimétrie car elles sont responsables du dépôt local d'énergie dans le milieu irradié, l'énergie perdue dans les excitations et les ionisations est absorbée au voisinage de la trajectoire des électrons.

1.2 Pertes d'énergie radiatives

Ces pertes se traduisent par la conversion de l'énergie perdue par les électrons incidents en radiations électromagnétiques qui apparaissent lorsque la distance minimum d'approche est inférieure au rayon atomique. Sous l'influence du champ coulombien du noyau, l'électron incident est dévié de sa trajectoire (diffusion élastique) et perd de l'énergie. Cette énergie sera émise sous forme de radiation électromagnétiques d'énergie $h\nu$ (rayonnement de freinage / bremsstrahlung) voir (Figure 1.1).

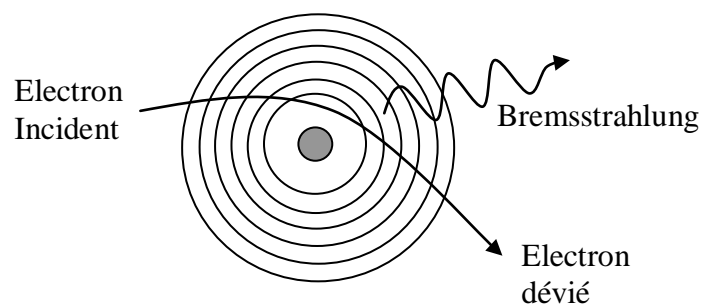


Figure 1.1 : Phénomène d'émission de rayonnement de freinage.

L'énergie emportée par le bremsstrahlung est absorbée loin de la trajectoire des électrons incidents. Une autre forme d'émission de rayonnement électromagnétique a lieu durant le passage des électrons dans la matière, ce rayonnement est l'effet Cerenkov qui est le résultat de la polarisation du milieu qui se produit lors du passage d'électrons relativiste.

1.3 Pouvoir d'arrêt

Le pouvoir d'arrêt est défini par le rapport $s = dE/dX$ (MeV cm⁻¹) où dE est la fraction d'énergie que perd un électron le long d'un parcours dX , on peut le définir par rapport à la densité du milieu traversé en tant que pouvoir d'arrêt massique noté s/ρ (MeV g⁻¹ cm²). L'évaluation du pouvoir d'arrêt inclue les pertes d'énergie selon le type d'interaction. On considère alors un pouvoir d'arrêt collisionnel et un pouvoir d'arrêt radiatif [KLE93].

$$\left(\frac{1}{\rho}\right)S_{tot} = \left(\frac{1}{\rho}\right)S_{col} + \left(\frac{1}{\rho}\right)S_{rad} \quad (1.1)$$

1.3.1 Pouvoir d'arrêt collisionnel

Le pouvoir d'arrêt collisionnel est défini par l'énergie transférée par les électrons incidents aux électrons atomiques lors des collisions inélastiques, il est exprimé par :

$$\left(\frac{1}{\rho}\right)S_{col} = \frac{ZN}{A} \int W \frac{d\sigma}{dW} dW \quad (1.2)$$

$(d\sigma/dW)$ représente la section efficace par électron atomique de collision inélastique qui produit un transfert d'énergie W et (ZN/A) le nombre d'électrons atomiques par unité de masse du milieu, N est le nombre d'Avogadro.

Deux types de collisions sont considérés dans le calcul du pouvoir d'arrêt collisionnel :

- Collisions proches (électrons émis avec une énergie relativement grande ; raies delta)
- Collisions éloignées (électrons émis avec relativement une faible énergie)

Pour distinguer entre ces deux énergies, on définit un seuil énergétique W_c qui doit être grand par rapport à l'énergie de liaison des électrons atomiques. Le paramètre d'impact associé aux pertes d'énergie inférieures à W_c doit être plus grand que les dimensions atomiques [ICR84].

On peut écrire alors le pouvoir d'arrêt collisionnel comme suit :

$$\left(\frac{1}{\rho}\right)S_{col} = \left(\frac{1}{\rho}\right)S_{col}(W < W_c) + \left(\frac{1}{\rho}\right)S_{col}(W > W_c) \quad (1.3)$$

Le pouvoir d'arrêt collisionnel pour ($W < W_c$) selon la théorie de Bethe pour les électrons ayant une vitesse grande par rapport à la vitesse des électrons atomiques du milieu (approximation de Born) s'écrit alors [KLE93] :

$$\left(\frac{1}{\rho}\right) S_{col}(W < W_c) = \frac{2\pi N r_e^2 m c^2 Z}{\beta^2} \frac{Z}{A} Z^2 \left[\ln \frac{2m c^2 \beta^2}{(1-\beta^2)} \right] \quad (1.4)$$

où N est le nombre d'Avogadro, r_e est le rayon classique de l'électron, β est la vitesse des particules incidentes relativement à la vitesse de la lumière, Z est la charge de la particule incidente, $m c^2$ est l'énergie de l'électron au repos, I est l'énergie moyenne d'excitation.

Pour ($W > W_c$) le pouvoir d'arrêt collisionnel s'écrit :

$$\left(\frac{1}{\rho}\right) S_{coll}(W > W_c) = N \frac{Z}{A} \int_{W_c}^{W_m} W \frac{d\sigma}{dW} dW \quad (1.5)$$

Où $\frac{d\sigma}{dW}$ est la section efficace de transfert d'énergie W dans une collision avec un électron libre, W_m est la plus grande énergie transférable à l'électron. La contribution au pouvoir d'arrêt collisionnel des collisions proches est relativement faible.

1.3.2 Pouvoir d'arrêt radiatif

La perte d'énergie radiative contribue de façon significative dans le pouvoir d'arrêt total pour les électrons de hautes énergies, le pouvoir d'arrêt radiatif s'écrit [KLE93] :

$$\left(\frac{1}{\rho}\right) S_{rad}(T) = \frac{N}{A} \left(\int_0^T k \frac{d\sigma_n}{dk} dk + Z \int_0^{T'} k \frac{d\sigma_e}{dk} dk \right) \quad (1.6)$$

Où $\frac{d\sigma_n}{dk}$ est la section efficace différentielle d'émission d'un photon d'énergie k dans une interaction électron- noyau atomique, et $\frac{d\sigma_e}{dk}$ est la section efficace différentielle d'émission d'un photon d'énergie k dans une interaction électron- électron d'une couche profonde. T est l'énergie maximale du photon crée et T' est la limite maximale de l'énergie du photon qui peut être émis lors d'une interaction électron – électron.

Le calcul du pouvoir d'arrêt requiert l'application d'un certain nombre de corrections ceci inclus l'effet de polarisation ou effet de densité qui induit une diminution dans le pouvoir d'arrêt massique, en corrélation à cela la production de rayonnement Cerenkov. Une autre correction et la correction de couche mais qui est généralement ignorée pour le calcul du pouvoir d'arrêt des électrons [KLE93].

1.3.3 Effet de densité

Lors du passage d'un électron dans les milieux dense, il se produit une polarisation des atomes du milieu et un champ électrique écran est créé. Cet écran réduit les interactions entre le milieu et les électrons incidents et ainsi une réduction du pouvoir d'arrêt. Cet effet est plus prononcé pour les milieux denses la magnitude de l'effet de densité augmente avec la densité du milieu et avec l'énergie de l'électron incident. L'effet de densité commence à être appréciable pour des énergies d'électrons supérieures à 1 MeV. Pour des milieux denses si on ne tiens pas compte de l'effet de densité le pouvoir d'arrêt peut être surestimé de 10 – 13% pour des électrons incidents de 10 MeV [KLE93].

1.4 Processus de diffusions des électrons

La plupart des interactions citées ci-dessus induisent des changements de direction pour les électrons incidents. Dans le corps humain les différentes hétérogénéités telles que les structures osseuses et les cavités d'air font que la distribution de dose soit dans certains cas distordue présentant ainsi des régions de surdosage et des régions de sous-dosage.

Il faut distinguer entre les diffusions simples qui résultent en des déviations des électrons à grands angles et les diffusions à petits angles des électrons. L'interaction des électrons incidents avec le champ coulombien du noyau atomique et les collisions électron – électron sont deux processus importants dans la diffusion des électrons. Les sections efficaces de diffusion des deux processus sont grandes et sont concentrées vers l'avant [KLE93 ; ICR84] mais une rétrodiffusion des électrons est aussi observable au niveau des interfaces tissu – hétérogénéités qui induit des surdosages aux niveaux des tissus.

Chapitre 2

Caractérisation des faisceaux cliniques d'électrons

C'est dans les années quarante que le développement des accélérateurs linaires d'électrons a commencé, faisant des accélérateurs les appareils de traitements de choix pour délivrer des faisceaux d'électrons et de photons utilisables dans les centres de radiothérapie, avec des énergies variant de 4 à 25 MeV. Qui est gamme d'énergie qui permet de traiter des tumeurs superficielles et des tumeurs plus profondes avec des avantages certains comme une meilleure homogénéité et uniformité de la dose dans le volume cible aussi bien pour les rayons gamma que pour les rayons X. Dans ce chapitre nous allons voir les principales caractéristiques énergétiques dosimétriques et géométriques nécessaires pour l'utilisation clinique des faisceaux d'électrons en radiothérapie.

2.1 Courbe de dose en profondeur des faisceaux d'électrons

En représentant le dépôt de dose en fonction de la profondeur dans un milieu homogène, qui dans notre cas est un fantôme d'eau, l'allure de la courbe de dose en profondeur dépend de différents facteurs notamment l'énergie du faisceau, la taille de champs, la distance source surface, la collimation et de l'angle d'incidence du faisceau. La figure (2.1) représente une courbe de dose en profondeur qui présente en premier lieu une dose non nulle à la surface. Au-delà de la surface, la dose augmente jusqu'à atteindre un maximum D_{max} , on notera Z_{max} ou R_{100} la position de cette profondeur. Cette région où la dose augmente, appelée région de build up, est suivie par une décroissance rapide de la dose absorbée en profondeur. Cette courbe peut donc être décomposée en trois régions distinctes :

2.1.1 Région de Build-up

Pour les faisceaux d'électrons, le dépôt d'énergie commence dès l'entrée du faisceau dans le milieu irradié contrairement aux photons qui sont indirectement ionisants et c'est pour cela que la dose en surface est relativement élevée par rapport à celle présentée par les faisceaux

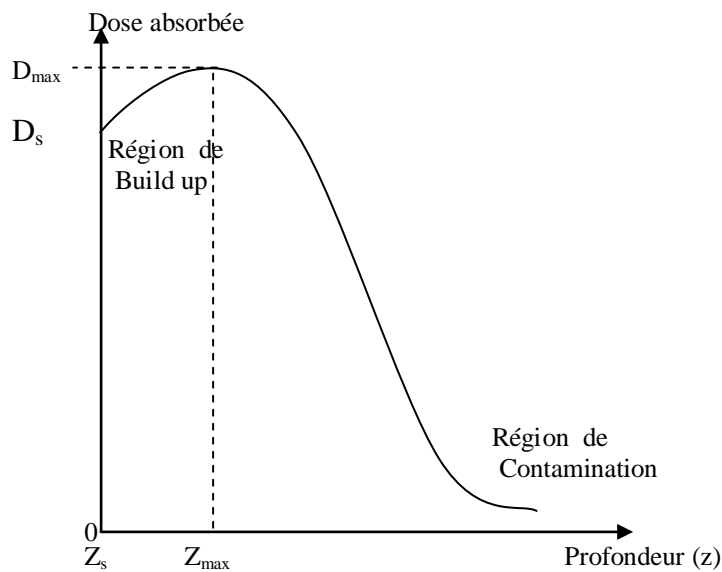


Figure 2.1 : Courbe de dose en profondeur.

de photons. L'augmentation de la dose est due à la diffusion des électrons par le milieu car à leur entrée dans le tissu, les électrons présentent approximativement des parcours parallèles et plus ils pénètrent, ces parcours deviennent plus au moins obliques par rapport à la direction d'incidence à cause des phénomènes de diffusions. Ceci conduit à une augmentation de la fluence et ainsi de l'énergie déposée par unité de longueur en profondeur le long de l'axe central. Cet effet de build-up varie avec l'énergie et est plus marqué pour les faisceaux d'électrons de faible énergie que pour les faisceaux de haute énergie. Ceci est dû au fait qu'un faisceau de faible énergie est diffusé plus facilement et il en résulte des trajectoires plus obliques des électrons d'où une augmentation plus rapide et plus prononcée en dose contrairement aux faisceaux de hautes énergies qui présentent une faible diffusion ce qui donne un build-up de dose assez lent. L'augmentation de la dose continue jusqu'à ce que le faisceau soit complètement diffusé c'est-à-dire que l'angle moyen de diffusion n'augmente plus. Dans ce cas la courbe de dose en profondeur tend à être plane. La dose à la surface D_s , par convention, définie à une profondeur de 5mm varie entre 75% et 80% pour les énergies faibles (4 MeV à 6 MeV) et entre 90% et 100% pour les faisceaux de hautes énergies [ICR84]. La variation de la dose en surface et de la position du maximum de dose varient avec l'énergie des faisceaux, la nature du milieu et avec la taille des champs utilisés.

2.1.2 Zone au-delà de Z_{max}

Au-delà de Z_{max} ou précisément après R_{90} (profondeur où la dose est égale à 90% du maximum de dose), la courbe de dépôt de dose en profondeur prend une allure spécifique de

décroissance rapide (voir figure 2.2). Cette caractéristique a une grande importance pour le choix de l'énergie utilisée dans le traitement et qui fournira la meilleure distribution de dose. Cette décroissance de la dose est due à la perte continue d'énergie et à la diffusion. Elle peut être rapide ou lente selon l'énergie. D'autres paramètres géométriques et dosimétriques présentent aussi un intérêt en clinique mettant en rapport la dose absorbée et le parcours des électrons dans le milieu.

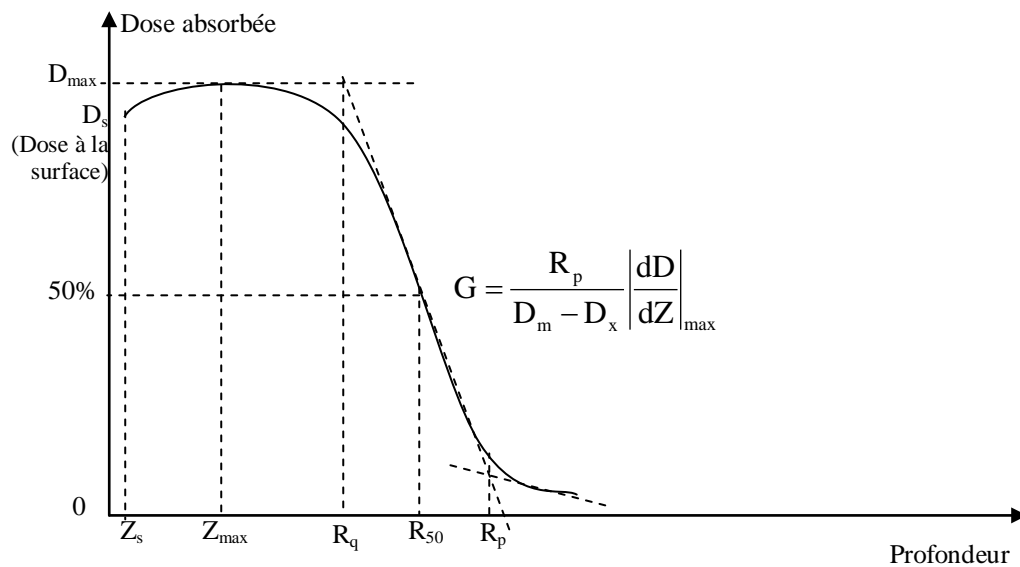


Figure 2.2 : Les différents paramètres relevés sur la courbe de rendement en profondeur.

On peut caractériser cette partie décroissante (pente) de la courbe du dépôt de dose en profondeur par un gradient de dose G normalisé [KHA94].

$$G = \frac{R_p}{D_m - D_x} \left| \frac{dD}{dZ} \right|_{max} \quad (2.1)$$

Où $|dD/dZ|$ est le gradient de dose absolu, R_p est le parcours pratique qui est la profondeur à laquelle la tangente de la partie décroissante de la courbe de dépôt de dose sur l'axe central croise la composante extrapolée due au bremsstrahlung, D_m est la dose maximale et D_x est la dose due au bremsstrahlung. On peut aussi définir d'autres profondeurs telles que R_{50} et R_{90} qui sont respectivement la profondeur à laquelle le pourcentage de dose en profondeur au-delà de Z_{max} est égal à 50% et à 90%, ainsi que la profondeur R_q qui représente l'intersection du point d'inflexion de la courbe de dose en profondeur avec la tangente horizontale du maximum de dose. Le parcours maximal R_{max} est défini comme étant la profondeur à laquelle l'extrapolation de l'extrémité de la courbe de dépôt de dose sur l'axe central intercepte la composante due au bremsstrahlung. C'est la profondeur maximale de pénétration des électrons dans le milieu irradié.

2.1.3 Zone au-delà de R_p (zone de contamination par les photons)

Cette région représente la contamination due aux photons présents dans le faisceau d'électrons. Ces photons proviennent des interactions des électrons avec les éléments constituant la tête d'irradiation de l'accélérateur linéaire. Des photons additionnels sont produits dans le patient mais en proportions faibles. La quantité de photons de contamination produite est faible pour les faibles énergies, elle est de l'ordre de 1% et atteint les 5% pour l'énergie de 20 MeV [ICR84]. La courbe de dépôt de dose en profondeur est influencée par plusieurs paramètres que ce soit l'énergie du faisceau incident, la différence des tailles de champs d'irradiation, les variations de la distance source surface et les variations dans l'angle d'incidence du faisceau.

2.2 Variation de la courbe de rendement en fonction de l'énergie

La variation de la courbe de rendement en fonction de l'énergie pour la même taille de champs (voir figure 2.3) se traduit suivant l'augmentation de l'énergie du faisceau incident par une augmentation de la dose relative en surface et une augmentation de la profondeur du maximum de dose. La composante due au Bremsstrahlung (contamination aux photons) présente elle aussi une augmentation et la pente de la courbe de dose en profondeur décroît [KHA94].

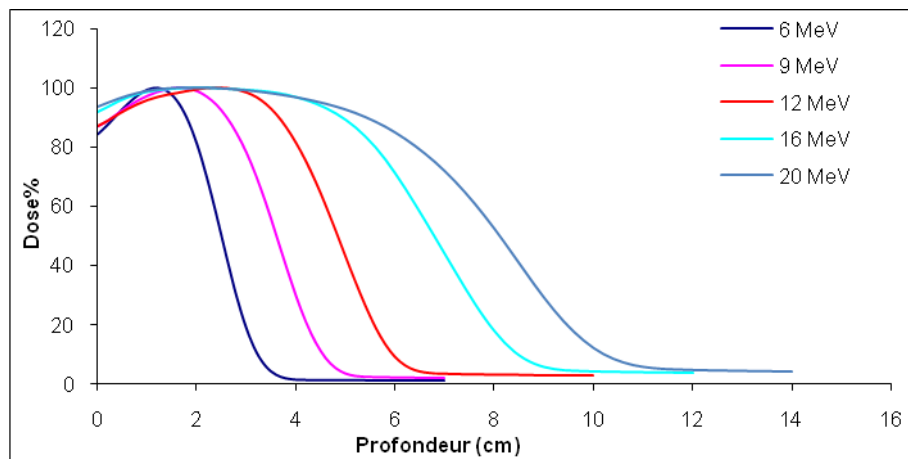


Figure 2.3 : Variation de la courbe de rendement de dose en fonction de l'énergie du faisceau d'électrons pour un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Le parcours pratique R_p et la profondeur R_{50} augmentent aussi de façon significative avec l'augmentation de l'énergie. Ces paramètres géométriques peuvent aussi renseigner sur la distribution énergétique par rapport à la pénétration du faisceau dans le milieu irradié.

2.2.a Energie la plus probable

L'énergie la plus probable est définie par la position du pic énergétique dans le spectre d'énergie du faisceau d'électrons à la surface du fantôme [ICR84] ou du tissu. Elle est liée au parcours pratique R_p par une relation empirique valable pour des faisceaux mono énergétiques ou des faisceaux avec une faible diffusion angulaire par la relation [ICR84] :

(2.2)

$$C_1 = 0.22 \text{ Mev}, C_2 = 1.98 \text{ Mev cm}^{-1}, C_3 = 0.0025 \text{ Mev cm}^{-2}.$$

2.2.b Energie moyenne

L'énergie moyenne est définie à la surface du fantôme ou du tissu pour des faisceaux parallèles et mono-énergétiques. L'énergie moyenne est reliée à R_{50} par la relation suivante [AAP98] :

$$\overline{E}_0 = c_4 R_{50} \quad (2.3)$$

Où $C_4 = 2.33 \text{ MeV cm}^{-1}$ pour l'eau, des calculs Monte-Carlo effectués ultérieurement ont donné une autre valeur de C_4 qui est égale à 2.4 MeV cm^{-1} [AAP98].

2.2.c Energie moyenne à une profondeur donnée

L'énergie moyenne à une profondeur z dans un fantôme d'eau est reliée au parcours pratique R_p et à \overline{E}_0 par la formule (2.4) qui est très précise pour les faibles énergies ou pour les énergies élevées à des profondeurs proches de la surface et de R_p [ICR84].

(2.4)

La même relation gouverne l'énergie la plus probable à une profondeur z qui est reliée à R_p et à $(E_p)_0$ par la relation [ICR84] :

$$(E_p)_z = (E_p)_0 \left(1 - \frac{z}{R_p}\right) \quad (2.5)$$

Pour toutes ces équations, la détermination de R_{50} et R_p doit être effectuée dans un large champ d'irradiation de sorte que ces grandeurs soient indépendantes de la taille de champ. Il faut tout de même préciser que ces relations ne sont qu'une approximation des valeurs réelles de ces grandeurs.

2.3 Variation de la courbe de rendement en fonction de la taille du champ

Pour la même énergie des faisceaux incidents et pour de grandes et moyennes tailles de champ, la courbe de rendement en profondeur ne varie pas de façon significative dans ces caractéristiques principales. Toutefois, la dose à la surface et la proportion de contamination

peuvent varier. C'est le cas où le champ est assez large pour produire un équilibre de diffusion à l'axe central. En dessous de cette dimension de taille de champ, un nombre plus important d'électrons est diffusé à l'intérieur du champ vers l'axe central. Ceci fait glisser le maximum de dose vers la surface (voir figure 2.4.a). Ce comportement s'accompagne d'une augmentation de la dose à la surface et d'un changement dans la valeur des paramètres de parcours tel que le parcours pratique et R_{50} . La pente de la courbe de dose en profondeur quant à elle, devient de plus en plus raide.

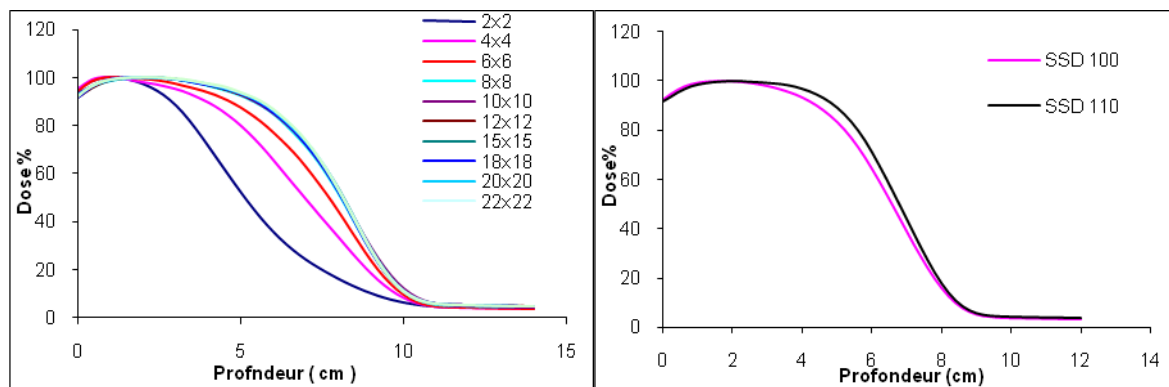


Figure 2.4 : (a)-Variation de la courbe de rendement de dose en fonction de la taille du champ d'irradiation pour une énergie de 20 MeV. (b)- Variation de la courbe de rendement de dose en fonction de la distance source surface pour une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une énergie de 20 MeV.

2.4 Variation de la courbe de rendement en fonction de la DSP

En général, les traitements par les faisceaux d'électrons ne peuvent être effectués qu'à une distance source surface ou peau (DSP) de 100 cm. La proximité de la base inférieure de l'applicateur ne permet pas de traiter en dessous de cette valeur. Dans d'autres situations de traitements, on peut augmenter cette distance (DSP) mais pas au delà de 110 cm. L'effet de cette variation de DSP se répercute sur la courbe de dose dans la région de Build up et peut s'étendre jusqu'à la profondeur du parcours thérapeutique, la dose relative au voisinage de la surface diminue mais le parcours thérapeutique augmente [ICR84].

2.5 Variation de la courbe de rendement en fonction de l'angle d'incidence

Les irradiations obliques sont souvent utilisées en clinique pour des situations diverses. Dans ces cas, plus l'angle entre l'axe central du faisceau et la perpendiculaire à la surface d'irradiation augmente plus la courbe de dose en profondeur se déplace vers la surface et le

pourcentage de dose maximale augmente aussi (voir figure 2.6). Ceci est dû à la diffusion du coté représentant un excès de tissus. Inversement, du coté de manque de tissus, le diffusé pénètre plus profondément que le parcours pratique [KHA94 ; ICR84].

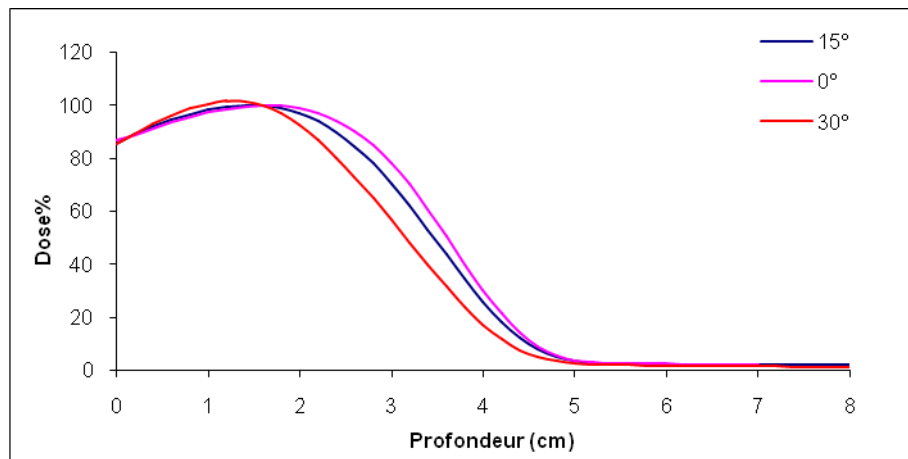


Figure 2.6 : Variation de la courbe de rendement de dose en fonction de l'angle d'incidence du faisceau d'irradiation pour une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une énergie de 9 MeV.

2.6 Courbes isodoses

La représentation à deux dimensions des distributions de dose se fait à travers des courbes isodoses (c'est-à-dire des courbes ayant en tout point la même dose). Ces courbes sont exprimées en pourcentage de dose rapporté à la dose maximale en Z_{max} . Ces isodoses présentent deux caractéristiques à savoir l'expansion latérale des isodoses à faible pourcentage de dose ($< 20\%$), plus prononcé au bords du faisceau à cause de l'augmentation de la diffusion des électrons de faibles énergies et un étranglement des isodoses ($> 80\%$) [KHA94] pour les énergies supérieures à 15 MeV dû à l'effet inverse (c'est-à-dire une faible diffusion des électrons). La distribution des isodoses résultant d'un faisceau d'électrons est influencée par la conception de la machine ainsi que par tout matériau diffusant se trouvant entre la fenêtre de sortie de l'accélérateur et la surface du milieu irradié. La pénombre, pour les faisceaux d'électrons, est définie comme la distance entre deux isodoses sur un profil de dose à la profondeur du maximum de dose. Elle peut aussi être définie en termes de distances entre des isodoses spécifiques et les bords géométriques du champ généralement entre 20% et 80% de dose. La largeur de la pénombre varie en fonction de l'énergie. Elle est de l'ordre de 10 mm à 12 mm pour les énergies inférieures à 10 MeV et de 8mm à 10 mm pour les énergies entre 10 à 20 MeV [KHA94]. Ces dimensions sont valables pour des conditions standards c'est-à-dire une DSP de 100 cm et un espace (gap) de 5 cm entre le bord inférieur de

l'applicateur et la surface du fantôme (ou du patient). La variation des isodoses en fonction de l'augmentation de la DSP se traduit par l'élargissement de la pénombre. Il a été remarqué que l'augmentation de la DSP altère la planéité du faisceau. Pour les variations de la taille du champ d'irradiation, on remarque que plus le champ est réduit plus la partie centrale uniforme des isodoses diminue jusqu'à ce que ces isodoses ne soient composées que de deux régions de pénombres pour de faibles tailles de champs.

Chapitre 3

Algorithmes de calcul de dose pour les faisceaux d'électrons

L'utilisation des faisceaux d'électrons en clinique s'est imposée du fait des caractéristiques de leurs distributions de dose dans les milieux, permettant d'irradier des volumes avec des doses pratiquement uniformes et en même temps les tissus adjacents reçoivent des doses plus faibles [AND89]. L'évolution de l'utilisation des faisceaux d'électrons, la complexité des dispositifs et des dispositions de traitement, la présence dans le trajet des électrons d'éléments de différentes densités que ce soit dans le patient ou dans la tête d'irradiation, la nature des interactions des électrons avec ces éléments rendent difficile la prédiction de la distribution des doses avant traitement. Dans ce chapitre, nous présentons un aperçu sur les différentes méthodes utilisées pour construire des modèles de calcul de dose pour les faisceaux d'électrons en radiothérapie.

Un certain nombre de méthodes et d'approches pour déterminer et calculer les distributions de doses ont été élaborées, parmi ces méthodes on trouve :

- **Méthodes empiriques**

Les méthodes empiriques sont basées sur la pré-acquisition d'un ensemble de données expérimentales décrivant des distributions de doses dans différentes situations, énergies, et géométries et établir des fonctions mathématiques particulières à ces conditions pour décrire les distributions de doses mesurées. Souvent, ces méthodes s'arrêtaient juste à la description des rendements de doses en profondeur et dans certains cas des fonctions pour décrire la distribution radiale de la dose à différentes profondeurs sont rajoutées.

- **Méthodes semi-empiriques**

Les méthodes semi-empiriques sont basées sur des solutions approximées de modèles statistiques de diffusion multiples [AND89] en y introduisant des paramètres déterminés expérimentalement.

- **Méthodes analytiques**

Les méthodes analytiques sont basées sur les lois régissant les mécanismes d'interaction des électrons avec la matière.

3.1 Le modèle Pencil Beam

En 1948, Eyges a généralisé, pour des milieux inhomogènes, les solutions analytiques de l'équation de transport des particules chargées établies précédemment par Fermi en introduisant les pertes d'énergie donnant lieu à la théorie de Fermi-Eyges [AND89].

Hogstrom a montré [HOG81] que la forme analytique de Fermi-Eyges pour des faisceaux élémentaires (Pencil Beam) utilisée dans le cas de géométries consistant en des couches infinies de différents matériaux pouvait prédire l'existence et la position des perturbations dans la distribution de dose causées par ces inhomogénéités.

La première implémentation du modèle des faisceaux élémentaires (Pencil Beam) a été limitée à une description à deux dimensions des inhomogénéités, ce qui veut dire que ces inhomogénéités s'étendent de façon infinie dans les directions transversales au plan d'incidence. La représentation à deux dimensions des inhomogénéités a montré des différences conséquentes entre les distributions de doses mesurées et calculées [CYG87]. Actuellement, dans les systèmes de planning de traitements le modèle Pencil Beam est implémenté à trois dimensions et les inhomogénéités y sont modélisées à trois dimensions.

Si on considère un électron incident dans un repère cartésien (x, y, z) sur un milieu, la probabilité de trouver l'électron à une profondeur z et un déplacement latéral compris entre x et $x+dx$ et entre y et $y+dy$ est donnée par la théorie de Fermi-Eyges et s'écrit :

$$p(x, y, z) dx dy = \frac{1}{2\pi\sigma_{MCS}^2} \exp\left(-\frac{x^2+y^2}{2\sigma_{MCS}^2}\right) dx dy \quad (3.1)$$

Où $\sigma_{MCS}^2 = \frac{1}{2} \int_0^z (z-u)^2 T(u) du$ est la section efficace de diffusion coulombienne multiple et $T(u)$ est le pouvoir de diffusion linéaire du milieu à une profondeur u . $p(x, y, z)$ donne la distribution spatiale de la fluence planaire des électrons à partir d'un faisceau élémentaire.

Pour adapter ce modèle à une utilisation clinique tout en tenant compte du patient et de l'accélérateur linéaire, il faut introduire certaines considérations. Dans la tête d'irradiation de l'accélérateur d'électrons, le faisceau élémentaire est défini à partir de la fenêtre de sortie, ce faisceau est élargi grâce au dispositif des feuilles diffusantes pour obtenir un faisceau large uniforme. Les électrons de ce faisceau subissent des diffusions dans l'air. On note par $\sigma_{\theta x}$ la distribution angulaire initiale des électrons faisceaux élémentaires avant que ces électrons ne quittent la tête d'irradiation. A leur sortie (bord inférieur de l'applicateur) les électrons

subissent encore des diffusions dans l'air avant d'atteindre le fantôme ou le patient, l'élargissement latéral résultant σ_{air} à une profondeur z s'écrit alors [KHA07] :

$$\sigma_{\text{air}} = (z + L_0) \sigma_{\theta_x} \quad (3.2)$$

Où L_0 est la distance entre le collimateur secondaire et le plan $z = 0$ voir (Figure 3.1), la diffusion causée par l'air le long de L_0 est négligeable. L'élargissement latéral dans le fantôme ou le patient à une profondeur z est obtenu en convolant une gaussienne avec un élargissement σ_{air} avec une autre gaussienne avec un élargissement σ_{MCS} , on obtient une gaussienne avec un élargissement σ_{milieu} qui s'écrit alors :

$$\sigma_{\text{milieu}}^2 = \sigma_{\text{air}}^2 + \sigma_{\text{MCS}}^2 \quad (3.3)$$

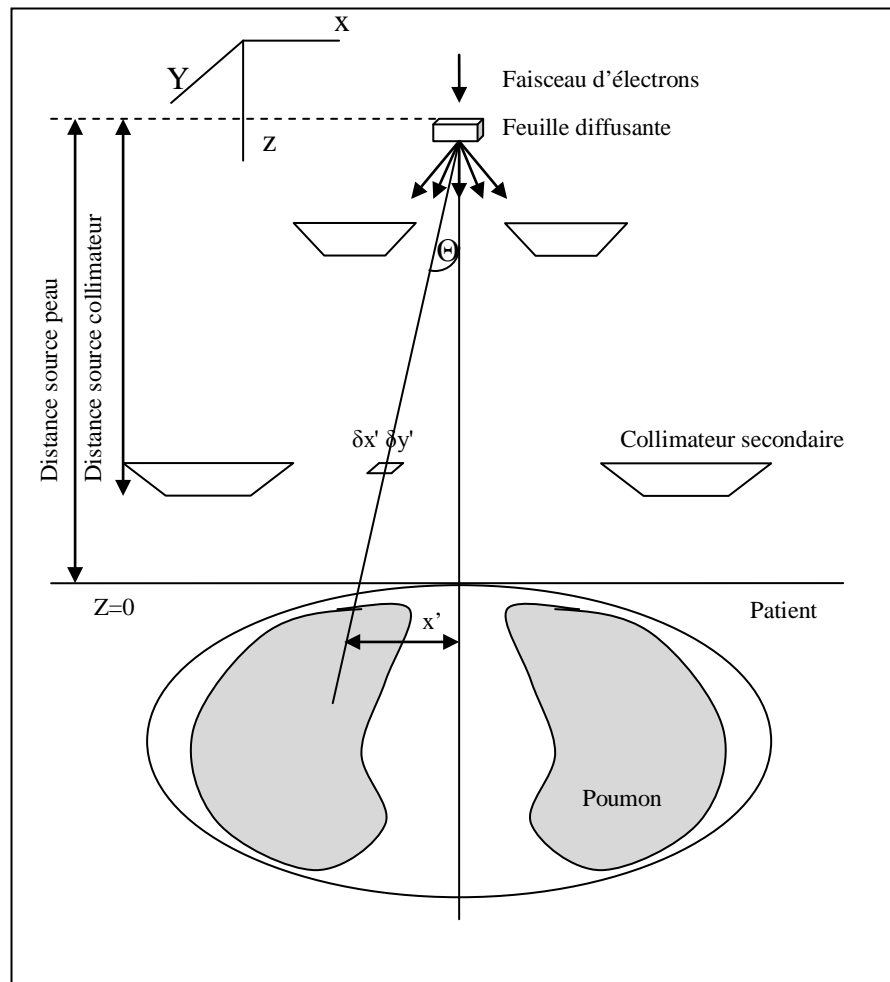


Figure 3.1 : Schématisation de l'interaction des faisceaux d'électrons avec les éléments de la tête de l'accélérateur et du patient.

Dans le cas des géométries rencontrées en routine clinique, pour passer de la distribution spatiale de la fluence planaire des électrons à partir d'un faisceau élémentaire à la dose $d(x, y, z)$ en profondeur on introduit un facteur de pondération $g(z)$ [KHA07] tel que :

$$d(x, y, z) = p(x, y, z) \times g(z) \quad (3.4)$$

3.2 Implémentation du modèle Pencil Beam dans le THERAPLAN PLUS

L'intégration des algorithmes de calcul de dose dans les systèmes de planning de traitement est effectuée en introduisant des simplifications et des approximations aux algorithmes initiaux afin d'optimiser les résultats et de rendre le temps de leurs exécutions compatibles avec l'utilisation clinique.

Dans notre cas, l'implémentation du modèle des faisceaux élémentaires (Pencil Beam) dans le système de planning de traitement THERAPLAN PLUS est effectuée sous la forme d'un ensemble d'algorithmes et de procédures, que ce soit pour le calcul de dose dans un milieu homogène ou le calcul dans des milieux hétérogènes avec des procédures de corrections dédiées (correction à 02 dimensions, correction à 03 dimensions, correction de surface, variation de la taille des faisceaux élémentaires) [TRM01].

3.2.1 Calcul de dose en absence d'inhomogénéités

Dans l'équation générale (3.5) pour le calcul de la dose dans l'algorithme du THERAPLAN pour les faisceaux de photons et d'électrons la dose RD_p en un point P normalisé au point de référence du faisceau est exprimée par : [TRM01]

$$RD_p = \frac{100}{TAR_{norm} W_{norm}} \left(\frac{F_{norm}}{F_p} \right)^2 \times \left[PBPF_p W_p TAR(0)_p + \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J PBPF_{ij} W_{ij} PBD(r_{ij}) \Delta x \Delta y \right] PBFF_p \quad (3.5)$$

Le premier terme de l'équation calcule la dose sur l'axe central et dans l'air c'est-à-dire sans patient en un point contenu dans l'intersection du plan contenant le point P avec l'axe du faisceau. Cette dose dans l'air est liée à la dose dans le patient au point de référence de dose à travers le tissu air normalisé (TAR_{norm}), le terme de l'inverse du carré des distances corrige la dose dans l'air de sa valeur à la distance F_{norm} à la position du plan contenant le point P(F_p). La seconde partie de l'équation calcule la dose au point p dans le patient en tenant compte de la forme du patient, de la forme et de la taille du champ ainsi que de tout les éléments se trouvant sur le chemin du faisceau incident (collimateurs, modificateurs, caches, inserts...).

Le terme $PBPF_p$ (*primary beam penumbra function*) désigne la fonction de la pénombre du faisceau primaire elle relie l'intensité du faisceau primaire dans l'air au point P à sa valeur sur l'axe central autrement dit elle représente l'intensité relative du faisceau incident au point (x, y) du plan contenant le point P. Le terme PBD_{ij} (*pencil beam dose spread function*) décrit l'élargissement (l'étalement) de la dose du faisceau élémentaire en fonction de la profondeur et de la distance radiale des éléments de volumes ij jusqu'au point P, il décrit la quantité de diffusé provenant des éléments de volumes ij qui atteint le point P. Le terme $PBFF$ (*primary beam flattening filter function*) introduit un ajustement empirique à la dose au point P dû à l'effet des éléments de diffusion et de modification se trouvant dans la tête d'irradiation.

Tout ces termes (PBD , $PBPF$, $PBFF$) sont calculés et enregistrés dans des tableaux par des fonctions internes dans le module de modélisation des unités de traitement (*unit modeling*) à partir des mesures de profils et de rendements de dose ainsi que des différents paramètres exigés dans l'étape du commissioning (recette) qu'on présente dans le chapitre 4.

Dans le THERAPLAN PLUS et dans le cas des faisceaux d'électrons, un certain nombre de simplifications est introduit du fait de l'absence des modificateurs et des filtres en coins lors de l'utilisation des faisceaux d'électrons. L'équation (3.5) qui calcule la dose RD_p en un point P normalisé au point de référence du faisceau d'électrons est exprimée alors par l'équation suivante [TRM01] :

$$RD_p = \frac{100}{TAR_{norm}} \left(\frac{F_{norm}}{F_p} \right)^2 \times \left[PBPF_p TAR(0)_p + \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J PBPF_{ij} PBD(r_{ij}) \Delta x \Delta y \right] PBFF_p \quad (3.6)$$

Où de la même façon une partie calcule la dose dans l'air sans patient (fantôme) et la seconde partie de l'équation calcule la dose dans le patient. F_p et F_{norm} sont des distances effectives et sont considérées à partir de la position de la source virtuelle qui s'écarte de la position de la feuille diffusante.

La dose dans l'air est donnée par le premier terme de l'équation (3.6) qui est une dose dans l'air relativement à un point sur l'axe du faisceau dans le plan transversal se situant à F_p de la source effective.

La dose dans le fantôme (patient) en un point P relativement à la dose dans l'air au point d'intersection de l'axe central du faisceau avec le plan transversal contenant le point P est calculée par l'expression :

$$[PBPF_p TAR(0)_p + \sum_{i=1}^I \sum_{j=1}^J PBPF_{ij} PBD(r_{ij}) \Delta x \Delta y] PBFF_p \quad (3.7)$$

La dose dans le fantôme (patient) est la somme de deux composantes, une composante due au faisceau primaire et une composante due aux diffusions. La notion de primaire traduit le fait qu'on ne considère que les électrons qui n'interagissent pas avec les éléments de collimation présents dans la tête d'irradiation pour ce faire on considère un faisceau très fin d'électrons.

Dans l'équation (3.7) le $TAR(0)_p$ est le rapport tissu air pour un champ nul (fermé) représente alors la variation en profondeur de la dose relative le long de l'axe de ce faisceau fin jusqu'au point P. Le second terme de l'équation (3.7) calcule la dose due aux électrons diffusés dans le patient (fantôme) en effectuant une sommation sur l'ensemble des volumes élémentaires constituant le volume irradié. $PBPF_p$ relie dans ce cas l'intensité du faisceau primaire dans l'air à la position des éléments (volumes) diffusants ij à son intensité sur l'axe central.

3.2.2 Calcul de dose en présence d'inhomogénéités

L'approche initiale pour le calcul de dose comme nous l'avons vu dans le paragraphe précédent considère le patient comme un milieu homogène or dans le cas réel le corps humain présente une grande diversité de structures inhomogènes, voir tableau (3.1).

Tableau 3.1 : Densités massiques et électroniques des principaux constituants du corps humain (ICRU35).

Tissus	$\rho/g \text{ cm}^{-3}$	$Ne/10^{23} \text{ g}^{-1}$
Eau	1.00	3.349
Muscle	1.06	3.25 – 3.32
Os	1.09 - 1.65	3.10 – 3.25
Poumon	0.26 - 1.05	3.25 – 3.33
Graisse	0.92 - 0.94	3.38
Cerveau	1.03 - 1.05	3.31 – 3.33
Foie	1.05 - 1.07	3.32 – 3.34

Le THERAPLAN PLUS offre la possibilité d'utiliser deux méthodes pour effectuer les corrections en dose due à la présence d'inhomogénéités, les deux méthodes introduisent un facteur de correction d'inhomogénéité ICF.

$$ICF_p = \frac{\text{Dose dans un fantôme hétérogène}}{\text{Dose dans un fantôme équivalent eau}} \quad (3.8)$$

La méthode de correction est basée sur l'équivalence entre la distance parcourue par les électrons dans l'hétérogénéité et l'équivalent de cette distance dans un milieu équivalent eau les rapports tissus-air seront égaux pour les deux distances par l'introduction du facteur de correction d'inhomogénéité ICF.

$$ICF_p = \frac{TAR(d'_p, r)}{TAR(d_p, r)} \quad (3.9)$$

3.3 Algorithme Monte Carlo de calcul de dose DCM

La technique Monte Carlo (MC) est potentiellement la méthode la plus précise pour résoudre le problème du transport couplé électron-photon. L'applicabilité clinique est dépendante de l'exécution précise et rapide de deux tâches principales: premièrement la reconstruction de l'espace de phase du faisceau et deuxièmement le transport de particules et du calcul de dose dans le patient. Dans le DCM intégré au système de planning de traitement THERAPLAN PLUS. Ces tâches sont implémentées comme deux modules de calcul séparés avec une interface se composant d'une séquence de particules fournies par le module de l'espace de phases sur demande du module de calcul de dose qui effectue le calcul de dose dans le patient. Le module de l'espace de phase du faisceau d'électrons dans le DCM est basé sur un modèle couplé Multi-Source de faisceau d'électrons. Pour le transport et le calcul de dose de rayonnement dans le patient, le DCM emploie le code Monte Carlo VMC++ développé par Kawrakow [KAV96 ; KAW00 ; KAW01].

Le modèle de faisceau nécessite une description géométrique des éléments de collimation de la tête de traitement. Cette description inclut la position et l'épaisseur des mâchoires des collimateurs, du collimateur multi-lame (s'il est présent) et des plaques de l'applicateur ainsi que les matériaux composant ces derniers (voir chapitre 4).

3.3.1 Formalisme du calcul de dose basé sur la fluence

La fonction du module de l'espace de phase est de produire une séquence de particules au module de dose Monte Carlo. Chaque particule p_i est caractérisée par son énergie, sa charge, sa position et sa direction, c.-à-d. $p_i = \{E_i, q_i, x_i, y_i, z_i, v_i, w_i\}$, et doit être prélevée d'une distribution représentative du faisceau considéré. En utilisant le concept de la fluence généralisée un faisceau avec des composants $j=1..N$ peut être écrit comme:

$$\Xi = \bigcup_1^N \Xi_j \quad (3.10)$$

Puisque pour des spectres cliniques la dose des électrons est proportionnelle à la fluence de particules, $\Xi_j \rightarrow \Phi$, et la dose des photons est proportionnelle à la fluence énergétique, $\Xi_j \rightarrow \Psi$. La fluence peut être écrite sous la forme :

$$\Xi = \Phi_D + \Phi_I + \Psi_B \quad (3.11)$$

Où Φ_D représente la fluence des électrons directs qui n'ont pas eu d'interaction avec les éléments de collimations (applicateurs, inserts, caches) dans la tête d'irradiation. Φ_I représente la fluence des électrons indirects issus de l'interaction d'électrons directs avec des éléments de collimation dans la tête d'irradiation. Ψ_B représente la fluence des photons induits par le bremsstrahlung dans la tête d'irradiation. A chacune de ces fluences correspond une dose notées respectivement D_D, D_I, D_B . Le module de calcul de dose est alors défini par :

$$d(r) = \frac{D(r)}{\Xi_0} \quad (3.12)$$

où $D(r)$ est la dose absorbée à la position r et Ξ_0 est la fluence de référence de normalisation du module de calcul de dose.

$$d(r) = \frac{D_D(r)}{\Phi_0} + \frac{D_I(r)}{\Phi_0} + \frac{\Psi_0}{\Phi_0} \times \frac{D_B(r)}{\Psi_0} \quad (3.13)$$

La fluence de référence de normalisation du module de calcul de dose Monte Carlo est définie comme étant la fluence des électrons directs à l'isocentre pour un champ ouvert (collimateurs rétracté au maximum et sans applicateur monté) et est notée par Φ_0 . La relation de la dose aux unités moniteur M du faisceau délivré par l'accélérateur devient alors :

$$\frac{D(r)}{M} = \frac{\Phi_0}{M_0} d(r) \quad (3.14)$$

Où le rapport de la fluence de référence aux unités moniteur (Φ_0/M_0) est une caractéristique constante pour chaque qualité de faisceau et est déterminée à partir de la dose absolue dans le processus de calibration du faisceau.

3.3.2 Modèle des faisceaux d'électrons

La modélisation d'un faisceau d'électrons commence en amont de l'élément de collimation variable/mobile le plus élevé dans un espace de phase source (SPS). L'espace de phase source est propagé à travers la tête d'irradiation à un plan de l'espace de phase de sortie (EPS) situé au niveau de l'élément de collimation le plus bas définissant de ce fait l'interface entre le module de l'espace de phase et le module de calcul de dose Monte Carlo .

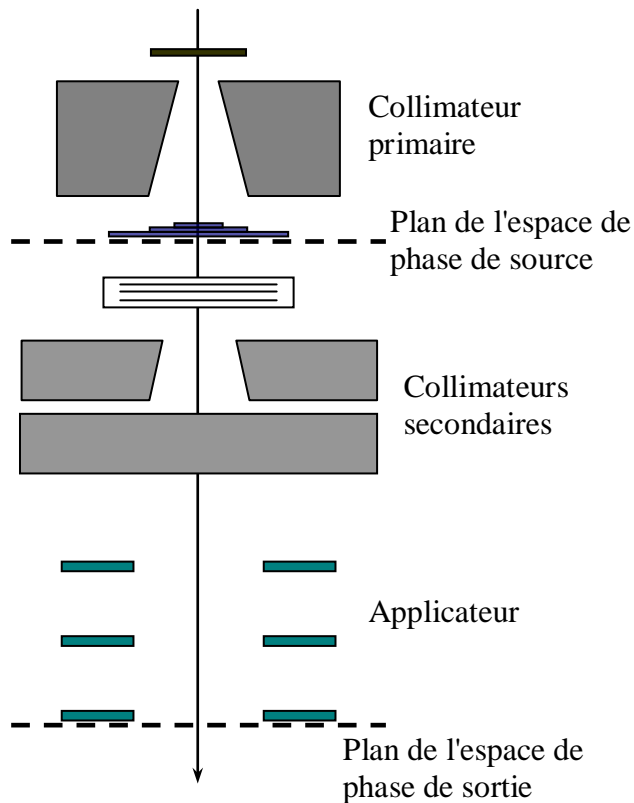


Figure 3.2 : Schéma de la tête de l'accélérateur et position des espaces de phase.

Dans une unité de traitement avec applicateurs fixes et des inserts personnalisés, les mâchoires des collimateurs ont des positions fixées par des combinaisons énergie/applicateur. Le fichier de l'espace de phase source (SPS) pour ces applicateurs est pré-propagé en tant qu'élément du processus de caractérisation des données du faisceau à un plan de l'espace de phase de sortie (EPS) placé juste devant la position de l'insert. Le calcul de dose dans le patient est alors effectué par l'échantillonnage à partir d'une description caractérisée de l'espace de phase source (EPS). De cette façon le transport à travers la tête d'irradiation ne doit pas être effectué pour chaque évaluation de dose. Pour éviter des temps très long de simulation de transport dans le collimateur pendant la planification de dose, les effets de diffusion dans l'applicateur sont pris en compte en employant des kernels pré-calculés de diffusion dans le collimateur pré-calculés, décrivant la distribution de probabilité couplée

(angulaire et énergétique) des électrons indirects provenant d'un élément de l'applicateur par électron incident.

3.3.2.1 Espace de phase source

Dans les accélérateurs à feuilles diffusantes, l'espace de phase source SPS, noté Φ_s , décrit l'espace de phase des électrons dans un plan près du diffuseur secondaire. La distribution d'énergie des électrons est donnée par un spectre d'énergie latéralement invariable $\varphi_E(E)$. Les distributions latérales et directionnelles des électrons émis à travers ce plan sont décrites par une caractérisation à petit angle de cinq paramètres [TRM01].

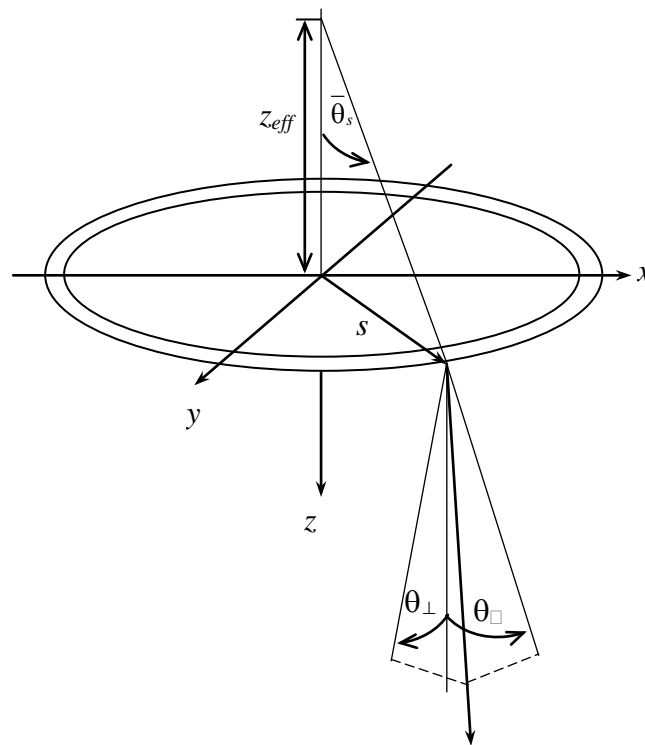


Figure 3.3 : Caractérisation des électrons dans l'espace des phases source.

$$\Phi_s(E, \theta_{\parallel}, \theta_{\perp}, s) \propto \varphi(E) \times e^{-\frac{s^2}{\sigma_s^2}} \times e^{-\frac{\theta_{\perp}^2 + (\theta_{\parallel} - \bar{\theta}_s)^2}{\sigma_{\theta}^2(s)/\sqrt{2}}} \quad s \leq s_{\max} \quad (3.15)$$

$$\Phi_s(E, \theta_{\parallel}, \theta_{\perp}, s) = 0 \quad s > s_{\max} \quad (3.16)$$

Où s est la distance par rapport à l'axe du faisceau et σ_s indique la largeur latérale de la fonction de modulation à forme gaussienne de la fluence se prolongeant au rayon s_{\max} . L'angle moyen $\bar{\theta}_s$ est exprimé en fonction de s à travers l'emplacement de la position d'une source effective z_{eff} . L'effet net de l'épaisseur variable de la feuille diffusante, de la chambre

d'ionisation et de l'air est modélisé par une diffusion angulaire gaussienne par rapport à $\bar{\theta}_s$ avec une largeur variable.

$$\sigma_{\theta}^2(s) = a - bs \quad (3.17)$$

Les paramètres s_{\max} , Z_{eff} , σ_s , a et b sont obtenus par l'ajustement des profils de champs ouverts calculés par rapport à ceux mesurés, pour un ensemble de formes rectangulaires de champs définis par les blocs collimateurs [TRM01]. La dispersion angulaire est modélisée par deux distributions angulaires gaussiennes non-corrélées θ_{\parallel} et θ_{\perp} pour les déflexions parallèles et orthogonales à la direction radiale, respectivement. Les paramètres du SPS sont dérivés en tant qu'élément du processus de caractérisation de l'unité de traitement en optimisant des données calculées par rapport aux données mesurées de champs ouverts (aucun applicateur d'électron monté sur la tête de traitement). Le spectre d'énergie est déterminé en minimisant la différence entre les doses en profondeur mesurées et calculées dans l'eau. La courbe de dose en profondeur calculée est la somme de la dose des électrons directs et des photons produits dans la tête d'irradiation. La dose en profondeur des électrons est une somme pondérée de courbes de dose en profondeur mono-énergétiques pré-calculées avec les pondérations données par $\varphi_E(E)$.

3.1.2 Espace de phases de sorties

La propagation des électrons du plan SPS au plan EPS entre chaque niveau de collimation utilise un code Monte Carlo dédié rapide (QMC). La diffusion multiple coulombienne dans l'air est prise en compte par l'algorithme LLCA (Kawrakow et Bielajew 1998a). Après chaque étape de transport seulement les électrons passant par l'ouverture, sans interagir avec le système de collimation, sont transportés au prochain niveau de collimation.

3.3.2.2.a Electrons directs (Primaires)

Les électrons atteignant le plan EPS et définissant de ce fait la fluence directe Φ_D de sortie sont enregistrés en utilisant une technique facilitant une reconstruction rapide et précise. La distribution directe de fluence est définie par:

$$\Phi_D(E, \theta_{\parallel}, \theta_{\perp}, x, y) \propto \varphi(E) \times \varphi_{xy}(x, y) \times e^{-\frac{\theta_{\perp}^2 + (\theta_{\parallel} - \bar{\theta}_r(x))^2}{\sigma_{\theta}^2(s)/\sqrt{s}}} \quad (3.18)$$

où $r = \sqrt{x^2 + y^2}$, $\varphi_E(E)$ est le même spectre d'énergie que pour le plan SPS et $\varphi_{x,y}(x, y)$ est une distribution latérale de fluence obtenue par l'enregistrement des positions des électrons directs atteignant le plan EPS.

3.3.2.2.b Electrons indirects

Des électrons directs frappant un élément d'applicateur pendant la propagation du SPS sont arrêtés et la fluence incidente sur chaque bord des scrapers de l'applicateur est enregistrée. Cette information couple les composants directs et indirects de la fluence et définit, en la combinant avec des kernels de diffusion pré-calculés une fluence multi-source indirecte Φ_I . Pendant le calcul de dose, la fluence indirecte est reconstruite par un échantillonnage des kernels de diffusion. Les électrons indirects émis à partir des bords situés au-dessus du plus bas scraper des applicateurs sont transportés au plan EPS. Toutefois la présence d'inserts personnalisés pour chaque patient nécessite la prise en considération de la forme (contour) de l'insert pour générer de nouveaux kernels de diffusion. Les photons produits dans la tête d'irradiation sont eux aussi pris en considération sous la forme d'une modélisation semi-empirique de la dose en profondeur mesurée.

3.3.3 Algorithme VOXEL MONTE CARLO (VMC++)

Le code VMC++ implémenté dans le module DCM2.0 est optimisé pour des calculs de dose tridimensionnels dans le patient. Les électrons à transporter dans le patient sont échantillonnés à partir de l'espace des phases de sortie intégrant les électrons directs et les électrons indirects fournis par les kernels de diffusion pré-calculés. L'algorithme emploie un schéma d'histoires condensées de classe II [TRM01 ; KAW01], l'algorithme VMC++ utilise une technique de répétition des événements qui consiste à répéter le parcours d'un électron simulé dans un milieu homogène constitué d'eau et l'applique plusieurs fois dans la géométrie inhomogène (voxel/cube CT) à partir de positions de départ différentes, le parcours des électrons doit être mis à l'échelle en fonction de la densité de chaque voxel traversé par l'électron, cette densité est extraite des nombres Hounsfield des images CT.

Le VMC++ est partiellement basé sur les idées développées pour le code VMC [KAW96] et le code xVMC [FIP99 ; KAW00] mais incorpore des améliorations dans la façon de modéliser les processus physiques et les géométries de simulation, ainsi que l'introduction de techniques de réduction de la variance [KAV01].

Chapitre 4

Commissionning du Système de Planning de Traitement

Un système de planning de traitement est un vaste programme informatique qui regroupe un grand nombre de sous programmes (modules) qui modélisent et gèrent les étapes principales de la chaîne de traitement en radiothérapie. Comme la modélisation des appareils de traitement (accélérateurs linéaires, unité de cobalthérapie) et des sources radioactives installées dans un centre de radiothérapie en unité de traitement virtuelle, ainsi que la modélisation des patients et des modalités de traitement à travers l'acquisition des données anatomiques des patients (images radiologiques et tomographiques), le calcul des doses et des temps de traitements (exposition) des malades en radiothérapie externe ou en curiethérapie. Le commissionning (modélisation ou recette) des systèmes de planning de traitement représente une étape cruciale lors de l'acquisition et la préparation pour l'utilisation en clinique d'une machine de traitement ou d'un système de planning de traitement. Le commissionning représente une série d'opérations de collecte de mesures dosimétriques et d'informations nécessaires à la caractérisation d'une machine de traitement comme un accélérateur linéaire ou une unité de cobalthérapie. Le commissionning peut aussi être effectué lors de la mise à jour du programme (rajout de nouveaux modules) d'un système de planning existant, ou dans le cas d'une panne majeure de l'appareil de traitement. Dans le présent travail, le commissionning consiste à caractériser le système de planning de traitement *THERAPLAN PLUS* de *NUCLETRON* pour lequel nous allons modéliser, sous forme d'unités de traitement, un accélérateur linéaire de type *VARIAN CLINAC 1800* délivrant cinq faisceaux d'électrons d'énergies respectives 6, 9, 12, 16, 20 MeV. Ceci nous permettra d'initialiser les algorithmes implémentés dans ce système de planning de traitement. Le système de planning de traitement *THERAPLAN PLUS* sur lequel nous avons effectué notre travail est doté de l'algorithme *Pencil Beam* basé sur la décomposition du faisceau large en faisceaux élémentaires ainsi que d'un module DCM 2.0 qui est un moteur Monte Carlo de calcul de dose basé sur le code VMC++ (*Voxel Monte Carlo Model*) développé par *Kawrakov* en 1996 [KAV96]. Pour modéliser l'accélérateur linéaire dans le système de planning de traitement, une quantité considérable de données et de mesures dosimétriques caractérisant l'accélérateur est exigée. Les concepteurs des systèmes de planning de traitements et des algorithmes de calcul de dose exigent ces données pour la paramétrisation des algorithmes de

calcul d'une part et d'autre part pour garantir l'utilisation correcte des machines de traitement dans leurs limites d'utilisation afin d'éviter des erreurs de convention de référentiel, de sens de rotation ou de limites dans les dimensions de champs d'irradiation. Dans le processus de commissioning de l'accélérateur linéaire pour le système de planning de traitement *THERAPLAN PLUS* aussi bien pour l'algorithme de calcul de dose Pencil Beam que pour le module DCM, les données recueillies sont constituées de mesures de rendement de dose en profondeur (PDD), de profils de doses dans les directions transversales à la direction d'incidence du faisceau incident, des facteurs dosimétriques et de description physique et géométriques de la conception de la tête d'irradiation ainsi que des accessoires de collimation [THE01].

4.1 Caractérisation Physique de l'accélérateur linéaire

Pour le système de planning de traitement *THERAPLAN PLUS*, les données nécessaires à la caractérisation de l'accélérateur représentent une description générale des modalités et des accessoires de traitement, comme la présence de collimateurs multi-lames ou juste de mâchoires. Le sens de rotation ou de mouvement des éléments mobiles comme le collimateur, le bras de l'accélérateur ainsi qu'une description des mouvements de la table de traitement. L'énergie délivrée par l'accélérateur, la distance de définition des tailles des champs d'irradiation, la position de la source virtuelle par rapport à l'isocentre de la machine sont aussi des données requises.

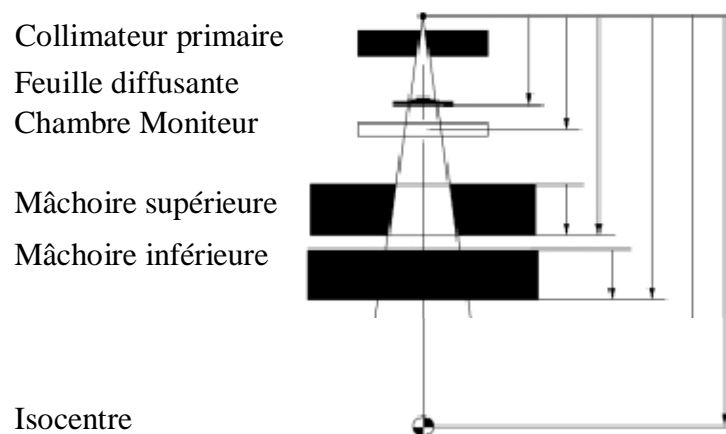


Figure 4.1 : Disposition des principaux éléments dans la tête d'irradiation.

Pour le Module Monte Carlo DCM 2.0, une quantité plus importante d'informations est nécessaire. Dans ce module, il s'agit non seulement de modéliser le faisceau d'irradiation mais aussi de modéliser la tête d'irradiation et tous les accessoires de collimation [THE01]. Les données dans ce cas, en plus des données citées ci-dessus représentent, les distances entre les différents composants de la tête d'irradiation par rapport à la source du faisceau d'électrons (voir figure 4.1). Aussi il est nécessaire de fournir la dimension de l'ouverture des mâchoires de collimation en fonction de l'énergie et de la dimension de l'applicateur installé car dans le cas de l'accélérateur VARIAN 1800, ces ouvertures sont préprogrammées. On doit fournir aussi la composition des matériaux de fabrication de tous les composants de la tête d'irradiation ainsi qu'une description détaillée des applicateurs de l'accélérateur telles que les dimensions et les distances des ouvertures de chaque étage de collimation (Scrapers) (voir figure 4.2), tout en précisant ces dimensions pour les bords supérieurs et inférieurs des étages de collimation cela doit être fait pour les cinq applicateurs de l'accélérateur et préciser la matière avec laquelle ils sont fabriqués.



Figure 4.2 : Les applicateurs de l'accélérateur VARIAN 1800 et les différents étages de collimation dans ces applicateurs (scrapers).

Ce travail doit être effectué pour chaque unité de traitement. Sachant que chaque énergie délivrée sera modélisée à part, cela fait un total de 10 unités de traitement : 5 unités de traitement pour l'algorithme Pencil Beam et 5 autres unités pour le module DCM.

4.2 Caractérisation dosimétrique de l'accélérateur

Dans cette partie, nous décrirons l'ensemble des mesures dosimétriques nécessaires pour la modélisation des faisceaux pour les deux algorithmes de calcul de dose.

4.2.1 Données mesurées requises pour l'algorithme Pencil Beam

Pour une unité de traitement, le système de planning de traitement *THERAPLAN PLUS* nécessite la mesure des rendements de dose en profondeur dans l'eau pour un minimum de 7 tailles de champs et au minimum un profil de dose dans l'eau à différentes profondeurs du pourcentage de dose mesuré pour la plus grande taille de champ possible [THE01]. Toutefois, nous avons constaté qu'un nombre plus élevé de tailles de champs et de profils donne une meilleure modélisation du faisceau d'irradiation. Par conséquent, nous avons réalisé les mesures pour 10 tailles de champs : (4×4, 6×6, 8×8, 10×10, 12×12, 15×15, 18×18, 20×20, 22×22, 25×25 cm×cm).

Pour ces mêmes tailles de champs, une mesure des profils de dose dans le sens transversal à la direction d'incidence du faisceau a été effectuée pour différentes profondeurs. Dans l'interface de modélisation seule des demi-profils peuvent être introduits. Ces mesures ont été effectuées dans un grand fantôme d'eau (analyseur de faisceaux) en utilisant des diodes comme dosimètres (voir chapitre 6 : matériels et méthodes).

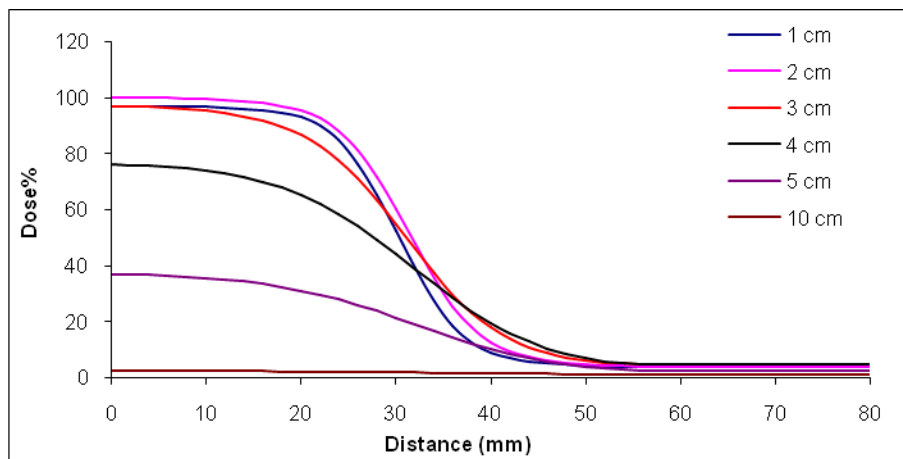


Figure 4.3 : Demi-profils pour l'énergie 12 MeV et taille de champ 6 x 6 cm×cm mesurés à plusieurs profondeurs.

La mesure des profils pour toutes ces tailles de champs et pour les cinq énergies a été réalisée avec une résolution de balayage de 2 mm et au moins à 4 profondeurs.

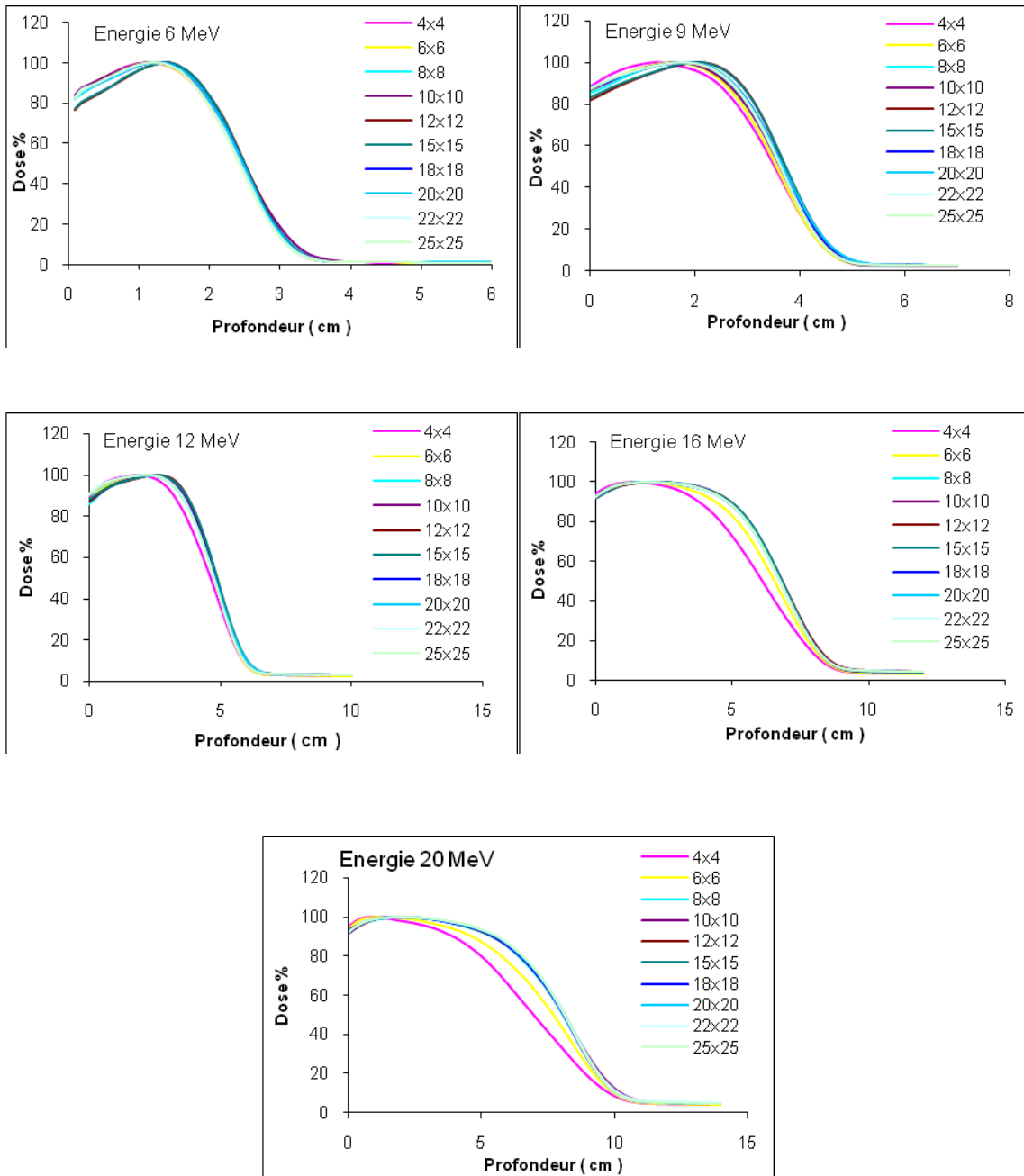


Figure 4.4 : Courbes de doses en profondeur pour les énergies délivrées par l'accélérateur VARIAN CLINAC 1800 mesurées pour différentes tailles de champs.

4.2.2 Données mesurées requises pour le DCM

Les données mesurées requises pour le module de calcul de dose DCM sont plus complexes. Il s'agit toujours de mesure de profils et de rendements de dose en profondeur mais dans différentes situations et dans deux milieux différents, à savoir l'eau et l'air. De plus, cette modélisation nécessite une mesure particulière de la fluence et des doses en profondeur en l'absence de l'applicateur [DCM01]. Cette mesure nécessite l'intervention d'un technicien spécialisé pour court-circuiter les verrous de sécurité de l'accélérateur. La résolution du balayage doit être de 2mm pour les régions de fort gradient de dose et peut atteindre 4 mm pour les régions de faible gradient de dose et pour la mesure du rendement de dose sur l'axe central. Pour la mesure des profils de dose, il est aussi nécessaire de laisser une marge de 4 cm par rapport aux limites des champs d'irradiation. La normalisation des rendements et des profils de doses ainsi que la profondeur de mesure de ces derniers sont données dans le tableau (4.1).

Tableau 4.1 : Profondeurs de normalisation pour les profils de dose.

Energie E (MeV)	Profondeur de normalisation d_{norm} (cm)
$4 \leq E \leq 6$	1.0
$6 < E \leq 15$	2.0
$15 \leq E \leq 50$	3.0

Tableau 4.2 : Profondeurs de mesure des profils de dose dans la région de contamination.

Energie E (MeV)	Profondeur de mesure de contamination X (bremsstrahlung) d_{brem} (cm)
$4 \leq E \leq 6$	5
$6 \leq E \leq 15$	10
$15 \leq E \leq 25$	15
$25 \leq E \leq 35$	20

4.2.2.1 Mesure dans l'eau avec applicateur

Des mesures dans l'eau en présence d'applicateur sont effectuées pour une distance source surface de 100 cm qui se traduisent par des profils et des rendements de dose pour chaque énergie et dans les deux directions transversales par rapport au faisceau incident.

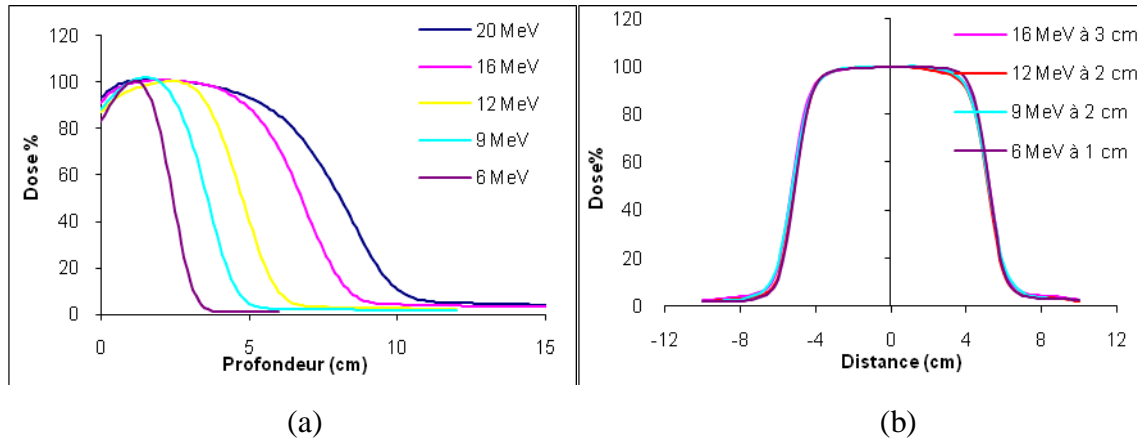


Figure 4.5 : (a) Courbes de doses en profondeur. (b) profils de dose pour toutes les énergies mesurés avec l'applicateur $10 \times 10 \text{ cm} \times \text{cm}$.

4.2.2.2 Mesure dans l'eau sans applicateur

Une mesure des rendements de dose pour chaque énergie dans l'eau sans applicateurs est effectuée pour une distance source surface de 100 cm et une ouverture des collimateurs à $35 \times 35 \text{ cm}^2$.

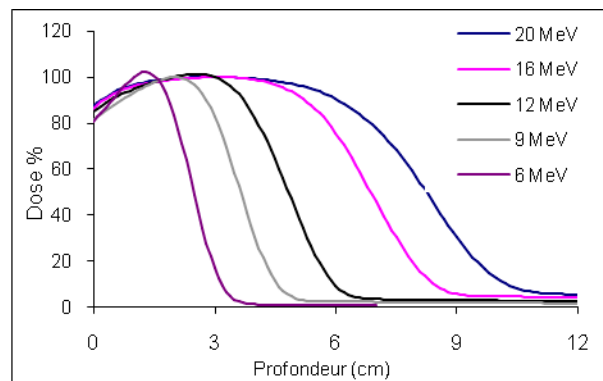


Figure 4.6 : Courbes de doses en profondeur dans l'eau sans présence d'applicateurs.

4.2.2.3 Mesure dans l'air sans applicateur

Ces mesures dans l'air pour chaque énergie représentent aussi des profils et des rendements de dose qui sont effectuées pour définir la fluence dans l'air et servent à la création du fichier d'espace des phases source SPS (voir chapitre 3). Ces profils et rendements sont mesurés par

rapport à deux distances source détecteur différentes et pour quatre tailles de champs (voir figure 4.7) [DCM01 ; TOU08].

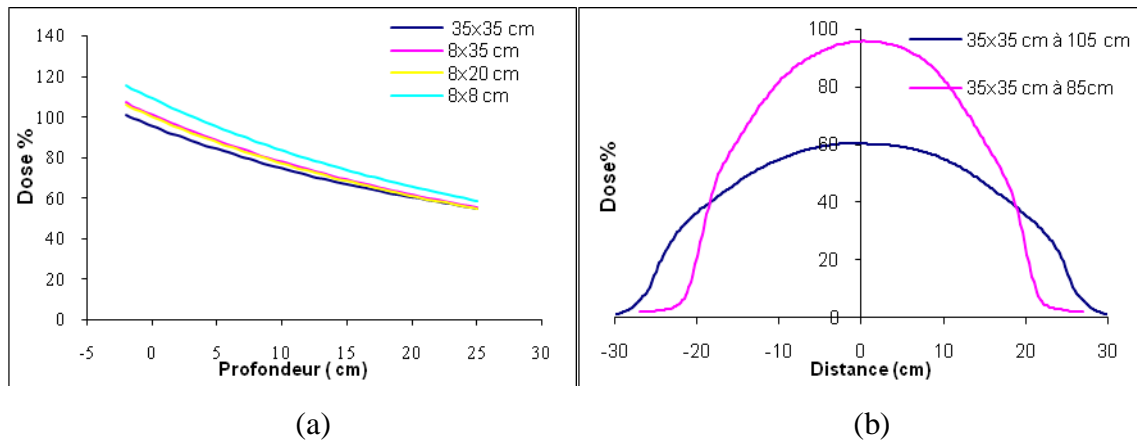


Figure 4.7 : (a) -Courbes de doses en profondeur dans l'air sans applicateurs pour l'énergie 16 MeV et pour différentes ouvertures des collimateurs. (b) - Profils de doses dans l'air sans applicateurs pour l'énergie 16 MeV et pour une ouverture des collimateurs de 35 x 35 cm².

L'écart entre ces deux distances doit être de 20 cm [THE01]. Les mesures sont réalisées pour des champs carrés et rectangulaires à savoir 8x8, 8x20, 8x35 ou 8x30, 30x30 ou 35x35 cm² selon la dimension du fantôme utilisé.

4.3 Ajustement et vérification des unités de traitement

Une fois la collecte des mesures et des données caractérisant la géométrie et la conception de la tête d'irradiation de l'accélérateur terminée, ces données sont traitées et ensuite introduites dans l'interface de modélisation (Unit Modeling) du *THERAPLAN PLUS* comme données de modélisation. Pour l'option Pencil Beam, nous effectuons une compilation des données mesurées pour générer les différents paramètres nécessaires à l'exécution de l'algorithme Pencil Beam, à savoir les tables PBD (*pencil beam dose spread function*), PBFF (*primary beam flattening filter function*) et PBPF (*primary beam penumbra function*) [THE01] (voir chapitre 3). Pour le module DCM, toutes ces mesures sont effectuées pour les cinq énergies et les cinq applicateurs et doivent par la suite être formatées en format ASCII selon un format prédéfini par les constructeurs du DCM [DCM01] et envoyées aux physiciens de la société *NUCLETRON* afin d'être traitées et analysées pour ensuite nous envoyer les unités de traitement modélisées que nous injecterons directement dans la station de calcul où est installé le système de planning de traitement *THERAPLAN Plus*. Une comparaison des profils et des rendements de dose avec les données brutes introduites est nécessaire pour voir à quel point le système reproduit les profils et rendements mesurés.

La figure 4.8 représente la comparaison entre des profils mesurés et des profils calculés et ajustés par l'algorithme Pencil Beam dans les mêmes conditions de mesure. La courbe en rouge représente la différence entre ces deux rendements.

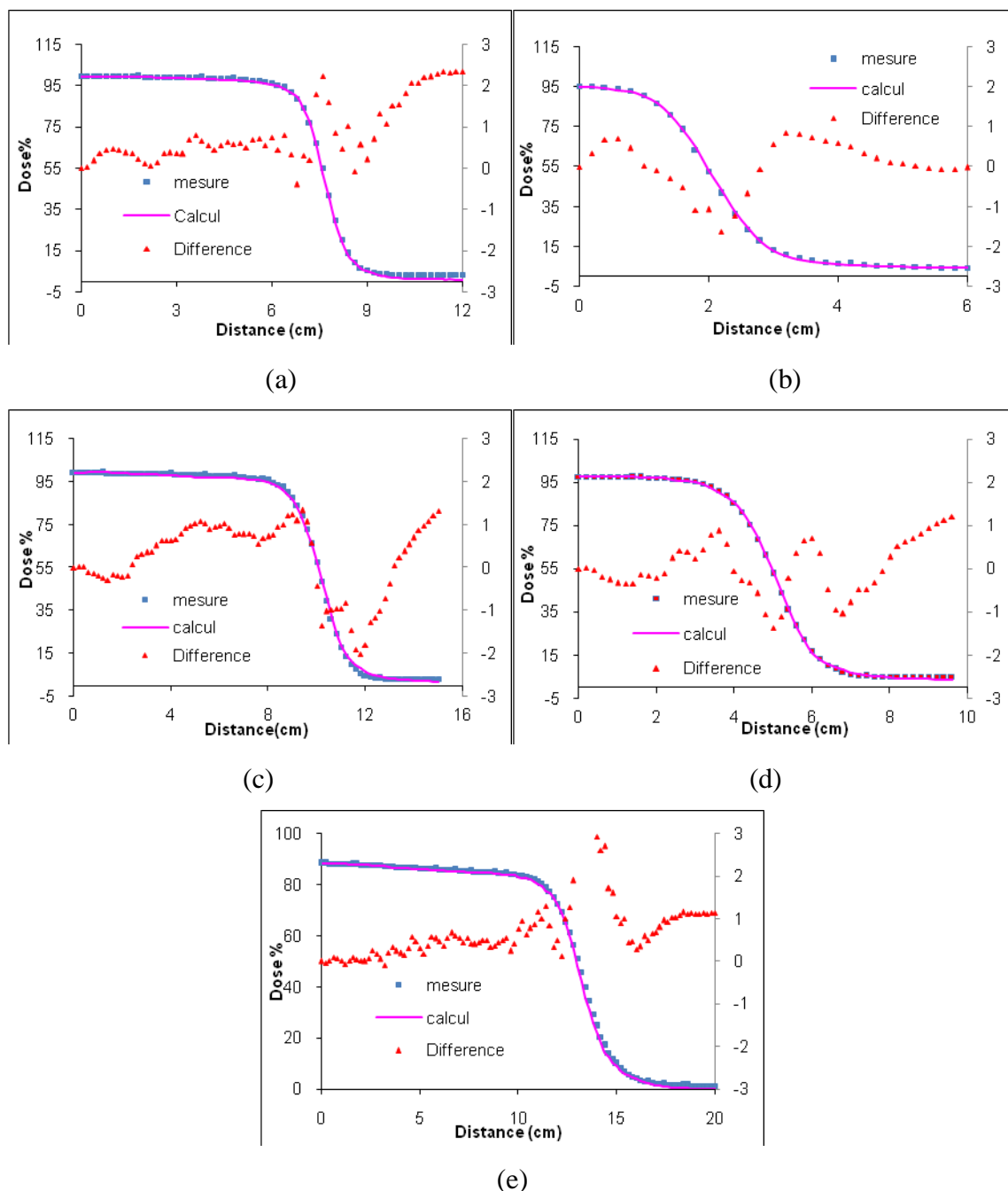


Figure 4.8: Comparaisons du profil mesuré et calculé pour : **(a)** - Applicateur $15 \times 15 \text{ cm}^2$, énergie 12 MeV et à une profondeur de 2 cm. **(b)** - Applicateur $4 \times 4 \text{ cm}^2$, énergie 20 MeV et à une profondeur de 3 cm. **(c)** - Applicateur $20 \times 20 \text{ cm}^2$, énergie 9 MeV et à une profondeur de 2 cm. **(d)** - Applicateur $10 \times 10 \text{ cm}^2$, énergie 9 MeV et à une profondeur de 2 cm. **(e)** - Applicateur $25 \times 25 \text{ cm}^2$, énergie 16 MeV et à une profondeur de 5 cm.

La figure 4.9 représente la comparaison entre les rendements de dose en profondeur mesurés et calculés par l'algorithme Pencil Beam dans les mêmes conditions de mesures.

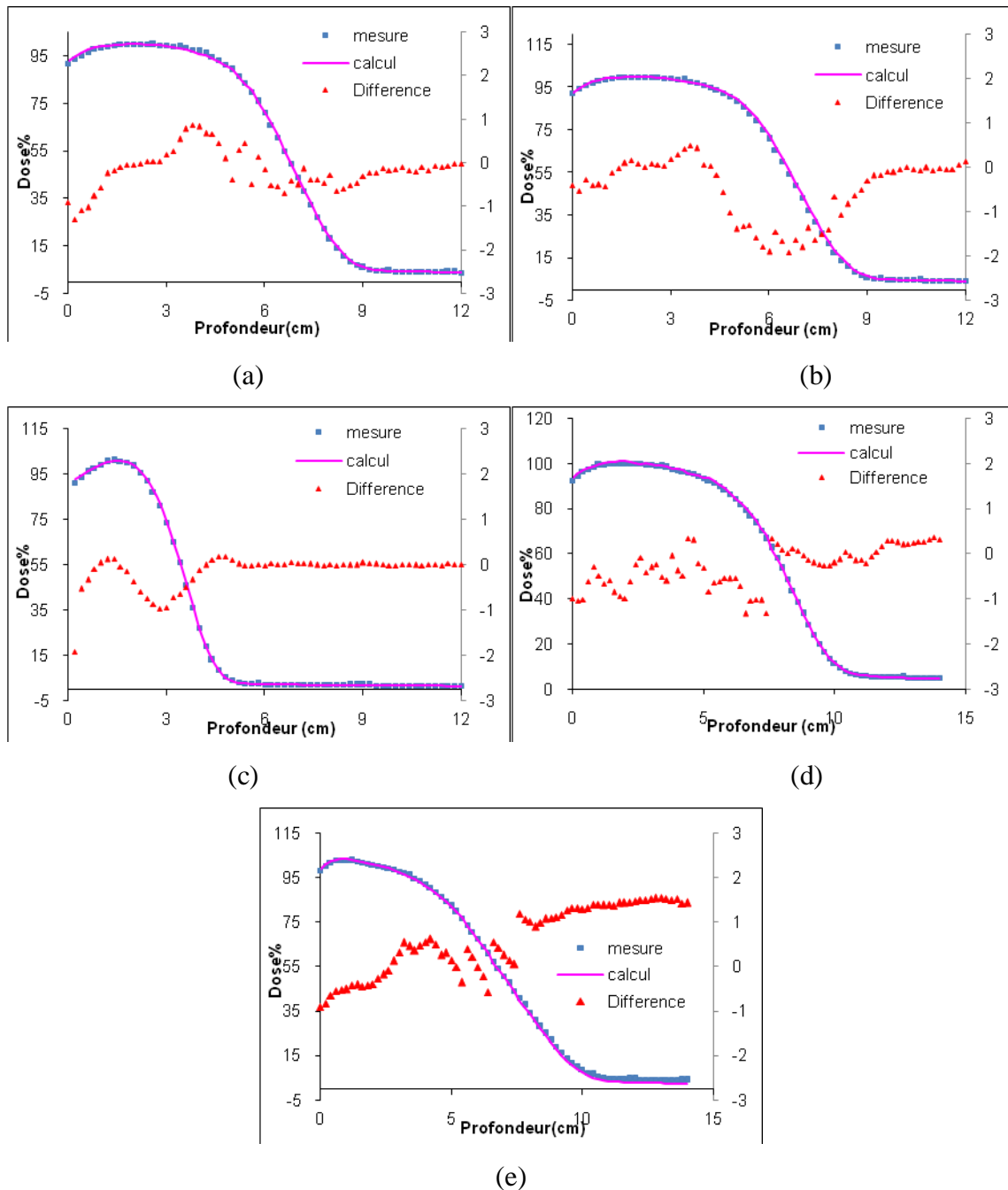


Figure 4.9 : Comparaisons des rendements de dose en profondeur mesurés et calculés pour les Applicateurs : **(a)**-10x10 cm², énergie 16 MeV. **(b)**- 25x25 cm², énergie 16 MeV. **(c)**- 10x10 cm², énergie 9 MeV. **(d)**- 22x22 cm², énergie 20 MeV. **(e)**- 4x4 cm², énergie 20 MeV.

Pour le module DCM, une fois le traitement des données que nous avons mesuré par le constructeur du module est achevé, nous effectuons une dernière vérification avant de les intégrer dans le système de planning de traitement.

La figure 4.10 représente la comparaison des rendements mesurés et calculés dans l'étape de modélisation en utilisant la méthode de l'indice (voir chapitre 5) [LOW98 ; WIE06]. La courbe en vert représente la valeur de l'indice gamma.

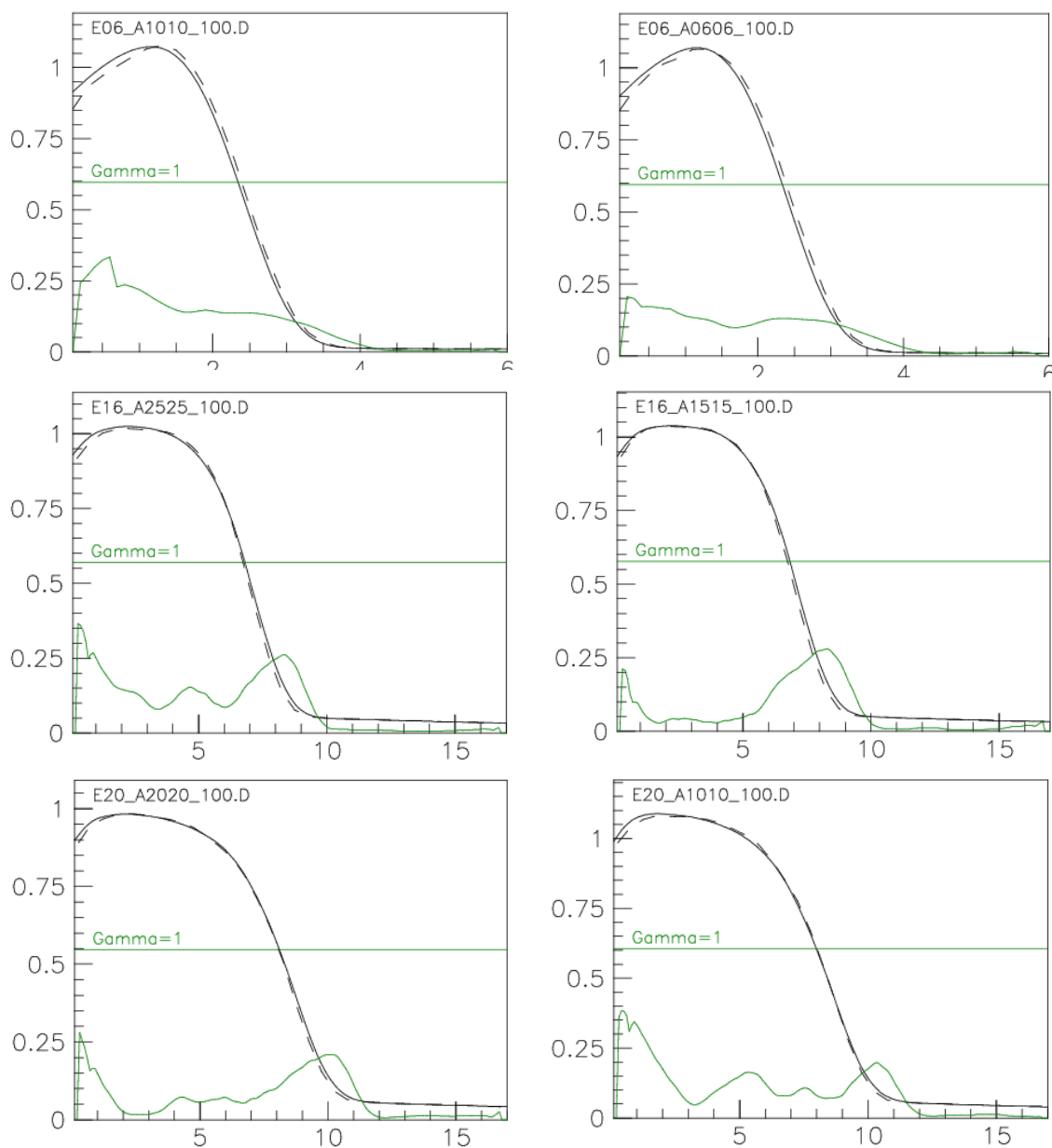


Figure 4.10 : Comparaisons des rendements de dose en profondeur mesurés et calculés pour les énergies 6, 16 et 20 MeV et pour les applicateurs 6, 10, 15, 20 et 25 cm×cm.

Les figures 4.11 et 4.12 représentent la comparaison des profils mesurés et calculés dans les deux directions transversales à la direction d'incidence du faisceau d'irradiation et pour des profondeurs de mesures prédéfinies dans les tableaux 4.1 et 4.2. La courbe en vert représente la valeur de l'indice gamma pour chaque cas.

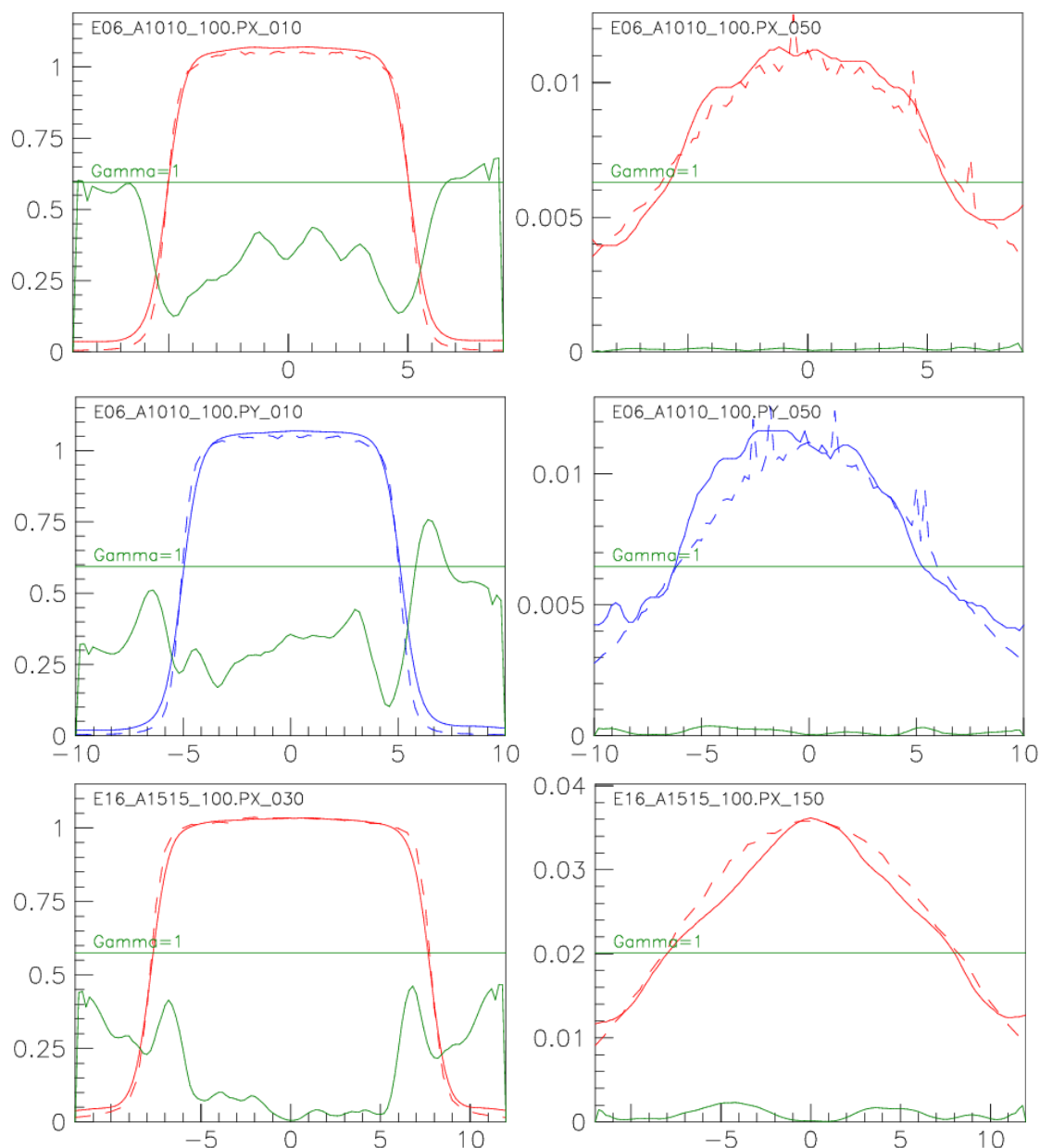


Figure 4.11 : Comparaison des profils de dose mesurés et calculés pour les énergies 6, 16 MeV et pour les applicateurs 10 et 15 cm×cm.

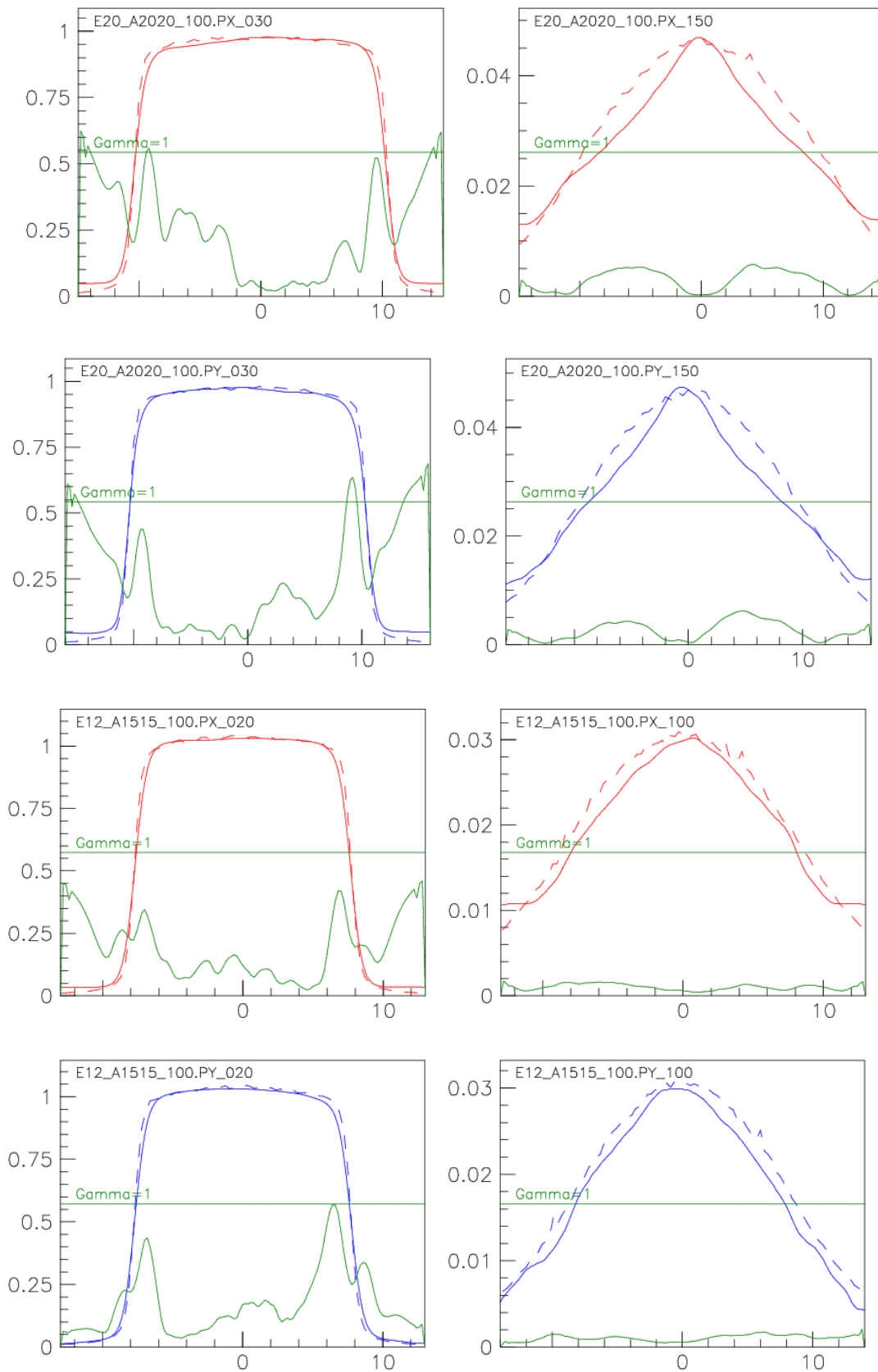


Figure 4.12 : Comparaison des profils de dose mesurés et calculés pour les énergies 12 et 20 MeV et pour les applicateurs 20 et 15 cm×cm.

En résumé, on peut conclure qu'après son commissioning, l'algorithme Pencil Beam reproduit bien les profils mesurés pour des champs ouverts dans toutes les régions du profil même dans la région de la pénombre où il existe un fort gradient de dose. Ceci est valable pour toutes les dimensions de champs et quelque soit la profondeur de mesure, avec quelques écarts dans les régions de fort gradient de dose pour les grandes tailles de champs. La différence entre la mesure et la modélisation ne dépasse pas 2 % en dose en tout point sur les rendements de dose en profondeur. Pour le module DCM2.0, bien que l'indice γ des distributions mesurées et calculées soit en grande partie inférieur à la valeur de rejet qui est égale à l'unité, nous remarquons qu'il existe des écarts plus au moins importants surtout dans les régions à fort gradient de dose et un léger décalage latéral (1 mm) pour quelques tailles de champs. Les tests que nous effectuerons dans le chapitre 6 nous renseigneront sur le degré de précision du calcul des deux algorithmes.

Chapitre 5

Assurance qualité en radiothérapie

Le traitement en radiothérapie est constitué d'une chaîne de procédures qui commence du diagnostic et la prescription jusqu'à la délivrance de la dose de traitement. La précision dans l'exécution de chacune de ces procédures a un effet direct sur l'issue du traitement. Le planning de traitement représente une procédure majeure dans cette chaîne, la vérification et l'évaluation de la précision des systèmes de planning de traitement a été l'objet de plusieurs rapports et protocoles d'évaluation tel que le rapport TRS430 de l'agence internationale de l'énergie atomique AIEA [TRS04], le rapport 42 de la commission internationale des rayonnements et unités ICRU [ICR87], le rapport 23 de l'association américaine des physiciens médicaux AAPM TG 23 [AAP87] ainsi que celui de la commission de dosimétrie et des rayonnements des Pays-Bas [NCS06]. Les algorithmes de calcul de doses, implémentés dans ces systèmes de planning de traitement, représentent actuellement la plus grande source d'imprécisions du processus de planification du traitement. Ces algorithmes sont basés sur des solutions approximatives de problèmes physiques. Lorsqu'on s'approche des limites de ces approximations, les incertitudes dans le calcul augmentent considérablement [VAN93]. En plus, il est difficile pour l'utilisateur de se rendre compte des performances réelles des algorithmes dans toutes les conditions de traitement et principalement dans les situations complexes. L'assurance qualité pour les systèmes de planning de traitement représente de façon générale toutes les opérations ou procédures menées afin de s'assurer de la bonne exécution de la prescription (la dose), et d'évaluer les écarts entre la prescription et la situation réelle à laquelle est confronté le patient. L'assurance qualité pour les algorithmes de calcul de dose représente une procédure qui permet de tracer les limites de confiance et d'utilisation optimale. Dans notre travail, nous avons défini un ensemble de configurations d'irradiation pour lesquelles les algorithmes du système de planning de traitement seront évalués. Les données de comparaison seront les distributions de dose mesurées et calculées par les algorithmes du système de planning de traitement.

5.1 Critères d'acceptabilité dans le calcul de dose

Une évaluation quantitative des écarts entre les distributions de dose mesurées et calculées est nécessaire pour l'évaluation de la précision du calcul des algorithmes d'un système de planning de traitement. Van Dyk a décomposé la comparaison des distributions de dose en différentes régions (voir Figure 5.1) et a fixé les tolérances [VAN93]. Dans les régions qui présentent un fort gradient de dose, un petit écart spatial dans la mesure et le calcul de dose conduit à une grande différence en dose. Alors que pour les régions qui présentent de faibles gradients de dose, la comparaison peut se faire en effectuant une différence directe en terme de dose [VAN93].

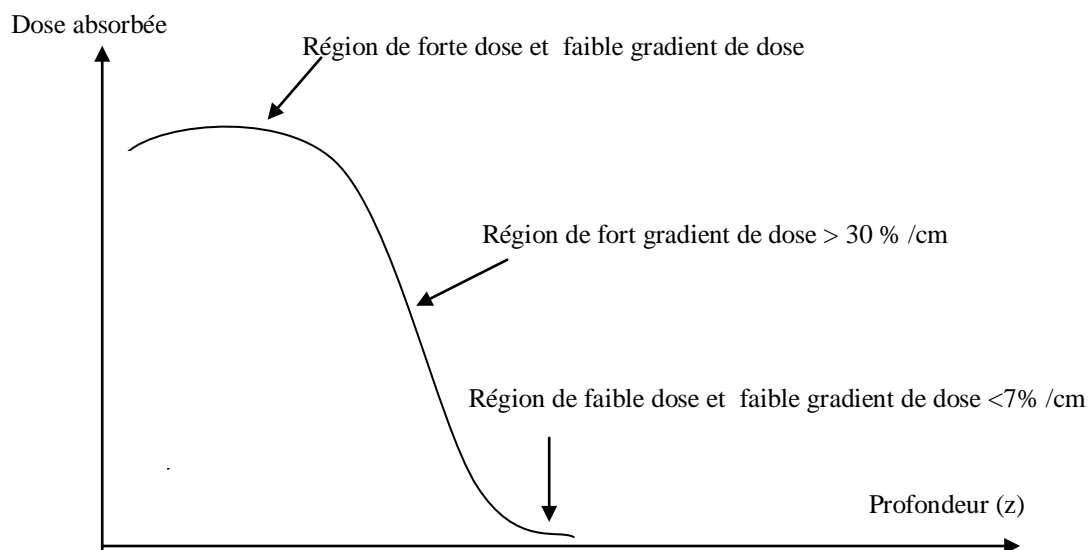


Figure 5.1 : Répartition des régions selon les gradients de dose.

Idéalement, pour affirmer qu'un système de planning de traitement calcule la dose correctement, il faudrait que les distributions de doses calculées et mesurées soient parfaitement superposées. Or dans la réalité, cette situation n'est pas toujours atteinte.

Plusieurs auteurs et organismes ont défini des critères d'acceptabilité pour apprécier la précision de calcul de dose d'un système de planning de traitement. Le tableau (5.1) résume la majorité de ces critères. Les résultats de ces méthodes d'analyses se traduisent par des distributions de points ou des pourcentages de points excédant ou pas ces critères prédéfinis dans chaque région [VAN93 ; NCS06].

Tableau 5.1 : Tableau récapitulatif des principaux critères d'acceptabilité par régions.

Condition	Critères		Références
	Photons	Electrons	
Faible gradient de dose (chambre d'ionisation/TLD)	3/4 %	-----	McCullough, 1980
Fort gradient de dose (chambre d'ionisation/TLD)	4 mm	-----	
Régions de faible gradient de dose	3 %	-----	Dahlin et al 1983
Régions de fort gradient de dose	3 mm	-----	
Faible gradient de dose	2 %	-----	ICRU42,1987
Fort gradient de dose	2 mm	-----	
Faible gradient de dose	3 %	-----	Brahme et al, 1988
Fort gradient de dose	3 mm	-----	
Calculs Homogènes (pas de caches)			Van Dyk , 1993
Axe central	2 %	2 %	
Forte dose/faible gradient de dose	3 %	4 %	
Fort gradient de dose (30 % / cm)	4 mm	4 mm	
Faible dose/faible gradient de dose	3 %	4 %	
Correction d'inhomogénéités			
Axe central région d'équilibre électronique	3 %	5 %	
Cas complexes			
Forte dose/faible gradient de dose	4 %	7 %	
Fort gradient de dose	4 mm	5 mm	
Faible dose/faible gradient de dose	3 %	5 %	
Calculs Homogènes (pas de caches)			Venselaar,2001
Forte dose/faible gradient de dose (axe central)		2 %	
Forte dose/fort gradient de dose (pénombre)		2 mm / 2 %	
Hors axe (build-up)/faible gradient de dose		3 %	
Hors champs/faible dose, faible gradient de dose		2%	
Largeur radiologique		4 mm	
Parcour thérapeutique R85/parcours pratique Rp		2 mm	
Champs irréguliers, champs oblique , champs avec inserts			
Forte dose/faible gradient de dose (axe central)		3 %	
Forte dose/fort gradient de dose (pénombre)		3 mm / 10 %	
Hors axe (build-up)/faible gradient de dose		4 %	
Hors champs/faible dose, faible gradient de dose		4 %	
Largeur radiologique		4 mm	
Parcour thérapeutique R85/parcours pratique Rp		3 mm	

5.2 Méthode de l'indice gamma

La méthode de l'indice Gamma est une autre méthode d'analyse des distributions de doses. Cette méthode est basée sur la différence en dose et en écart spatial entre les points adjacents de même dose. Dans cette méthode, au lieu d'analyser la distribution de dose région par région selon la variation du gradient de dose qu'elles présentent, une analyse combinée (dose + distance) est effectuée sur l'ensemble de la distribution de dose [LOW98 ; WIE06]. Le résultat obtenu se traduira par un indice noté γ qui donnera une appréciation sur l'ensemble de la distribution de dose. Le résultat de cette méthode est binaire c'est-à-dire que la distribution de dose calculée est acceptée ou rejetée selon que l'indice γ dépasse une valeur prédéfinie.

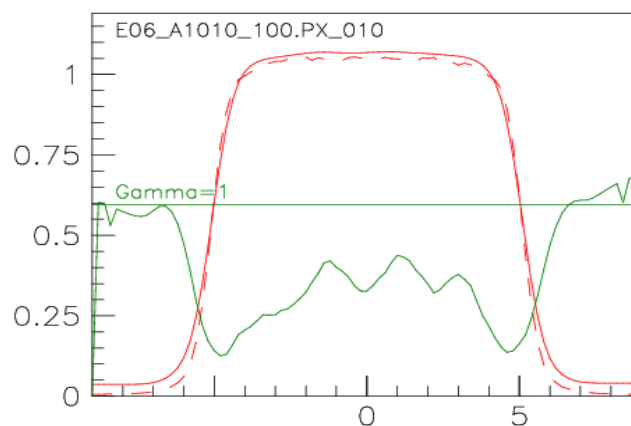


Figure 5.2 : Exemple de comparaison d'un profil calculé et mesuré au moyen de l'indice γ .

Si on note Δr la distance spatiale et ΔD la différence en terme de dose respectivement pour le point de référence (mesuré) et le point à évaluer (calculé), ces deux valeurs définissent les rayons d'une ellipse définie dans un repère spatio-dosimétrique. Cette ellipse est centrée sur chaque point référence (mesuré) et ses axes sont définis par les critères d'acceptabilité r_c et ΔD_c . Si Δr_c et ΔD_c sont égaux l'ellipse se transformera alors en cercle. Ces critères sont prédéfinis soit par des auteurs et des organismes ou par l'utilisateur lui-même.

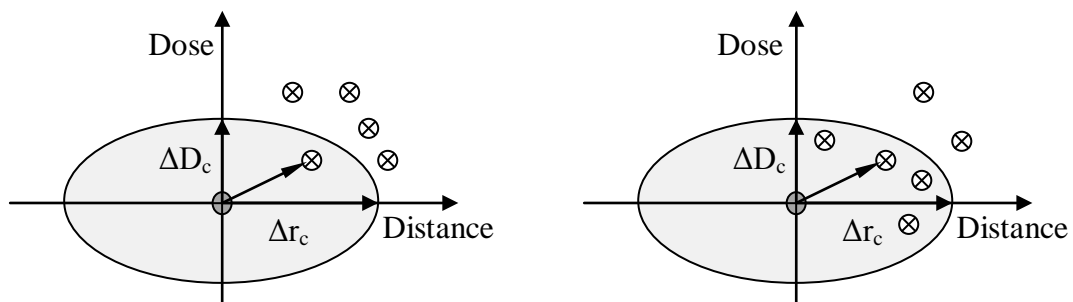


Figure 5.3 : Schématisation de la méthode de comparaison avec l'indice gamma.

L'indice d'acceptabilité ou de rejet γ (indice gamma) sera alors défini par [LOW03] :

$$\gamma = \min(\Gamma) \text{ où } \Gamma = \sqrt{\frac{\Delta r^2}{\Delta r_c^2} + \frac{\Delta D^2}{\Delta D_c^2}} \quad (5.1)$$

L'indice gamma est défini comme étant la distance minimale dans l'espace spatio-dosimétrique entre un point de dose mesuré et un autre calculé. L'angle que fait le vecteur qui définit l'indice γ avec l'axe spatial et l'axe dosimétrique révèle la contribution respective du décalage spatial et de la différence dosimétrique au rejet de la distribution. Un angle de 0° et de 90° représente respectivement un écart spatial et dosimétrique strict. Ce concept d'indice gamma a été développé et étendu à des distributions évalué à 4 dimensions (x, y, z, dose). Dans ce cas, l'ellipse est transformée en ellipsoïde.

Chapitre 6

Matériel et Méthodes

Afin d'évaluer les performances des systèmes de planning de traitement dans des situations proches de celles rencontrées en clinique, nous avons effectué un certain nombre de tests représentant des situations simples qu'on appellera tests homogènes et des situations plus complexes mettant en jeu des structures de différentes densités proches des densités constituant le corps humain. Certains de ces tests sont inspirés des travaux du groupe de travail ECWG (Electron Collaboratif Works Group) de l'association américaine des physiciens en médecine (AAPM) qui a mesuré un ensemble de données dosimétriques pour l'évaluation des performances des algorithmes de calcul de dose pour les faisceaux d'électrons [SHI92]. Dans ce chapitre, nous donnerons une description générale du matériel que nous avons utilisé et conçu pour mener notre étude. Nous décrirons aussi les différentes configurations tests que nous avons réalisé afin d'évaluer les algorithmes utilisés dans le système de planning de traitement THERAPLAN PLUS (Nucletron BV).

6.1 Matériel utilisé

6.1.1 L'Accélérateur linéaire

Pour le présent travail, nous avons utilisé l'accélérateur linéaire Varian Clinac 1800 du service de radiothérapie du centre Pierre et Marie Curie d'Alger. Cet accélérateur délivre cinq faisceaux d'électrons ayant pour énergies nominales 6, 9, 12, 16 et 20 MeV ainsi que deux faisceaux de rayons X d'énergie nominales 6 et 18 MV.



Figure 6.1 : Accélérateur linéaire Varian Clinac 1800 du centre Pierre et Marie Curie.

La collimation des faisceaux d'électrons dans cet accélérateur est assurée en plus des collimateurs des faisceaux de photons par un jeu de cinq applicateurs ayant pour ouvertures standards 6×6, 10×10, 15×15, 20×20 et 25×25 cm×cm définies à l'isocentre de l'appareil, tout en offrant la possibilité de définir d'autres tailles de champs carrés, rectangulaires, ou de formes quelconques grâce à des inserts fabriqués en Cerrobend sur site. Le Cerrobend est un alliage utilisé au lieu du plomb pour sa faible température de fusion (70° contre 327.5° pour le plomb). Le cerrobend a une densité de 9.4 g/cm³ et est constitué de 50% de Bismuth, 26.7% de Plomb, 13.3% d'Etain et 10% de Cadmium.

6.1.2 Fantômes et analyseur de faisceau

Nous avons utilisé différents types de fantômes selon les possibilités et modalités offertes par chaque fantôme, et selon le type de test.

6.1.2.1 Fantôme automatique à eau

Également appelé analyseur de faisceaux de rayonnements, ce fantôme est dédié à l'acquisition des courbes de doses en profondeurs et des profils de doses. Nous avons utilisé un fantôme automatique de type RFA 200 de *Scanditronix Wellhöfer* permettant une acquisition et un balayage du champ d'irradiation à deux dimensions. Ce fantôme est piloté par ordinateur via l'interface du logiciel d'acquisition de données *OmniPro Accept V6.0A*. La cuve de ce fantôme est en acrylique (perspex), ayant pour dimensions 638 x 400 x 440 mm³ (L x l x h) donnant un volume de 112 dm³ et une surface de balayage de 49.5 x 30 cm² dans l'eau.

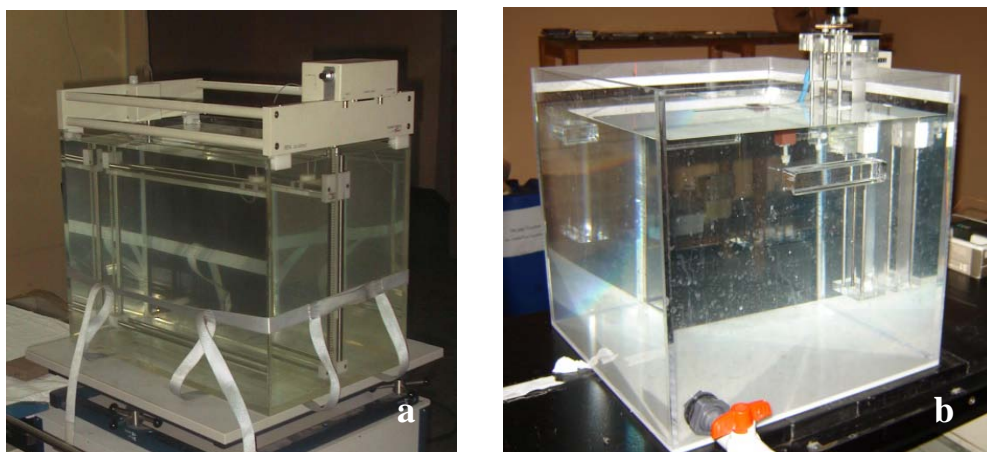


Figure 6.2 : (a)- Fantôme automatique RFA 200. (b)- Fantôme semi automatique.

6.1.2.2 Fantôme à eau semi automatique

Ce fantôme est utilisé pour des mesures ponctuelles de dose telles que les facteurs d'output, la dose absolue ou le débit de dose. Ce fantôme ne permet qu'un balayage le long de l'axe du faisceau. Il est constitué d'une cuve en plastique acrylique et un système motorisé pour le déplacement des chambres d'ionisation. Les dimensions de la cuve sont de $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$.

6.1.2.3 Fantômes solides en plaques

Nous avons utilisé deux fantômes solides, l'un en PMMA (*Polyméthacrylate de méthyl*) ayant une densité de 1.18 g/cm^3 et le deuxième de type eau virtuelle (*virtual water*) de densité 1.04 g/cm^3 que nous avons utilisé pour des mesures de doses, de débit de dose avec des chambres d'ionisation et pour certains tests nécessitant l'emploi de films dosimétriques.

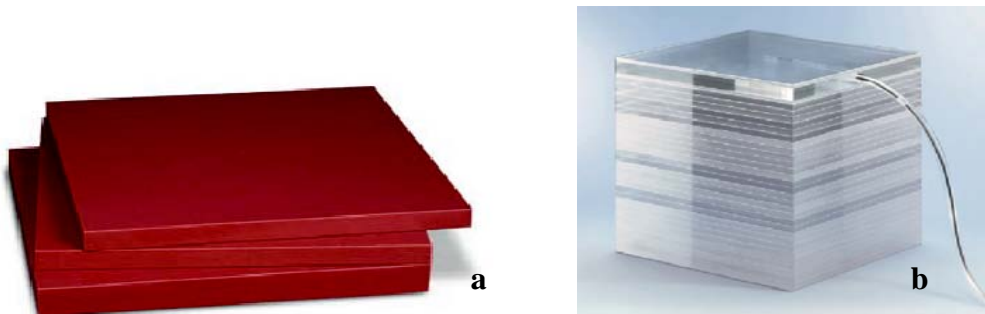


Figure 6.3 : (a)- Fantôme en eau virtuelle de CNMC. (b)- Fantôme en PMMA.

6.1.2.4 Fantôme anthropomorphique

Un fantôme anthropomorphique a été utilisé pour réaliser des tests reproduisant des prescriptions cliniques. Le fantôme anthropomorphique utilisé est le fantôme *RANDO ALDERSON* des laboratoires ALDERSON. C'est un fantôme moulé et construit sur la base d'un squelette humain avec une résine de densité égale à 0.985 g/cm^3 simulant les tissus musculaires renfermant aussi des structures anatomiques en matériaux équivalents [ARC77] [WHI78], ce fantôme est constitué de tranche d'épaisseur égale à 2.5 cm contenant des interstices pouvant accueillir des dosimètres thermo-luminescents (TLD).



Figure 6.4 : Fantôme anthropomorphique *Rando Alderson*.

6.1.3 Dosimètres utilisés

Pour la mesure de la dose et de sa distribution, nous avons utilisé différents dosimètres selon leurs caractéristiques et des géométries d'irradiation considérées. Pour la mesure des débits de dose et des doses absolues, nous avons utilisé une chambre plate de type ROOS PTW 31004. Pour la mesure des distributions et des rendements de doses dans le fantôme automatique, nous avons utilisé des diodes à semi-conducteur à base de silicium hyper-pur (*Scanditronix Wellhöfer*), fournies avec le fantôme automatique. Ces diodes offrent un grand avantage pour la mesure des distributions de doses. Comme le pouvoir d'arrêt collisionnel massique relatif eau/silicium est pratiquement constant pour des énergies supérieures à 5 MeV, les courbes d'ionisations obtenues peuvent être considérées comme des courbes de doses sans aucun facteur de correction. De plus, les diodes présentent une résolution spatiale élevée (1/10mm).

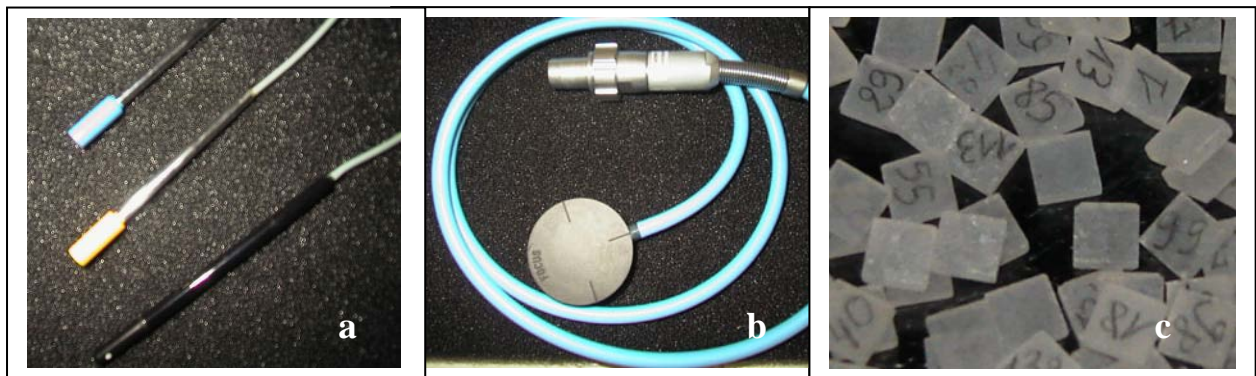


Figure 6.5 : Différents détecteurs utilisés : (a)- Détecteur à semi-conducteur (*diodes*) de *Scanditronix Wellhöfer*. (b)- Chambre plate parallèle (*ROOS PTW*). (c)- Détecteur thermo-luminescent (*TLD 100*).

Des détecteurs thermo-luminescents (TLD 100 HARSHAW CHEMICAL) (figure 6.5.c) ont été utilisés pour les mesures de doses dans le fantôme anthropomorphe. Ces détecteurs sont réutilisables et équivalents tissu. Nous avons déterminé les facteurs de calibration pour chaque énergie et pour chaque TLD individuellement et une sélection des TLD a été faite selon leurs reproductibilités que nous avons fixées à 4%. Le tableau 6.1 résume les principales caractéristiques de ces TLD [KHA94].

Tableau 6.1 : Caractéristiques principales des détecteurs TLD 100 utilisés.

Caractéristiques	TLD 100
Matériel	Lithium Fluoride :Mg,Ti
Dimension (cm)	3.5×3.5×0.9
Z _{eff}	8.2
Gamme d'utilisation	10 μ Gy – 10 Gy
Perte (Fading)	5% / année à 20 °
Cycle de lecture	6C°/s jusqu'à 140C° - 280 C° pendant 30s
Cycle de régénération	Après lecture : - 400C°/1 heure - 100C°/ 2 heures Avant lecture : 100° / 10 Min

Des films dosimétriques de type KODAK EDR2 (*Extended Dose Range Films*) ont été aussi utilisés, ces films présentent une très haute résolution spatiale et offrent un haut seuil de saturation comparé aux autres types de films dosimétriques utilisés jusque là. Pour calibrer les films EDR2, on procède par irradiation successive en augmentant la dose délivrée aux films afin de pouvoir tracer la courbe de densité optique en fonction de la dose absorbée et cela pour les différentes énergies délivrées par l'appareil de traitement. Les films sont disposés entre les plaques d'un fantôme solide en PMMA ou en VIRTUAL WATER. Après irradiation, ces derniers sont développés le jour même pour révéler l'image latente formée. La lecture des densités optiques se fait par des densitomètres à transmission, dans notre cas nous avons utilisé 4 différents densitomètres à transmission ainsi que le logiciel MEPHYSTO MC² de PTW pour l'acquisition des profils de doses sur les films EDR2.

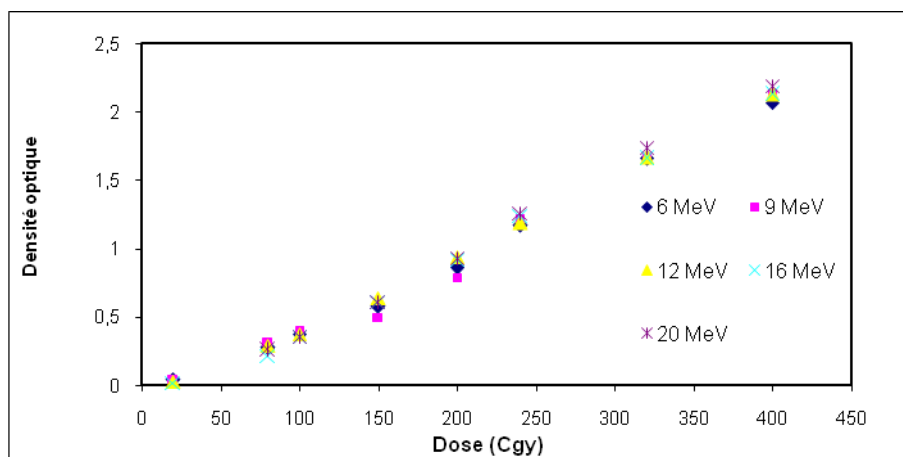


Figure 6.6 : Densité optique en fonction de la dose pour différentes énergies (courbe de calibration).

6.2 Méthode d'évaluation

Pour l'évaluation des performances du calcul des distributions de dose par les algorithmes Pencil Beam et VMC++, nous avons conçu et effectué un certain nombre de tests que nous avons classé en 4 catégories :

- Des tests homogènes (champs ouverts carrés et rectangulaires).
- Des tests hétérogènes avec champs irréguliers.
- Des tests hétérogènes avec présence d'hétérogénéités
- Des tests sur fantôme anthropomorphique.

6.2.1 Tests homogènes

Les tests homogènes sont basés sur l'irradiation d'un fantôme d'eau automatique avec des champs ouverts de formes carrées et rectangulaires à des distances source surface variables. Nous avons aussi réalisé des irradiations à des incidences obliques. Ces tests ont été effectués pour les différentes énergies délivrées par l'accélérateur, qui ont été pour la plupart inspirés des travaux antérieurs d'évaluation de la précision des algorithmes de calcul de dose pour les faisceaux d'électrons [CYG87 ; BOY01 ; SHI92 ; BLO86].

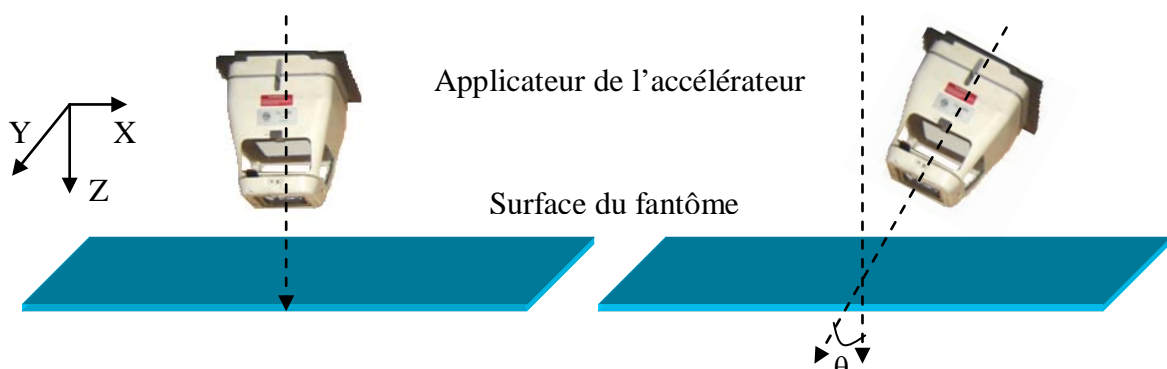


Figure 6.7 : Géométries d'irradiation des incidences normales et obliques.

6.2.1.1 Tests avec Incidences normales

Ces tests sont effectués avec une distance source surface de 100 cm, et à une incidence normale par rapport à la surface du fantôme. Les tailles de champs carrés et rectangulaires utilisés sont définies par des inserts en cerrobend ayant pour ouvertures : (15×15, 10×10, 6×6, 10×5, 5×10 cm×cm).

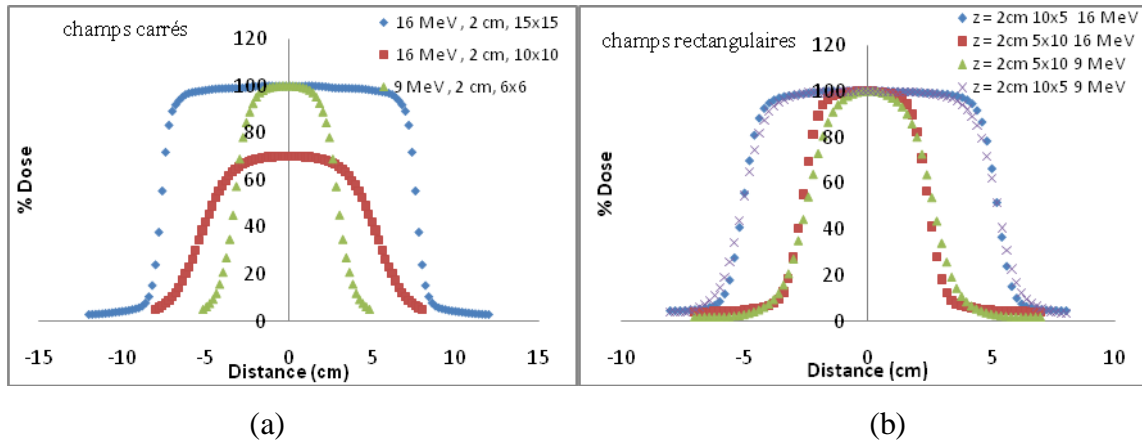


Figure 6.8 : Profils de dose pour différentes tailles de champs : **(a)** - carrés et pour les énergies 6, 9,16 MeV. **(b)** - rectangulaires, pour les énergies 9 et 16 MeV.

6.2.1.2 Tests avec Incidences obliques d'irradiation

Pour ces tests, deux angulations de la tête 15° et 30° ont été choisies pour les énergies 9, 12 et 16 MeV. La taille des champs utilisée est égale à $15 \times 15 \text{ cm}^2$. La distance source surface pour l'incidence à 15° est de 100 cm. Pour des raisons pratiques, la distance source surface pour l'incidence à 30° est égale à 104 cm.

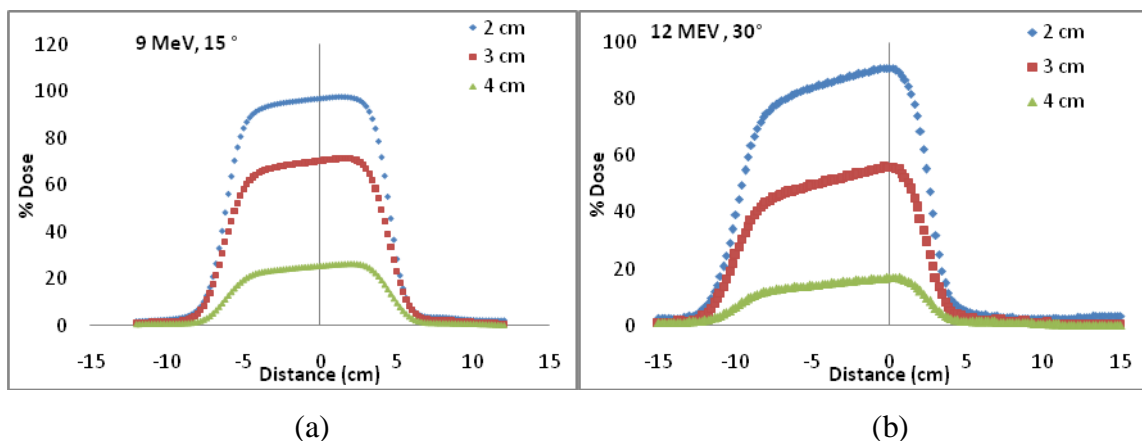


Figure 6.9 : Profils mesurés avec le fantôme automatique RFA 200 : **(a)** - Energie 9 MeV à différentes profondeurs pour une incidence oblique de 15° . **(b)** - Energie 12 MeV à différentes profondeurs pour une incidence oblique de 30° .

6.2.2 Champs hétérogènes avec champ irrégulier (HOUSE)

Ce test représente l'irradiation du fantôme en Virtual water à travers un champ collimaté par un insert en cerrobend ayant la forme d'une maison d'où son nom HOUSE. La mesure est effectuée en moyenne sur des films EDR2 à deux profondeurs et à 3 plans de mesure le long de l'axe oy différents. L'irradiation a été effectuée pour les énergies 12 et 16 MeV.

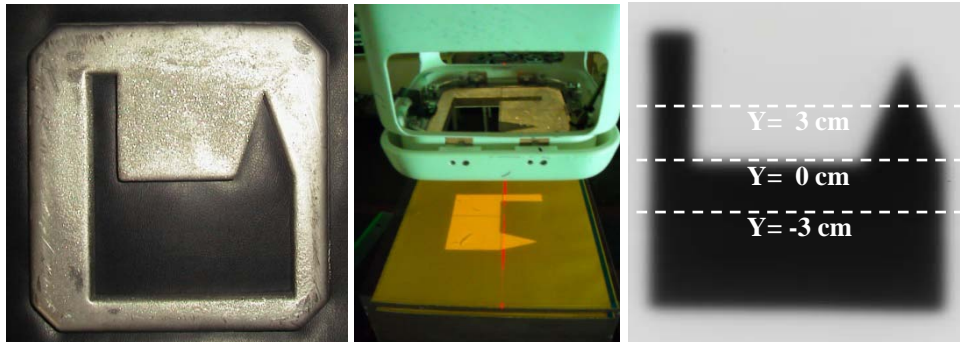


Figure 6.10 : Insert et dispositif d'irradiation du champ HOUSE sur film EDR2.

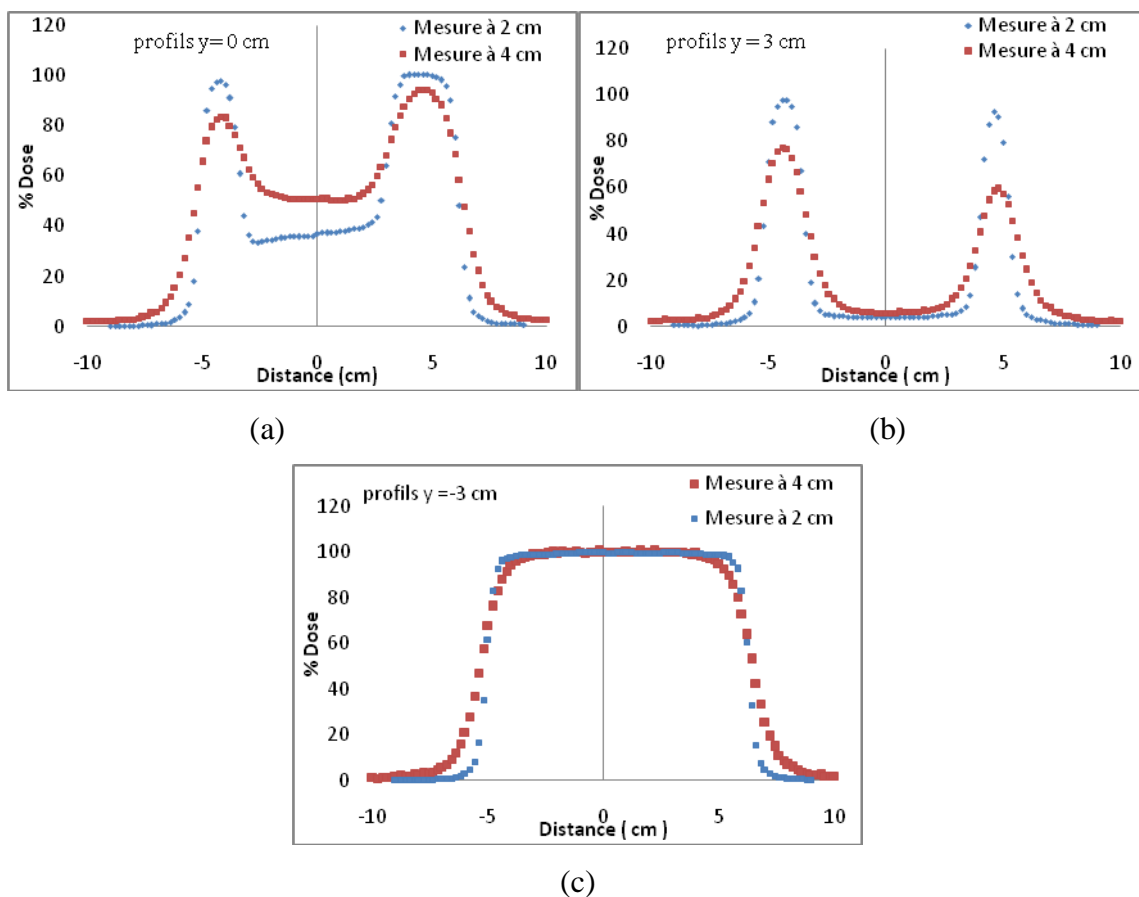


Figure 6.11 : Profils mesurés pour une taille d'applicateur de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ et une énergie de 16 MeV : (a)- Dans le plan $y=0$ cm. (b)- Dans le plan $y=3$ cm. (c)- Dans le plan $y=-3$ cm.

6.2.3 Tests hétérogènes en présence d'hétérogénéités

Les tests avec des hétérogénéités dans le fantôme de mesure consistent à mesurer des distributions de dose dans le fantôme automatique et dans un fantôme solide avec des films dosimétriques EDR2 en présence de structures hétérogènes fabriquées dans des matériaux de densités différentes de celle de l'eau. L'objectif de ces tests est d'étudier le comportement des deux algorithmes en présence de ces hétérogénéités et de voir si les algorithmes reproduisent les distorsions dans les distributions de dose induites par la présence de ces structures hétérogènes dans le milieu irradié. Pour cela, nous avons conçu plusieurs hétérogénéités de différentes densités selon des formes spécifiques représentant des situations anatomiques rencontrées en routine clinique.



Figure 6.12 : Quelques hétérogénéités fabriquées pour les tests hétérogènes.

6.2.3.1 Tests avec surfaces irrégulières

La surface irrégulière est réalisée avec deux structures, la première en utilisant une structure sous forme de prisme en PMMA (4×3×2 cm) pour simuler le nez humain. Ce test représente une surface irrégulière à 3 dimensions rencontrées dans le cas de l'irradiation de la face. La deuxième est un dénivelé de 3 cm de la surface du fantôme automatique RFA 200 en marche d'escalier (test connu sous le nom de stepped surface). Les schémas d'irradiation sont représentés sur la figure 6.13. L'irradiation a été réalisée pour une distance source surface de 100 cm, une taille de champ de 15x15 cm² et avec l'énergie 9MeV. Les mesures effectuées sont des rendements en profondeur et des séries de profils à différentes profondeurs.

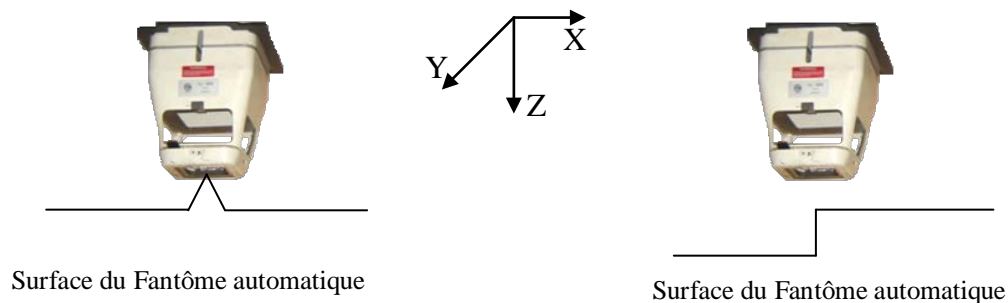


Figure 6.13 : Géométries d'irradiation pour les tests à surfaces irrégulières.

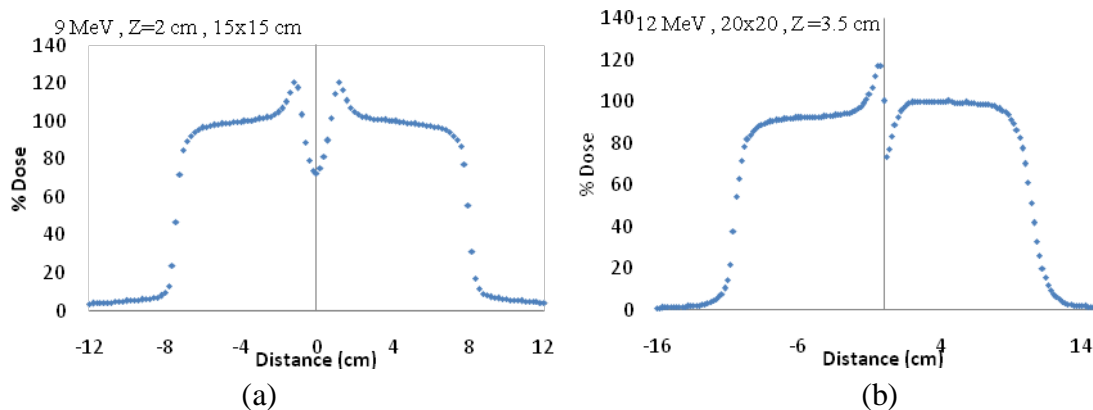


Figure 6.14 : Profils de dose mesurés avec une taille de champ : (a)- 15x15cm² pour une énergie de 9 MeV à une profondeur de 2cm pour le test du nez. (b)- 20x20cm² pour une énergie de 12 MeV à une profondeur de 3.5 cm pour le test stepped surface.

6.2.3.2 Test avec deux cylindres en Aluminium

L'hétérogénéité, dans ce cas, est constituée de deux cylindres en aluminium insérés dans une plaque de PMMA et disposée de façon transversale au plan d'incidence du faisceau d'électrons à une profondeur de 3 mm par rapport à la surface du fantôme. Le schéma d'irradiation est représenté sur la figure 6.15. L'irradiation est réalisée pour une distance source surface de 100 cm, une taille de champ de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ et pour des énergies 9, 12 et 16 MeV. La mesure consiste en un rendement en profondeur et une série de profils à différentes profondeurs le long de l'axe x.

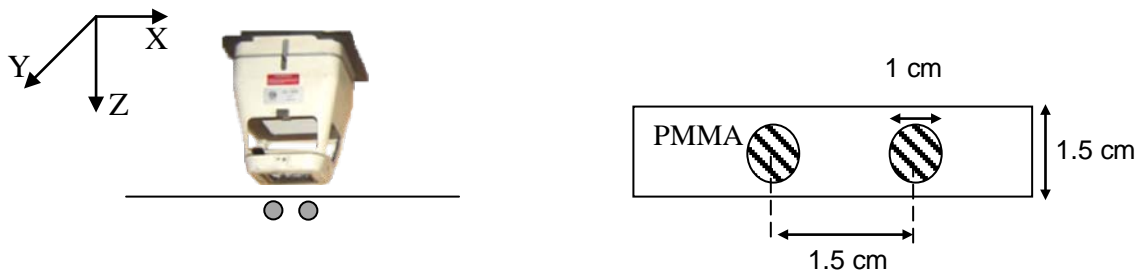


Figure 6.15 : Géométrie d'irradiation pour le test des deux cylindres en aluminium.

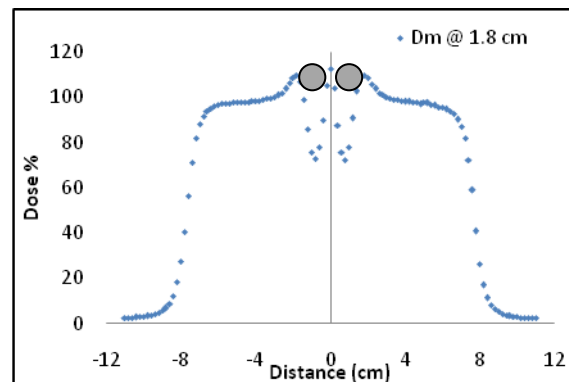


Figure 6.16 : Profil mesuré avec le fantôme automatique RFA 200 pour l'énergie 16 MeV, taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et à une profondeur de 1.8 cm.

6.2.3.3 Test des trois cylindres en Aluminium

L'hétérogénéité, dans ce test est constituée de trois cylindres ($2.5 \times 2.5 \times 1.6 \text{ cm}^3$) en Aluminium régulièrement espacés et encapsulés dans une plaque de PMMA. Cette hétérogénéité représente trois vertèbres placées à une profondeur de 1 mm de la surface du fantôme. Le schéma d'irradiation est représenté sur la figure 6.17, l'irradiation a été réalisée pour une distance source surface de 100 cm, une taille de champ de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ avec les énergies 9,12 et 16 MeV. La mesure consiste en un rendement en profondeur et une série de profils à différentes profondeurs le long de l'axe des z.

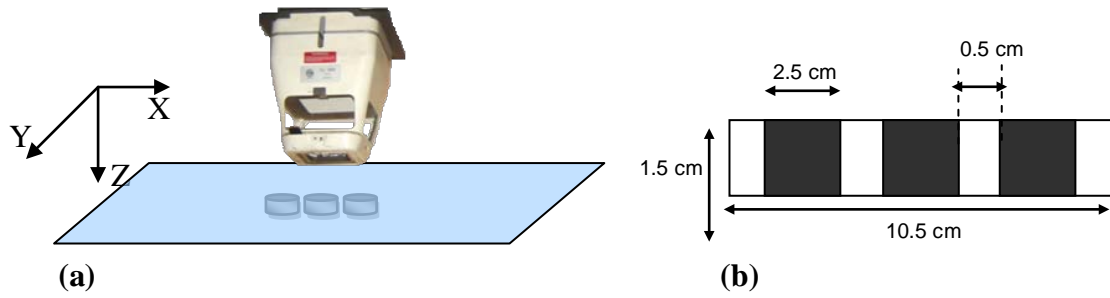


Figure 6.17 : (a)- Géométrie d'irradiation pour le test des trois cylindres en aluminium.
 (b)- Géométrie des trois cylindres en aluminium.

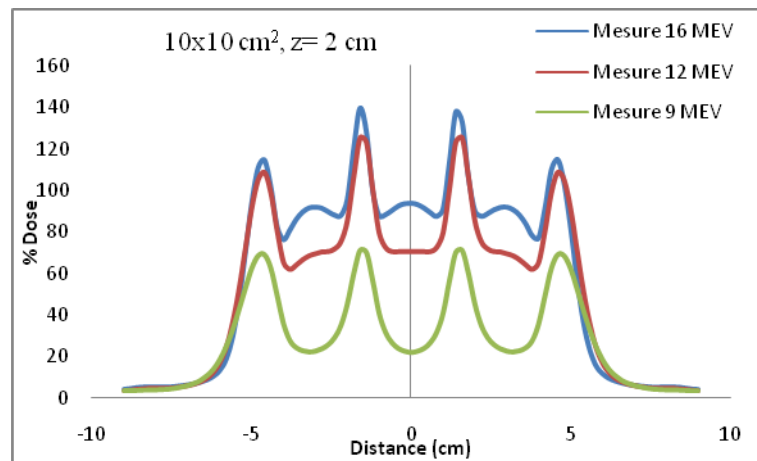


Figure 6.18 : Profils mesurés avec le fantôme automatique RFA 200 pour une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et à une profondeur de 1.8 cm.

6.2.3.4 Test de cavité équivalente à l'os

L'hétérogénéité dans ce test est réalisée dans un matériau équivalent Os fabriqué par les laboratoires CIRS. Un bloc de forme parallélépipédique ($2 \times 3 \times 1 \text{ cm}^3$) a été utilisé. Cette structure est disposée de façon transversale au plan d'incidence du faisceau d'irradiation à une profondeur de 1 cm. L'irradiation a été réalisée avec une distance source surface de 100 cm, une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pour les énergies 9, 12 et 16 MeV. La mesure effectuée est un rendement en profondeur et une série de profils à différentes profondeurs le long de l'axe des x.

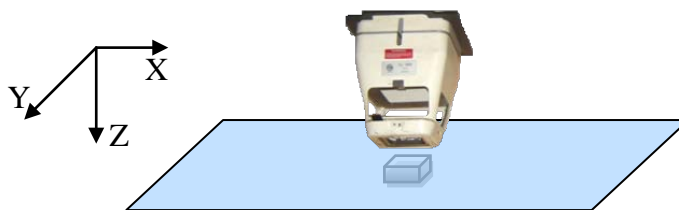


Figure 6.19 : Géométrie d'irradiation pour le test de la cavité Os.

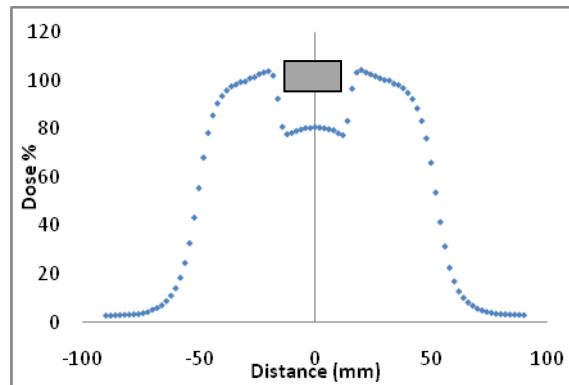


Figure 6.20 : Profil mesuré avec le fantôme automatique RFA 200 pour l'énergie 16 MeV, taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une profondeur de mesure de 1.8 cm.

6.2.3.5 Test de la cavité équivalente Poumon

L'hétérogénéité dans ce test est une cavité en matière équivalente Poumon, pour cela, un bloc de forme parallélépipédique ($2 \times 3 \times 1 \text{ cm}^3$) a été conçu. La structure est disposée de façon transversale au plan d'incidence du faisceau d'irradiation à une profondeur de 1 cm. Le schéma d'irradiation est représenté sur la figure 6.21. L'irradiation a été réalisée avec une distance source surface égale à 100 cm, une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pour les énergies 9, 12 et 16 MeV. La mesure effectuée est un rendement en profondeur et une série de profils à différentes profondeurs le long de l'axe des x.



Figure 6.21 : Géométrie d'irradiation pour le test de la cavité Poumon.

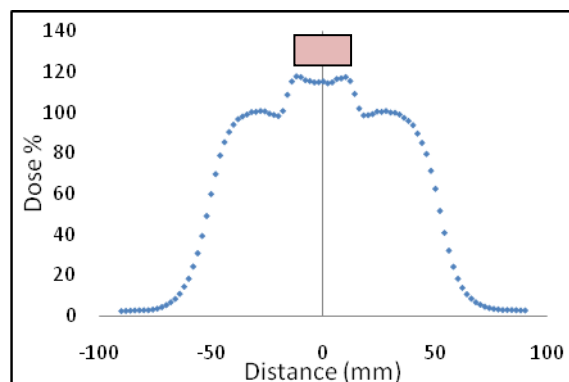


Figure 6.22 : Profil mesuré avec le fantôme automatique RFA 200 pour l'énergie 9 MeV, taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 2.5 cm.

6.2.3.6 Test de la cavité équivalente Os + Poumon

L'hétérogénéité dans ce test est un agencement de deux structures équivalentes poumon entre lesquelles est introduite une cavité équivalente Os fabriquées par les laboratoires CIRS. Elles ont toutes une forme parallélépipédique ($2 \times 3 \times 1 \text{ cm}^3$). La structure est disposée de façon transversale au plan d'incidence du faisceau d'irradiation à une profondeur de 1 cm. Le schéma d'irradiation est représenté sur la figure 6.23. L'irradiation a été réalisée pour une distance source surface de 100 cm, une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pour les énergies 12 et 16 MeV. La mesure effectuée est un rendement en profondeur et une série de profils à différentes profondeurs le long de l'axe des x. Ce test est conçu pour évaluer le comportement des algorithmes de calcul de dose en présence d'interfaces Os-Poumon.

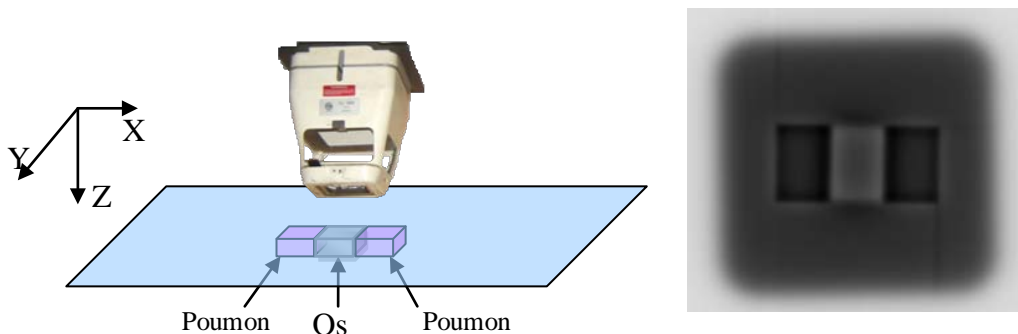


Figure 6.23 : Géométrie d'irradiation pour le test de la cavité Poumon + Os avec le résultat de l'irradiation d'un film EDR2 sous cette structure avec une énergie de 12 MeV.

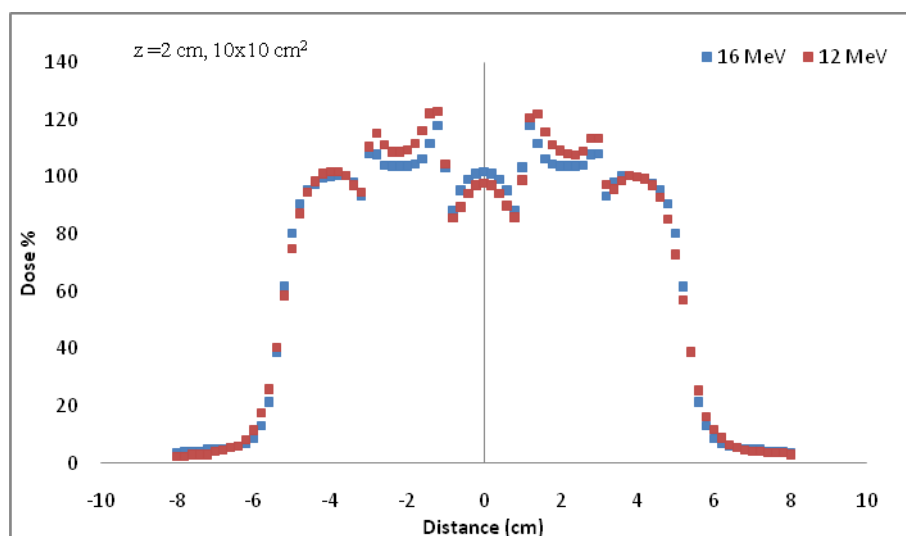


Figure 6.24 : Profils mesurés avec les films EDR2 pour l'énergie 9 et 12 MeV, taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 2 cm.

6.2.3.7 Test du cylindre d'Air et des quatre cylindres en Aluminium

Ce test complexe est représenté par une structure en PMMA dans laquelle nous avons creusé une cavité d'air en forme de cylindre et sous cette cavité cylindrique quatre cylindres en aluminium dont les axes sont perpendiculaires à l'axe du cylindre d'air. L'ensemble est placé à une profondeur de 1.2 cm de la surface du fantôme. Ce test simule les structures anatomiques du cou (Trachée) dans les irradiations de la tête et du cou.

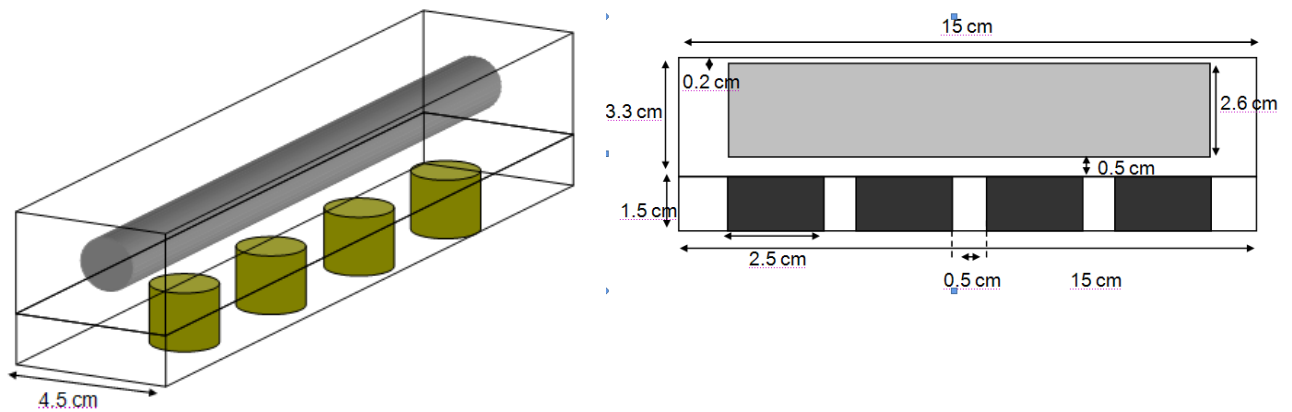


Figure 6.25 : Géométrie du fantôme cylindre d'air et des quatre cylindres d'aluminium.

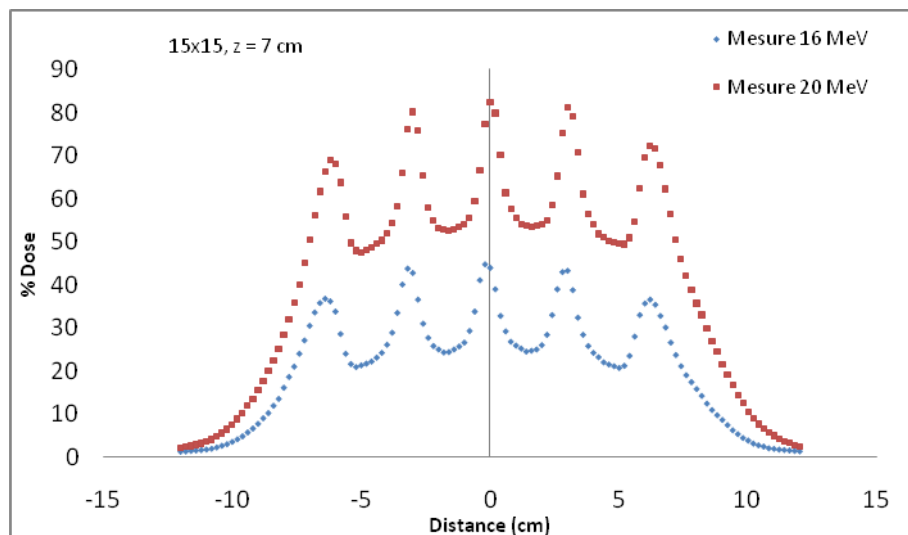


Figure 6.26 : Profils mesurés avec le fantôme automatique RFA 200 pour l'énergie 16 et 20 MeV, taille de champ $15 \times 15 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 7 cm.

6.2.3.8 Test du fantôme de la paroi thoracique

Nous avons conçu ce fantôme pour simuler le cas de l'irradiation de la paroi thoracique qui présente une grande diversité de densité. La présence des tissus pulmonaires à proximité des structures osseuses (cotes) représente un test complexe pour n'importe quel système de planning de traitement.

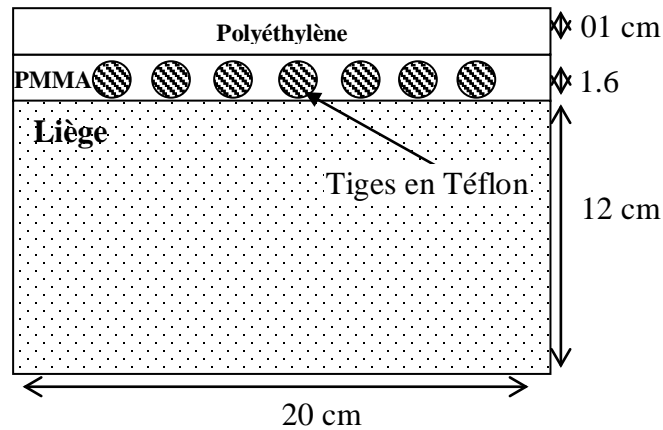


Figure 6.27 : Schématisation du fantôme de la paroi thoracique.

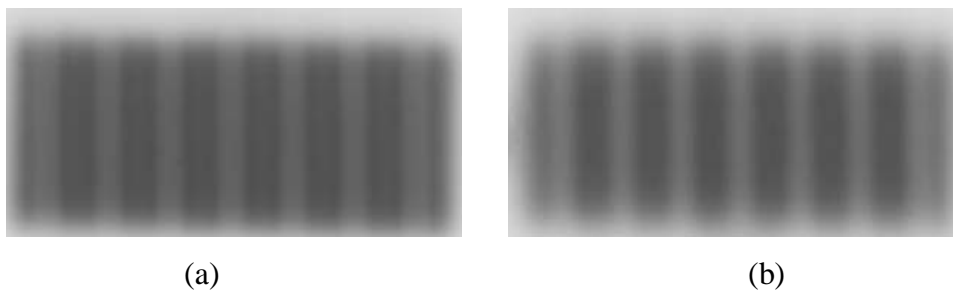


Figure 6.28 : Résultat de l'irradiation des films EDR2 dans le fantôme paroi thoracique à deux profondeurs différentes: **(a)**- à une profondeur de 1.6 cm. **(b)**- à une profondeur de 5.6cm.

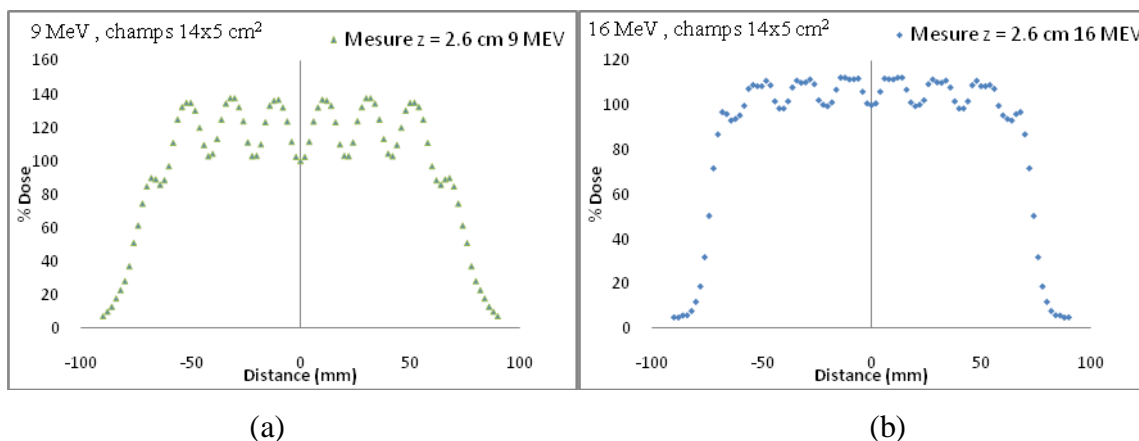


Figure 6.29 : Profils mesurés avec les films EDR2 pour une taille de champ égale à $14 \times 5 \text{ cm}^2$ mesurés à une profondeur de 2.6 cm : **(a)**- énergie 9 MeV. **(b)**- énergie 16 MeV.

Ce fantôme est constitué de trois parties, une partie en liège pour simuler les tissus pulmonaires [WHI78], une autre partie composée de 7 tiges en téflon insérées dans une plaque de PMMA pour simuler les côtes et le muscle [WHI78] et la dernière partie est une plaque en polyéthylène pour simuler l'épiderme [WHI78]. La mesure effectuée est une série de profils à différentes profondeurs le long de l'axe des x mesurés sur des films Kodak EDR2 disposés à différentes profondeurs dans le fantôme.

6.3 Test sur le fantôme anthropomorphique

Le test sur le fantôme anthropomorphique est le test qui s'approche le plus des situations que nous rencontrons en clinique dans notre étude. Nous avons simulé l'irradiation de l'œil pour cela, nous avons commencé par l'acquisition des coupes tomodensitométriques du fantôme RANDO ALDERSON et l'acquisition des nombres CT en utilisant un fantôme de calibration construit en Virtual Water et dans lequel nous avons inséré un certain nombre de matériaux de différentes densités (voir figure 6.30). L'irradiation a été effectuée pour une taille de champ de $5 \times 6 \text{ cm}^2$ avec une énergie de 9 MeV. Le choix de cette localisation a été motivé par la présence simultanée de cavités naturelles d'air et de structures osseuses dans la région de la tête (cavité des sinus). Des dosimètres thermo-luminescents précédemment calibrés ont

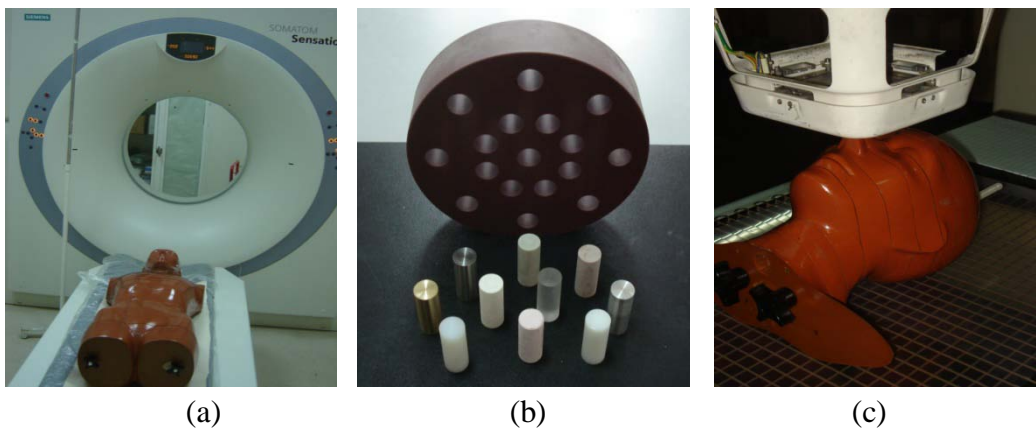


Figure 6.30: (a) - l'acquisition des coupes tomodensitométriques. (b) - Le fantôme de calibration. (c) - l'irradiation de la tête du fantôme anthropomorphique.

été insérées dans les interstices existants dans les slices du fantôme et repérés pour une lecture ultérieure. La même opération a été effectuée sur le système de planning de traitement en faisant une reconstruction de la tête du fantôme anthropomorphique à partir des coupes tomodensitométriques précédemment acquises, L'irradiation virtuelle se fera selon la même prescription avec l'algorithme Pencil Beam et avec le module Monte Carlo (DCM 2.0). Pour

reproduire l'ensemble de ces tests sur le système de planning de traitement, nous avons créé un fantôme vectoriel de $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$ constitué de 101 coupes. Pour les tests impliquant des structures cylindriques, un fantôme vectoriel de $30 \times 30 \times 30 \text{ cm}^3$ avec 250 coupes a été créé.

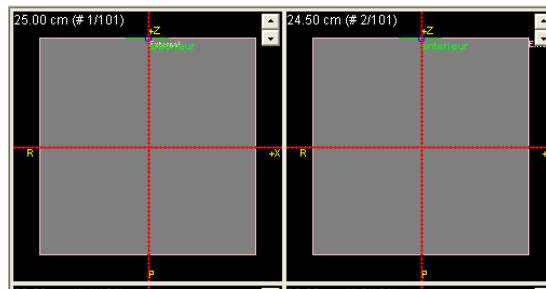


Figure 6.31: Le fantôme vectoriel pour les calculs sur le système de planning de traitement.

Pour les tests impliquant des structures hétérogènes, nous avons aussi effectué la modélisation vectorielle de toutes ces structures (cavités, cubes, cylindres, prismes, tiges) dans le module « Anatomy Modeling » du système de planning de traitement THERAPLAN PLUS. Nous avons introduit chacune des hétérogénéités avec sa densité électronique relative à celle de l'eau [ICR84].

Chapitre 7

Résultats et discussion

Sur le système de planning de traitement nous avons reproduit les tests impliquant des champs homogènes et les tests en présence d'hétérogénéités dans le fantôme sur le système de planning de traitement en simulant les géométries de mesures et les structures hétérogènes présentes dans le fantôme. Les profils calculés par l'algorithme Pencil Beam et l'algorithme VMC++ implémentés dans le THERAPLAN PLUS ont été comparés aux profils mesurés, l'évaluation a été faite avec la méthode de l'indice gamma. Nous avons présenté la distribution des valeurs de l'indice gamma le long des profils ainsi que la distribution des valeurs de l'indice gamma par rapport à la valeur de rejet. Dans notre cas, nous avons fixé les tolérances à 3 % en termes de dose et à 4 mm en termes d'écart spatial.

7.1 Tests homogènes

7.1.1 Tests avec champs carrés

Les tests ont été simulés sur un grand fantôme vectoriel, avec une distance source surface de 100 cm et différentes collimations carrées. Les résultats du calcul des distributions de dose pour les différentes énergies sont représentés dans la figure 7.1 ci-dessous.

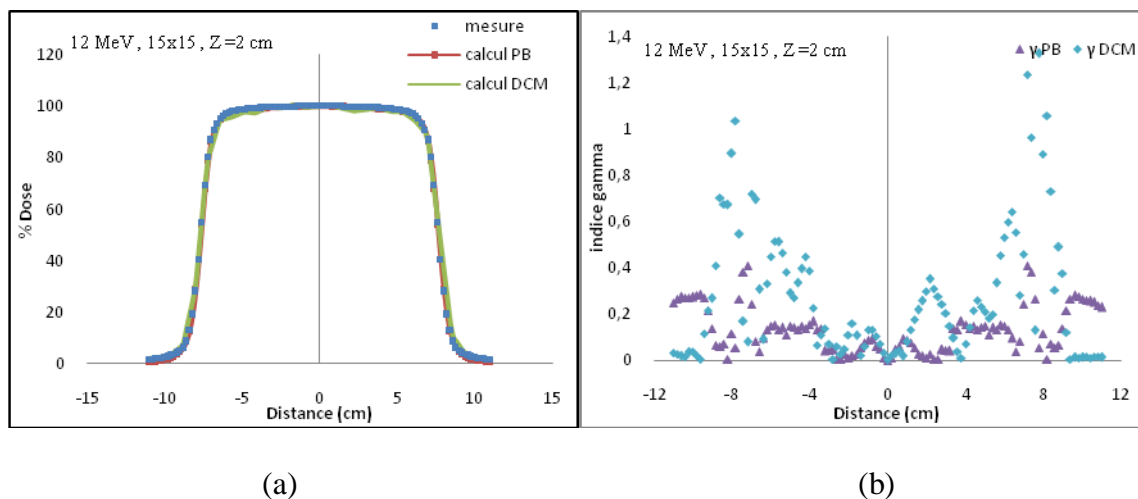


Figure 7.1 : (a) - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test du champ carré 15x15 cm² et l'énergie 12MeV à une profondeur de 2 cm. (b) - Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour le champ 15x15 cm², pour l'énergie 12 MeV à 2 cm de profondeur.

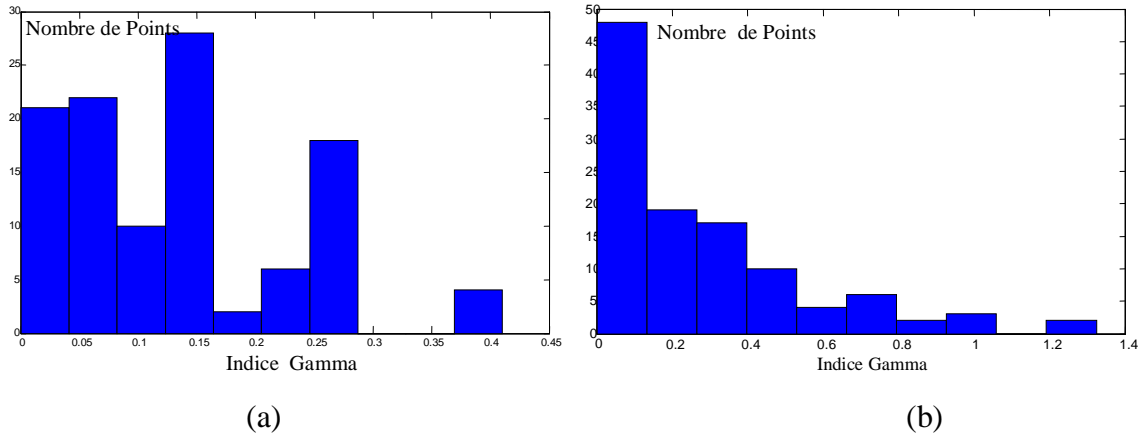


Figure 7.2 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 12 MeV à 2 cm de profondeur : **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)** - Algorithme VMC++.

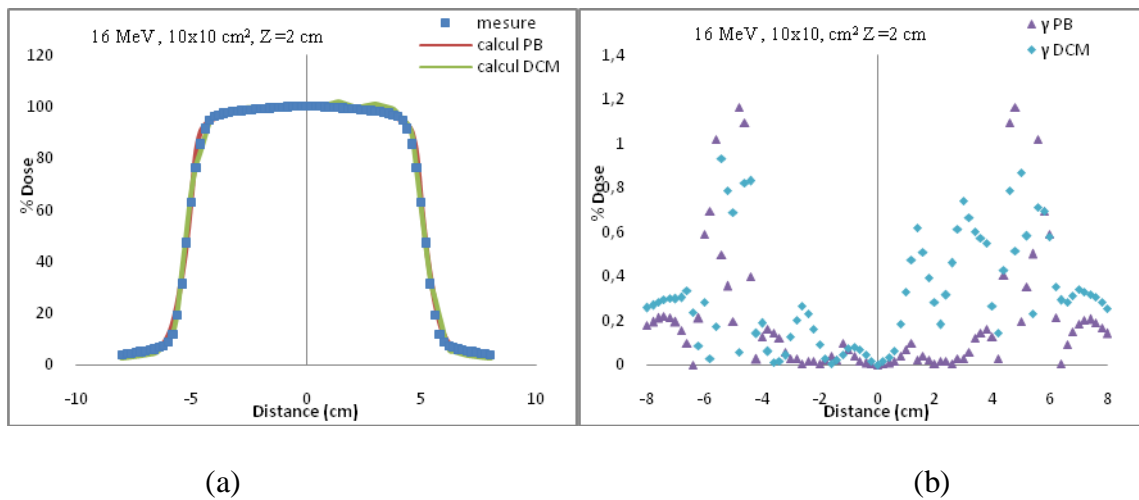


Figure 7.3 : **(a)** - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test du champ carré 10x10 cm² et l'énergie 16 MeV et à une profondeur de 2 cm. **(b)** - Distribution des valeurs de l'indice Gamma pour les deux algorithmes de calcul de dose dans le test du champ carré 10x10 cm² et l'énergie 16MeV.

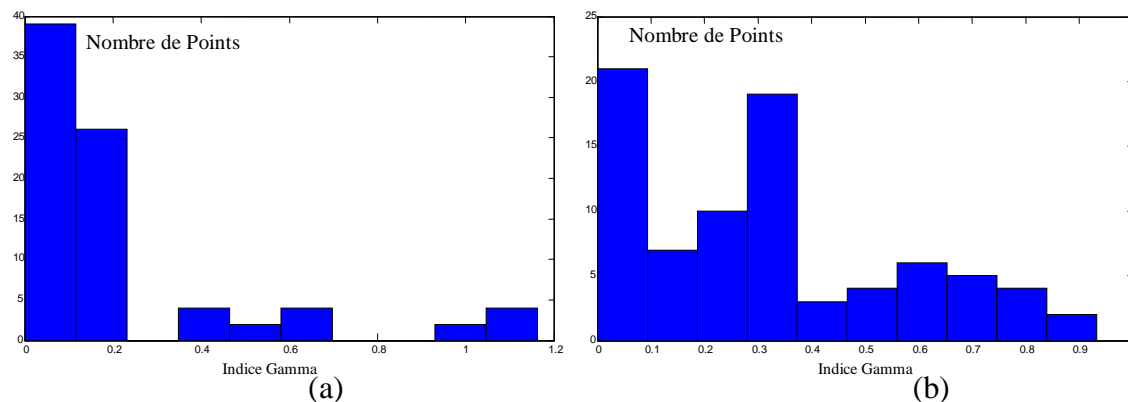


Figure 7.4: Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16MeV à 2cm de profondeur dans un champ de 10x10cm². **(a)**-Algorithme Pencil Beam. **(b)**-Algorithme VMC++.

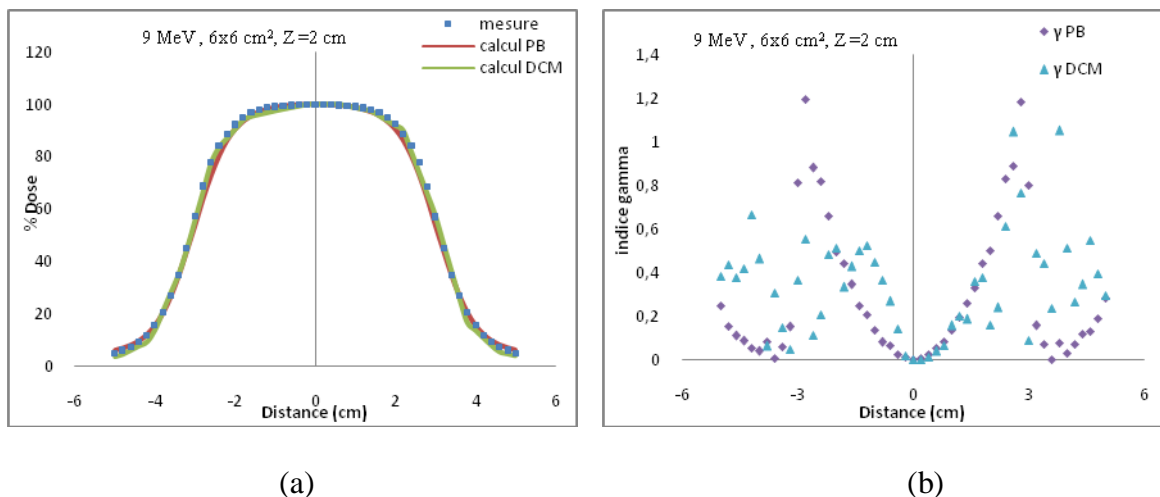


Figure 7.5 : (a) - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test du champ carré 6x6 cm² et l'énergie 9 MeV et à une profondeur de 2 cm. (b) - Distribution des valeurs de l'indice Gamma pour les deux algorithmes de calcul de dose dans le test du champ carré 6x6 cm² et l'énergie 9 MeV.

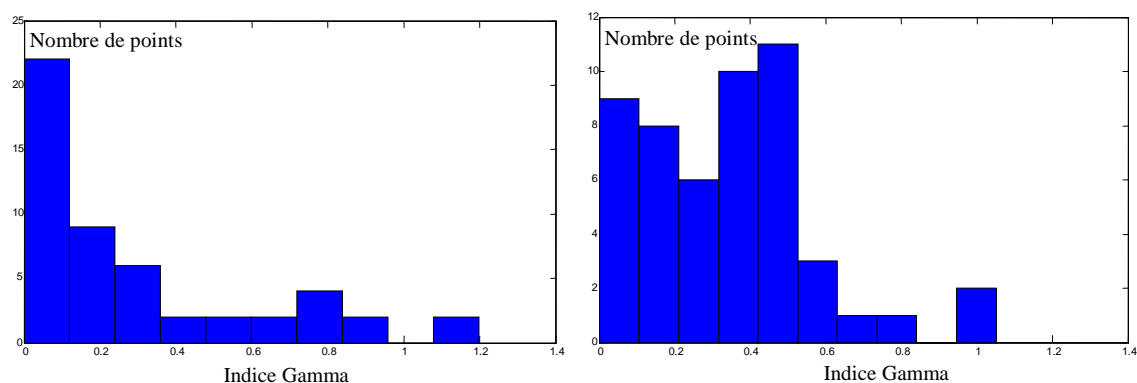


Figure 7.6 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 9 MeV à 2 cm de profondeur dans un champ de 6x6 cm² : (a) - Algorithme Pencil Beam. (b) - Algorithme VMC++.

Tableau 7.1 : Pourcentage des points de l'indice gamma en dessous de la valeur de rejet fixée à 1 pour les deux algorithmes de calcul de dose.

Configuration	Pencil Beam	VMC++
9 MeV, 6x6 cm ² z=2 cm	96%	96%
12 MeV, 15x15 cm ² , z=2 cm	100%	96%
16 MeV, 10x10 cm ² , z=2 cm	93%	100%

Le test le plus fondamental pour un algorithme de calcul de dose est sa capacité à prédire la distribution de dose mesurée dans un fantôme d'eau à la distance de traitement standard (DSP = 100 cm). Les figures : 7.1 - 7.3 et 7.5 montrent des comparaisons de profils de doses mesurés et calculés par les deux algorithmes de calcul de dose, pour les énergies 9,12 et 16 MeV à une profondeur de 2 cm. Nous remarquons qu'il y a un très bon accord entre les valeurs mesurées et les doses calculées par les deux algorithmes. L'écart maximal observé entre les valeurs de doses mesurées et calculées par les deux algorithmes est inférieur à 1.2 %. Le tableau 7.1 résume le pourcentage des points satisfaisant les critères de l'indice gamma ($\gamma < 1$), ce pourcentage est supérieur à 93% pour toutes les tailles de champs et pour toutes les énergies. Les écarts observés pour l'algorithme VMC++ dans la région de build-up sont dû aux incertitudes statistiques qui sont de l'ordre de 2.5%. Ces mêmes écarts ont été relevés dans un travail précédent [CYG02].

7.1.2 Tests avec champs rectangulaires

Les tests pour les champs rectangulaires ont été simulés sur un grand fantôme vectoriel, avec une distance source surface de 100 cm. Nous avons fabriqué des inserts en Cerrobend puis nous avons effectué la mesure des distributions de doses pour les tailles de champs $10 \times 5 \text{ cm}^2$ et $5 \times 10 \text{ cm}^2$ et pour les énergies 9 et 16 MeV. Les résultats du calcul des distributions de dose, pour les différentes énergies sont représentés dans les figures ci-dessous.

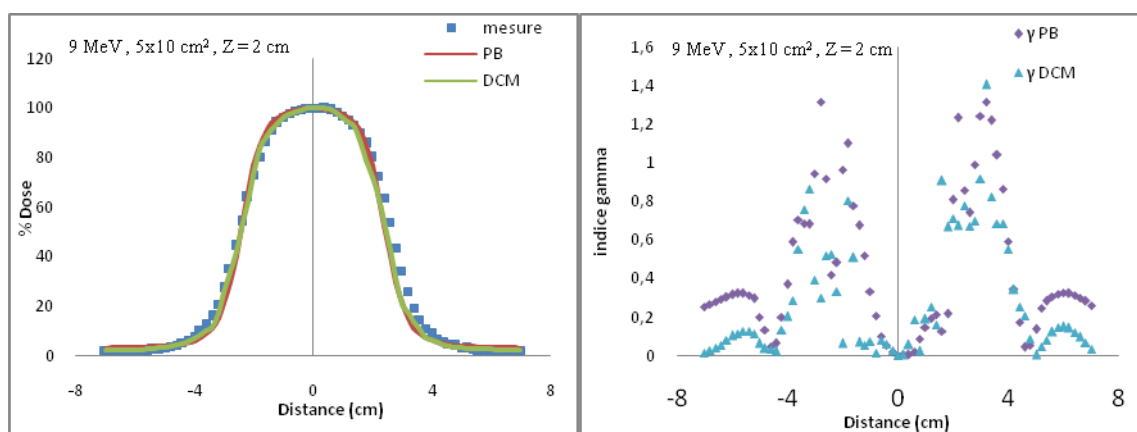


Figure 7.7 : (a) - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test du champ carré $5 \times 10 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 9 MeV mesurée à une profondeur de 2 cm.
 (b) - Distribution des valeurs de l'indice Gamma pour les deux algorithmes de calcul de dose dans le test du champ rectangulaire $5 \times 10 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 9 MeV.

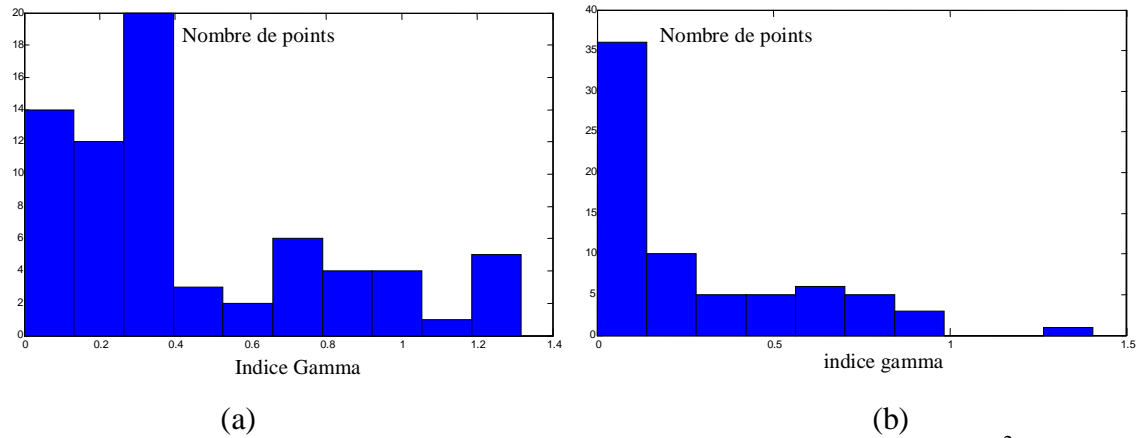


Figure 7.8 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour le champ $5 \times 10 \text{ cm}^2$, l'énergie 9 MeV à 2 cm de profondeur. **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)** - Algorithme VMC++.

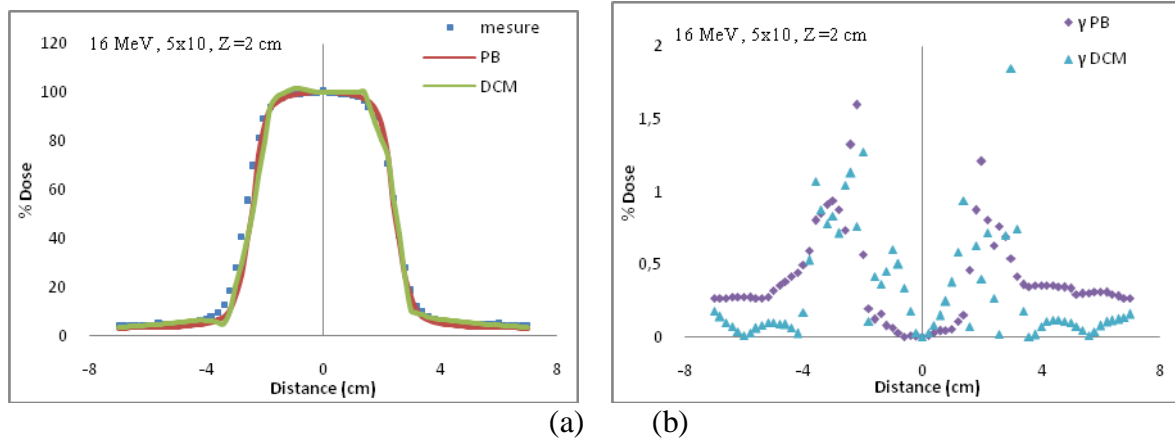


Figure 7.9 : **(a)** - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test du champ carré $5 \times 10 \text{ cm}^2$, énergie 16MeV et à une profondeur de 2 cm. **(b)** - Distribution des valeurs de l'indice Gamma pour les deux algorithmes de calcul de dose pour le champ $5 \times 10 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 16MeV à une profondeur de 2 cm.

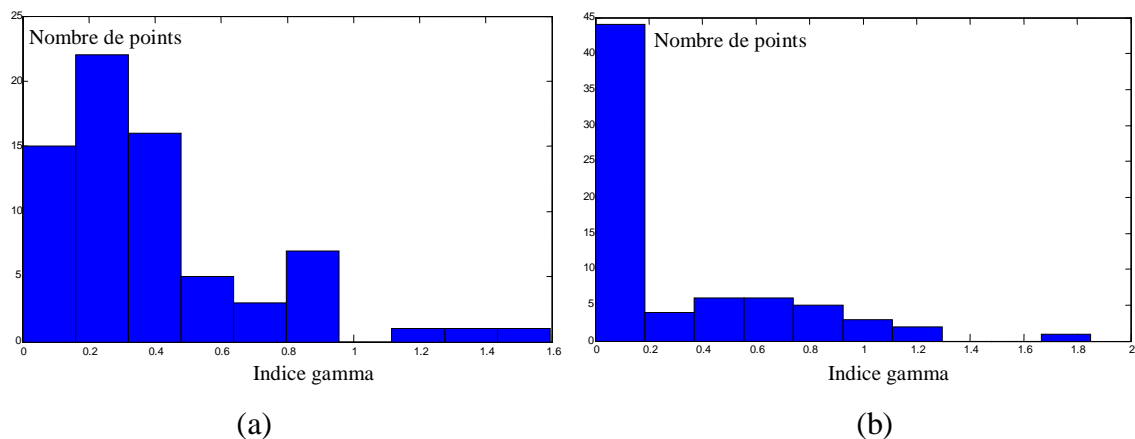


Figure 7.10 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour le champ $5 \times 10 \text{ cm}^2$, l'énergie 16 MeV à 2 cm de profondeur : **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)** - Algorithme VMC++.

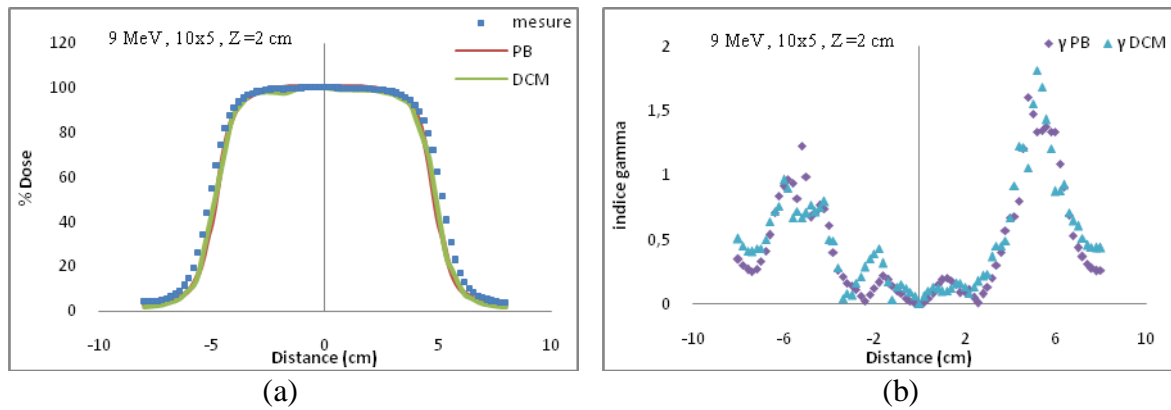


Figure 7.11: (a) - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test du champ carré $10 \times 5 \text{ cm}^2$, énergie 9 MeV et à une profondeur de 2 cm. (b) - Distribution des valeurs de l'indice Gamma pour les deux algorithmes de calcul de dose pour le champ $10 \times 5 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 9 MeV et à une profondeur de 2 cm.

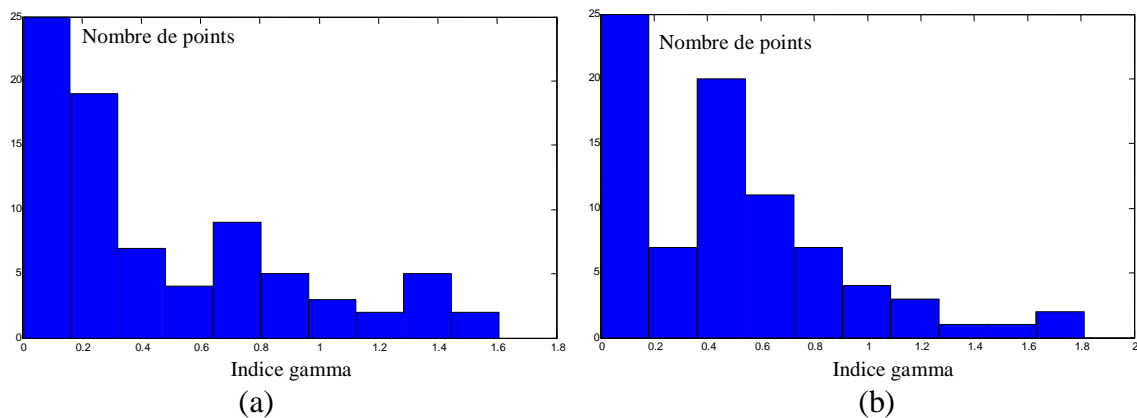


Figure 7.12 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour le champ $10 \times 5 \text{ cm}^2$, l'énergie 9 MeV à 2 cm de profondeur : (a) - Algorithme Pencil Beam. (b) - Algorithme VMC++.

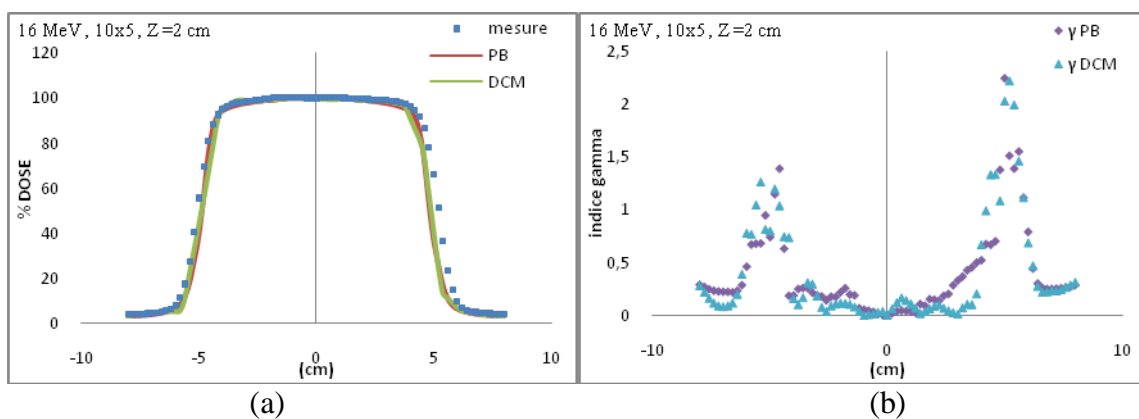


Figure 7.13 : (a) - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test du champ carré $10 \times 5 \text{ cm}^2$, énergie 16 MeV et à une profondeur de 2 cm. (b) - Distribution des valeurs de l'indice Gamma pour les deux algorithmes de calcul de dose pour le champ $10 \times 5 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 16 MeV et à une profondeur de 2 cm.

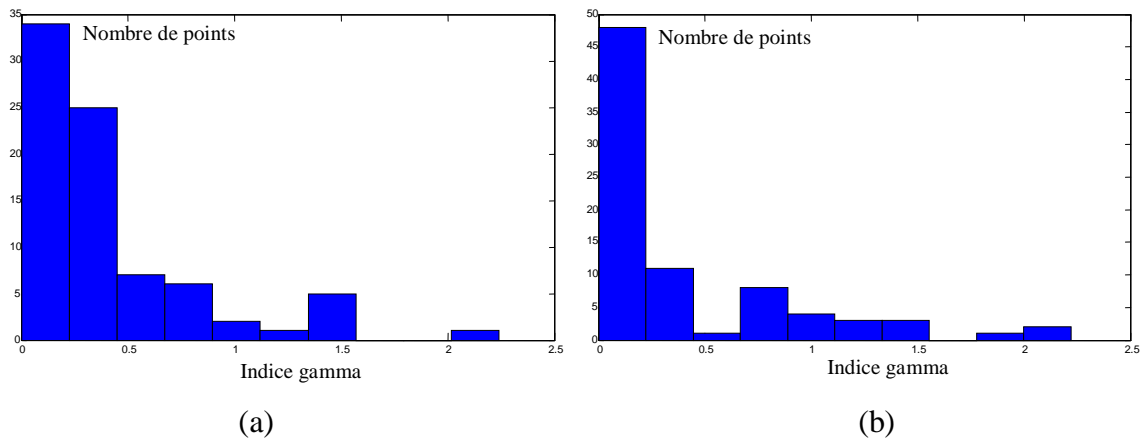


Figure 7.13 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour le champ $10 \times 5 \text{ cm}^2$, l'énergie 16 MeV à 2 cm de profondeur : **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)** - Algorithme VMC++.

Tableau 7.2 : Pourcentage des points de l'indice gamma en dessous de la valeur de rejet fixée à 1 pour les deux algorithmes de calcul de dose.

Configuration	Pencil Beam	VMC++
9 MeV, $5 \times 10 \text{ cm}^2$, $z=2 \text{ cm}$	90%	99%
16 MeV, $5 \times 10 \text{ cm}^2$, $z=2 \text{ cm}$	96%	93%
9 MeV, $10 \times 5 \text{ cm}^2$, $z=2 \text{ cm}$	88%	90%
9 MeV, $10 \times 5 \text{ cm}^2$, $z=2 \text{ cm}$	90%	85%

Le test pour les champs rectangulaires à un double objectif : mettre en test le calcul du carré équivalent par rapport au champ rectangulaire défini, évaluer la modélisation des inserts en cerrobend utilisés pour définir les champs rectangulaires. Les figures (7.7 - 7.9 - 7.11 et 7.13), représentent la comparaison des profils de doses mesurés avec ceux calculés par les deux algorithmes pour deux tailles de champs rectangulaires ($5 \times 10 \text{ cm}^2$ et $10 \times 5 \text{ cm}^2$) pour les faisceaux d'énergies 9 et 16 MeV. Nous constatons le même comportement que pour les champs carrés ouverts. Les écarts les plus importants ont été observés au niveau de la région de la pénombre. De plus les deux algorithmes traitent les champs rectangulaires comme une collimation tertiaire sans tenir compte des diffusions des électrons qui ont lieu dans l'insert définissant le champ rectangulaire. Les résultats de l'algorithme VMC++ sont meilleurs que ceux de l'algorithme Pencil Beam du fait que le VMC++ calcule la distribution de dose résultant de la simulation du champ réel alors que l'algorithme Pencil Beam calcule les paramètres pour une taille de champ carré équivalente . L'asymétrie observée dans les profils

calculés par l'algorithme VMC++ est due à un effet de taille des voxels de simulation sur la conversion de la géométrie réelle du fantôme en une représentation voxelisée requise par le code VMC++ pour effectuer la simulation.

7.2 Test hétérogène avec champ irrégulier (HOUSE)

La modélisation du champ HOUSE a été effectuée sur un fantôme vectoriel. Le calcul a été effectué pour les énergies 12 et 16 MeV dans les mêmes conditions que la mesure avec les films EDR2 à deux profondeurs dans le fantôme Virtual Water.

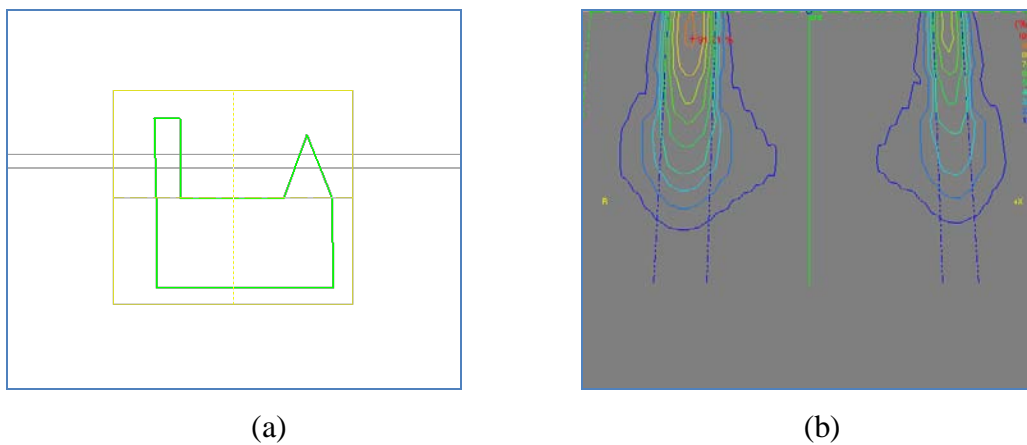
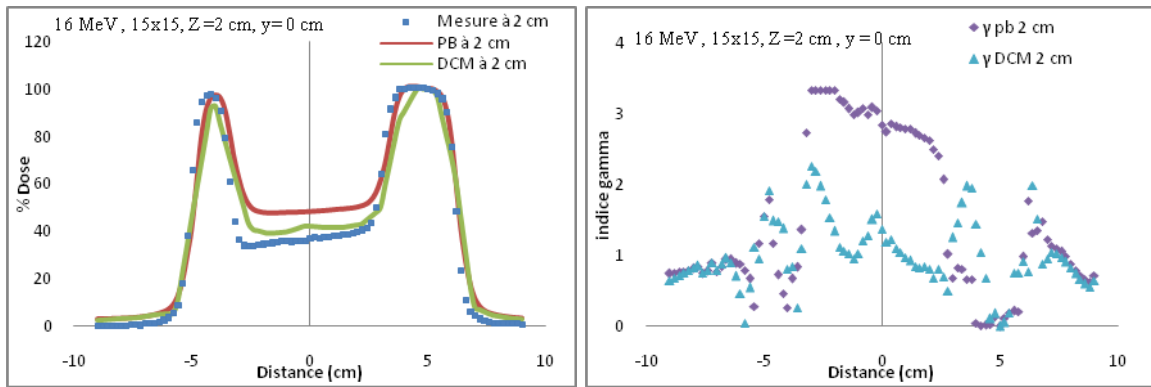


Figure 7.14 : (a)- Modélisation du champ HOUSE. (b)- représentation de la distribution de dose sur le plan $y = -3$ cm de l'énergie 16 MeV.

Le calcul des distributions de dose a été effectué sur l'ensemble des slices contenus dans le champ d'irradiation. Dans notre cas, on s'intéresse en particulier aux calculs des distributions de doses par les deux algorithmes dans les plans $y = 0, 3$ et -3 cm pour les comparer aux mesures obtenues sur les films EDR2 en utilisant la méthode de l'indice gamma. Nous avons présenté la distribution des valeurs de l'indice gamma le long du profil de dose à la profondeur d'intérêt ainsi que la distribution des valeurs de l'indice gamma par rapport à la valeur de rejet.

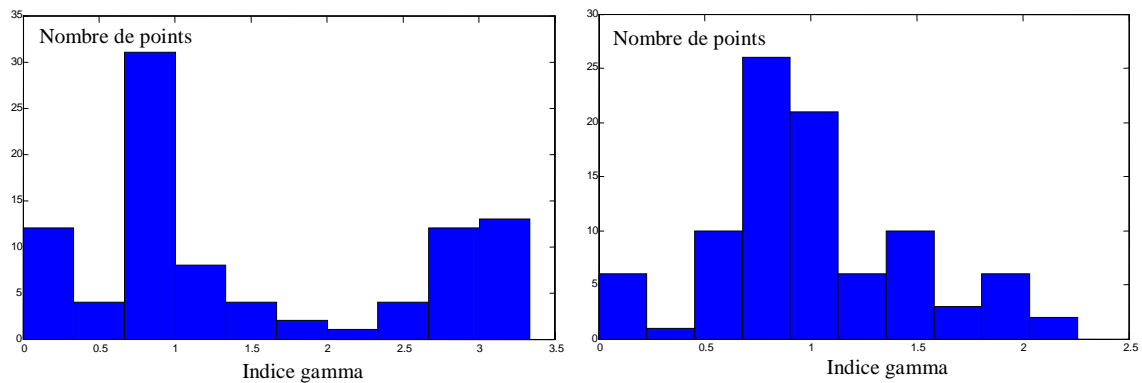


(a)

(b)

Figure 7.15 : (a) - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées pour le test du champ HOUSE sur le plan $y = 0$ cm, pour l'énergie 16 MeV à une profondeur de 2 cm.

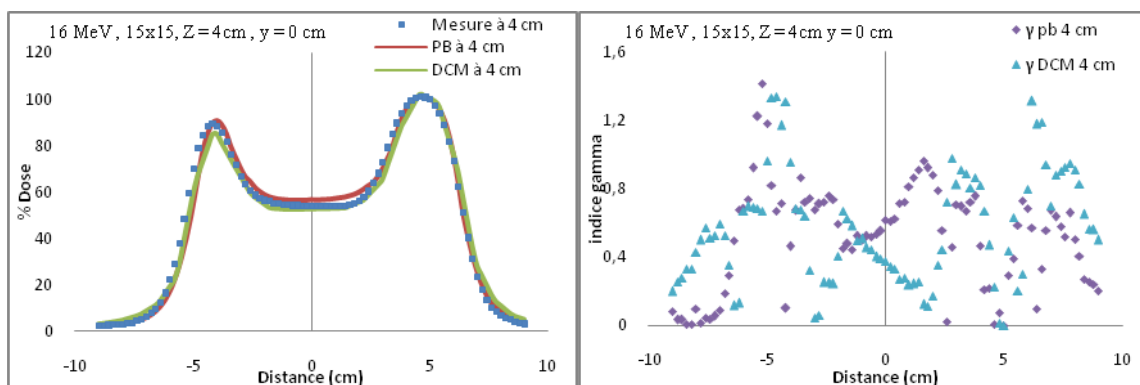
(b) - Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.



(a)

(b)

Figure 7.16 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour le champ $15 \times 15 \text{ cm}^2$, l'énergie 16 MeV à 2 cm de profondeur : (a) - Algorithme Pencil Beam. (b) - Algorithme VMC++.



(a)

(b)

Figure 7.17 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées pour le test du champ HOUSE sur le plan $y = 0$ cm, avec l'énergie 16 MeV mesurées à une profondeur de 4 cm. (b) - Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.

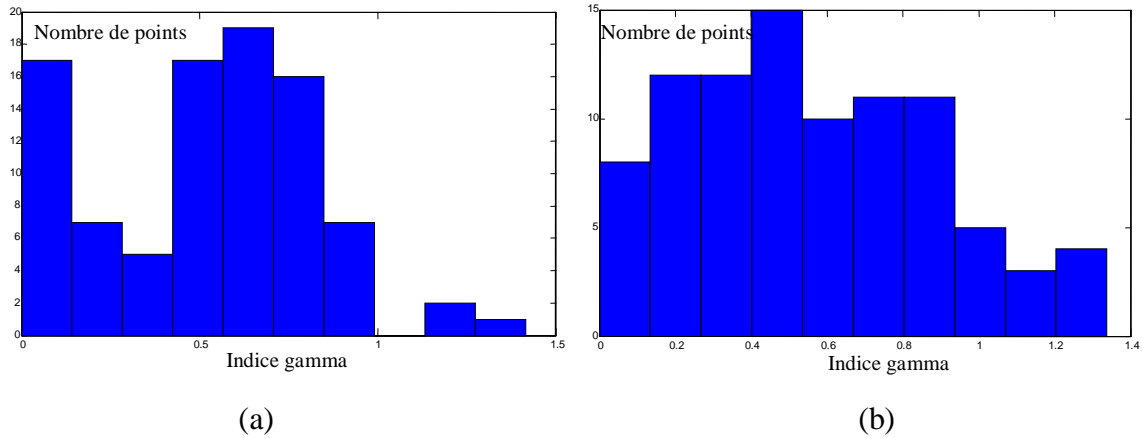


Figure 7.18 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour le champ 15x15 cm², l'énergie 16 MeV à 4 cm de profondeur : **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)** - Algorithme VMC++.

Le calcul des distributions de dose sur le plan y = 3 cm est comparé à la mesure sur le même plan, dans les figures ci-dessous nous représentons les distributions de doses sur le plan y = 3 cm pour les mêmes énergies et la même taille de champ.

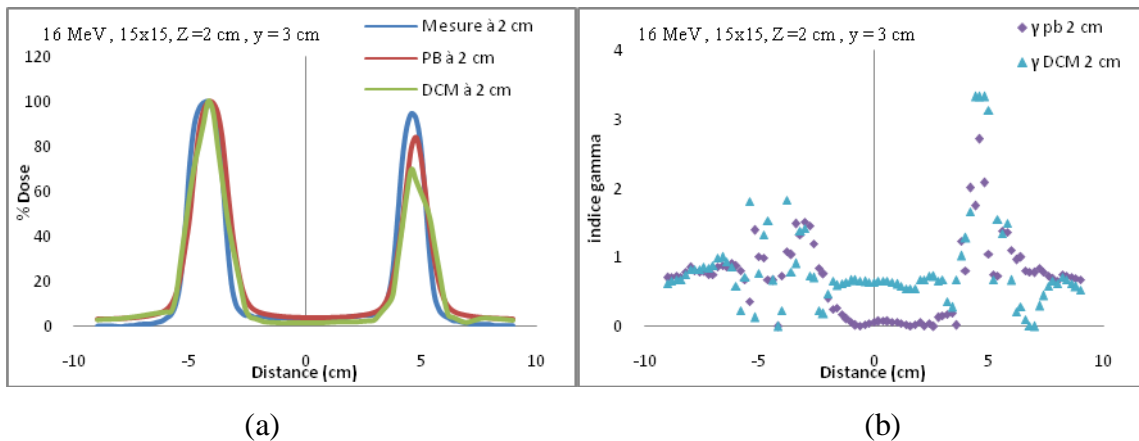


Figure 7.19 : **(a)**- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées pour le test du champ HOUSE sur le plan y = 3 cm, pour l'énergie 16 MeV à une profondeur de 2 cm. **(b)**- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour le champ HOUSE sur le plan y = 3 cm, pour l'énergie 16 MeV à 2 cm de profondeur.

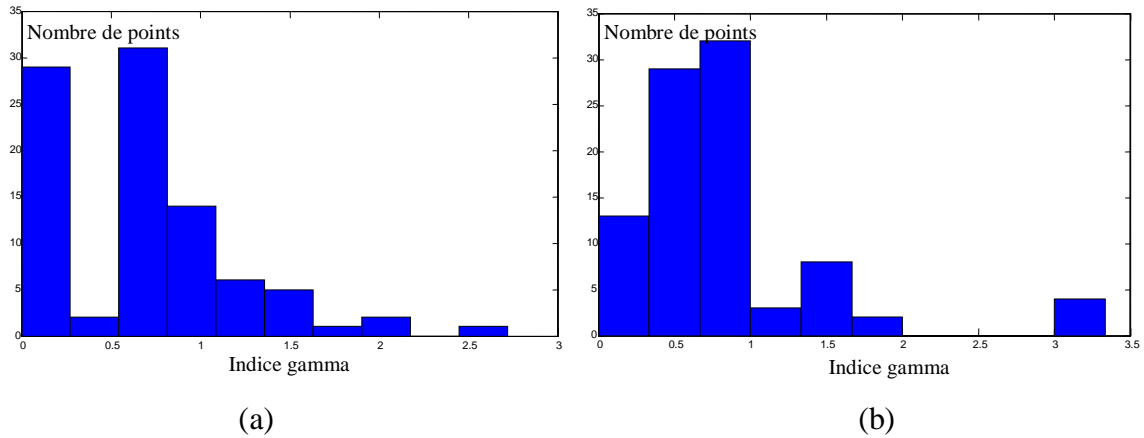


Figure 7.20 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour le champ $15 \times 15 \text{ cm}^2$, l'énergie 16 MeV à 2 cm de profondeur sur le plan $y = 3 \text{ cm}$: **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)** - Algorithme VMC++.

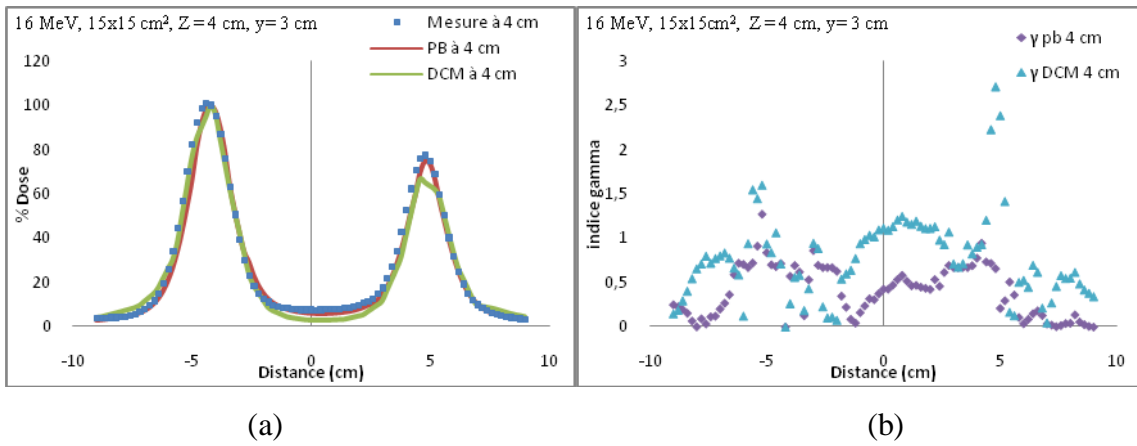


Figure 7.21 : **(a)** - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées pour le test du champ HOUSE sur le plan $y=3 \text{ cm}$, pour l'énergie 16 MeV à une profondeur de 4 cm. **(b)** - Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.

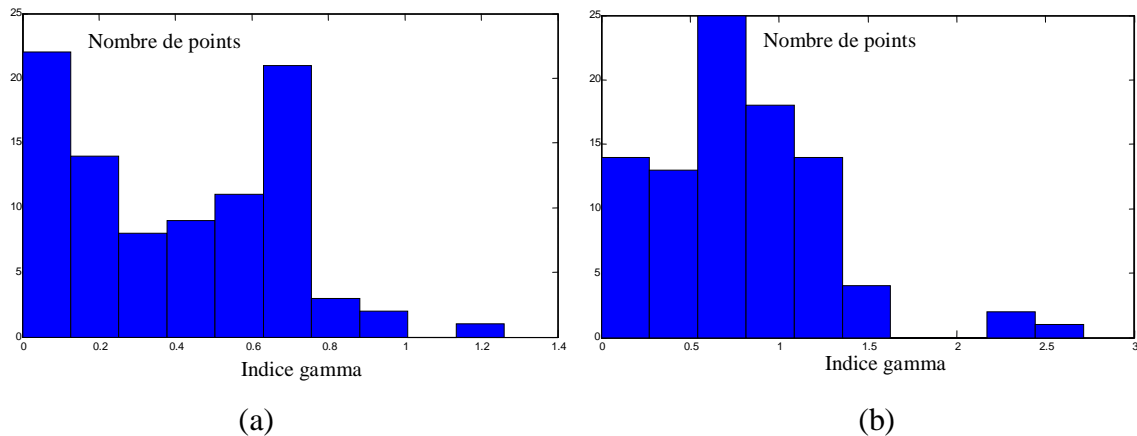


Figure 7.22 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour le champ irrégulier HOUSE $15 \times 15 \text{ cm}^2$, l'énergie 16 MeV à 4 cm de profondeur sur le plan $y=3 \text{ cm}$: **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)** - Algorithme VMC++.

Tableau 7.3 : Pourcentage des points de l'indice gamma en dessous de la valeur de rejet fixée à 1 pour les deux algorithmes de calcul de dose.

Configuration	Pencil Beam	VMC++
16 MeV, 15x15 cm ² , z=2 cm, y=0 cm	52%	58%
16 MeV, 15x15 cm ² , z=4cm, y=0 cm	97%	92%
16 MeV, 15x15 cm ² , z=2 cm, y=3 cm	78%	81%
16 MeV, 15x15 cm ² , z=4 cm, y=3 cm	99%	73%

La vérification de la précision d'un algorithme de calcul de dose pour un champ irrégulier est importante. Les marges utilisées pour des petits champs de faisceaux d'électrons sont cruciales. L'absence de l'équilibre électronique latéral peut changer considérablement les caractéristiques des distributions de dose. La forme irrégulière du champ HOUSE utilisé est très sévère et inclut une partie rectangulaire étroite et une partie triangulaire. Les figures de comparaison entre les profils mesurés et calculés par les deux algorithmes pour différentes profondeurs pour un faisceau d'électrons de 16 MeV montrent que les deux algorithmes arrivent à prédire correctement la forme des profils de dose. Toutefois, la précision de l'algorithme VMC++ est supérieure à celle de l'algorithme Pencil Beam du fait que ce dernier est basé sur des mesures dans un fantôme large et que l'algorithme utilise l'approximation des milieux semi-infinis pour le calcul des distributions de dose. Mais en profondeur, nous remarquons que l'algorithme Pencil Beam s'approche mieux des distributions de doses mesurées.

7.3 Tests hétérogènes avec présence d'hétérogénéités

7.3.1 Tests de surface irrégulière simulant l'irradiation du Nez

La surface irrégulière simulant l'irradiation du Nez est modélisée dans le système de planning de traitement. Le calcul des distributions de dose a été effectué sur l'ensemble des slices contenus dans le champ d'irradiation. Dans notre cas, on s'intéresse en particulier aux calculs des distributions de doses par les deux algorithmes dans le plan $y = 0$ cm pour les comparer aux mesures obtenues par le fantôme automatique RFA200 en utilisant la méthode de l'indice gamma. Les mesures ont été effectuées pour une énergie de 9 MeV à la profondeur de 1.2 cm et à 2.5 cm par rapport à la surface standard (DSP = 100 cm).

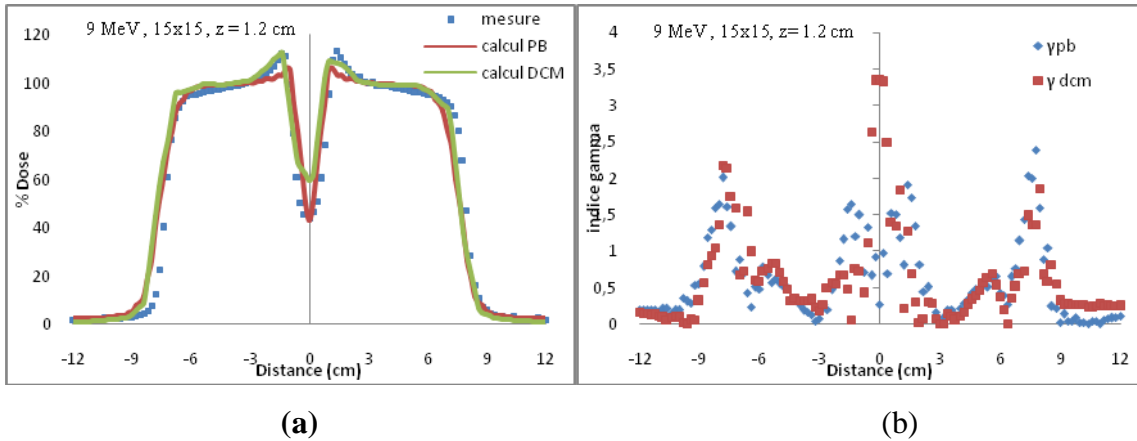


Figure 7.23 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées pour le test de la surface irrégulière simulant l'irradiation de la face pour un champ 15x15 cm².
 (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.

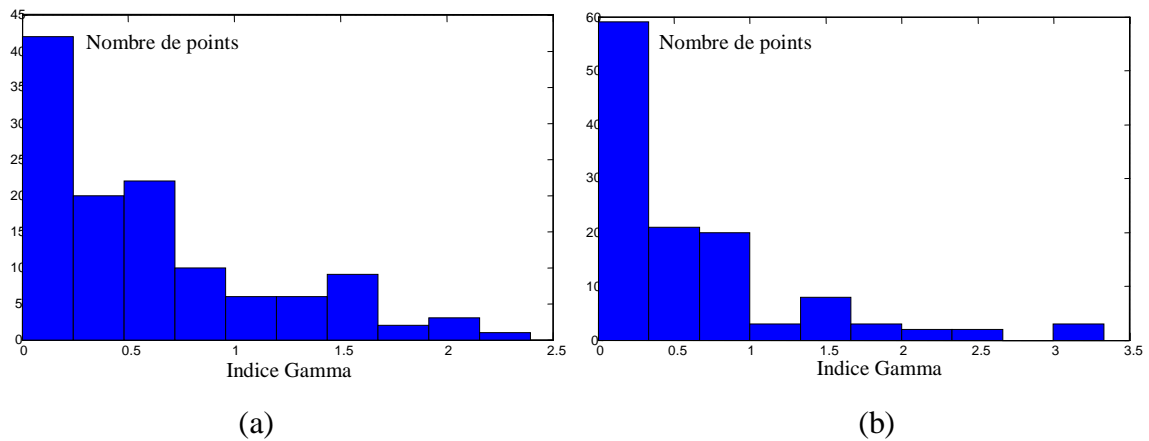


Figure 7.24: Répartition des valeurs de l'indice gamma dans le test de la surface irrégulière (Nez) pour l'énergie 9 MeV à 1.2 cm de profondeur : (a)- Algorithme Pencil Beam.
 (b)-Algorithme VMC++.

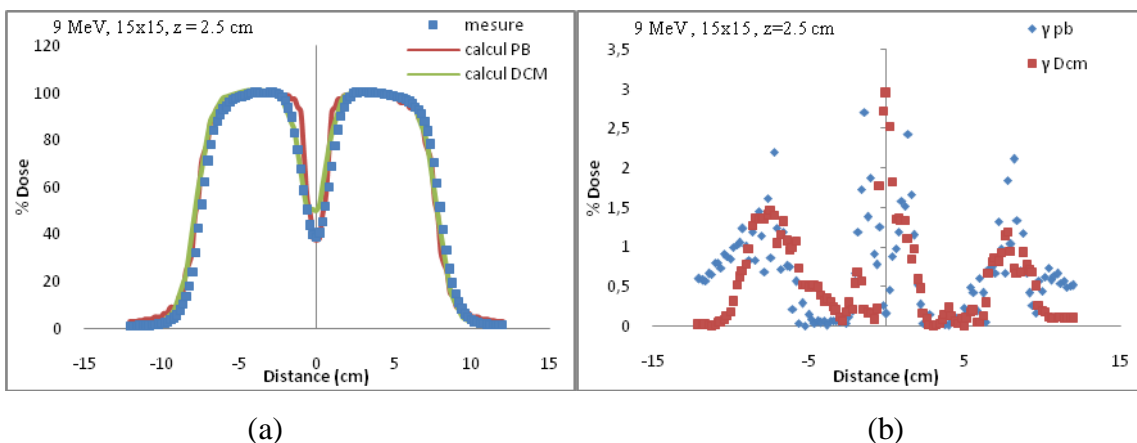


Figure 7.25 : (a)-Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées pour le test de la surface irrégulière simulant l'irradiation de la face. (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour l'énergie 9 MeV à 2.5 cm de profondeur.

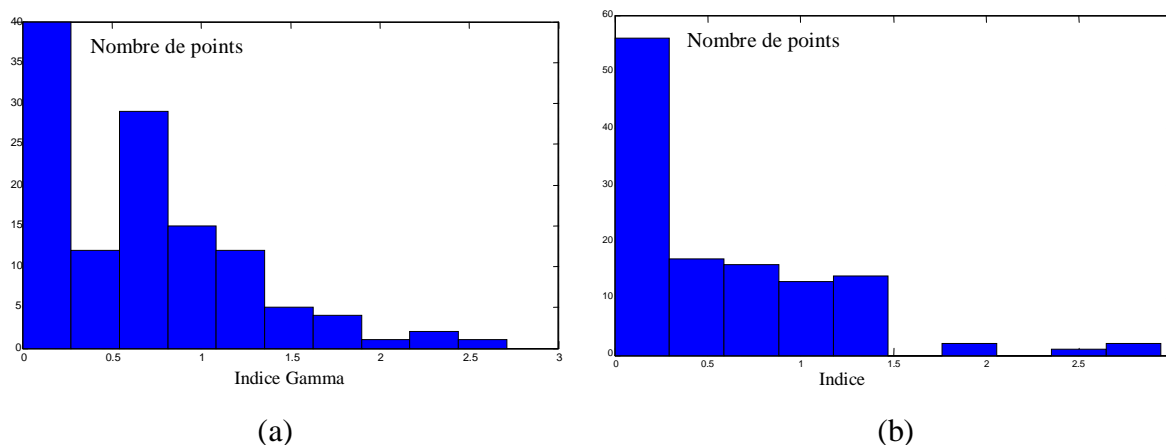


Figure 7.26 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 9 MeV à 2.5 cm de profondeur : **(a)**- Algorithme Pencil Beam. **(b)**- Algorithme VMC++.

Tableau 7.4 : Pourcentage des points de l'indice gamma en dessous de la valeur de rejet fixée à 1 pour les deux algorithmes de calcul de dose.

Configuration	Pencil Beam	VMC++
9 MeV, 15x15 cm ² , z=1.2 cm	79%	83%
9 MeV, 15x15 cm ² , z=2.5 cm	76%	79%

Dans de nombreuses situations cliniques, les contours de la surface du patient sont incurvés ou irréguliers. Un intérêt particulier dans de telles situations est l'aptitude d'un algorithme de calcul de dose à prédire les changements de distributions de dose en raison des changements dans la diffusion et de la pénétration des électrons. La surface irrégulière du Nez perturbe l'équilibre électronique des diffusions latérales, qui résulte en des zones de doses élevées (points chauds) situées aux abords latéraux du nez et des zones de doses réduites (points froids) en dessous du nez. Nous remarquons sur les figures 7.23 et 7.25 montrant la comparaison des profils mesurés et calculés pour un faisceau d'électrons de 9 MeV, mesurés à 1.2 et 2.5 cm en dessous de la base du Nez, qualitativement les deux algorithmes ont le même comportement et reproduisent la mesure. À la profondeur 1.2 cm, le point chaud est prédit avec un écart de 5%, par contre le point froid est prédit avec un écart de 1% pour l'algorithme Pencil Beam. Pour l'algorithme VMC++. Le point chaud est prédit avec un écart de 1%, par contre le point froid est prédit avec un écart de 23%. À la profondeur 2.5 cm le point chaud est prédit avec un écart de 1%, par contre le point froid est prédit avec un écart de 1% pour l'algorithme Pencil Beam. Pour l'algorithme VMC++, le point chaud est prédit avec un écart

de 1%, par contre le point froid est prédit avec un écart de 5%. Il y a lieu de constater que la précision de l'algorithme Pencil Beam dans la prédiction du point froid au dessous du nez est meilleure que celle de l'algorithme VMC++. Ceci est dû au fait que l'algorithme VMC++ utilise des résultats pré-calculés dans l'échantillonnage des particules dans le plan de référence situé à 100 cm. Or la pointe du nez se trouve à 97 cm du plan de l'espace des phases sortie et par conséquent, il y a une sous estimation de l'énergie des électrons rentrant dans le nez. Par ailleurs, les précisions globales des deux algorithmes en termes d'indice gamma sont pratiquement proches (voir tableau 7.4).

7.3.2 Tests de surface irrégulière en marche d'escalier « stepped surface »

La surface irrégulière stepped surface est aussi modélisée dans le système de planning de traitement. Le calcul des distributions de dose a été effectué sur l'ensemble des slices contenues dans le champ d'irradiation. Dans notre cas, on s'intéresse en particulier aux calculs des distributions de doses par les deux algorithmes dans le plan $y = 0$ cm pour les comparer aux mesures obtenues avec le fantôme automatique RFA200 en utilisant la méthode de l'indice gamma. Nous avons présenté la distribution des valeurs de l'indice gamma le long du profil de dose à la profondeur d'intérêt ainsi que la distribution des valeurs de l'indice gamma par rapport à la valeur de rejet.

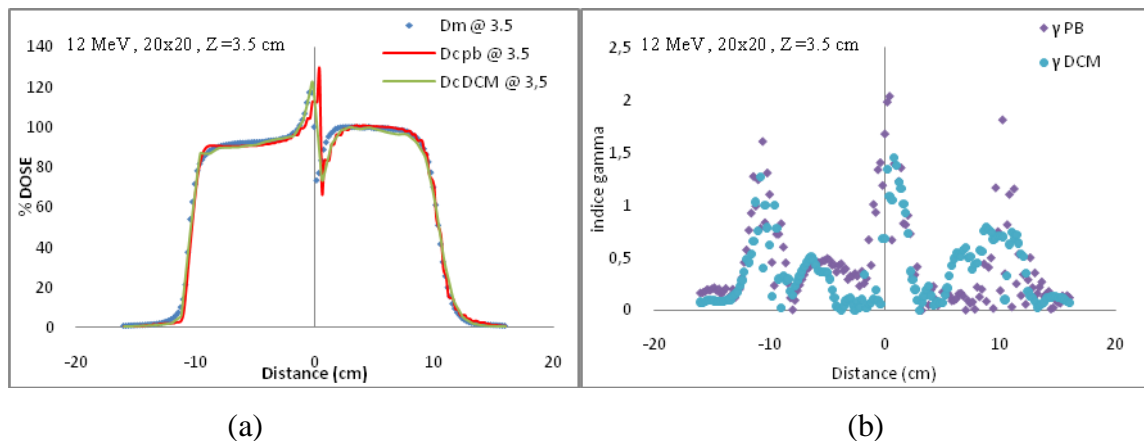


Figure 7.27 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées pour le test de la surface irrégulière stepped surface pour un champ 20×20 cm² avec l'énergie 12 MeV. (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour l'énergie 12 MeV à 3.5 cm de profondeur.

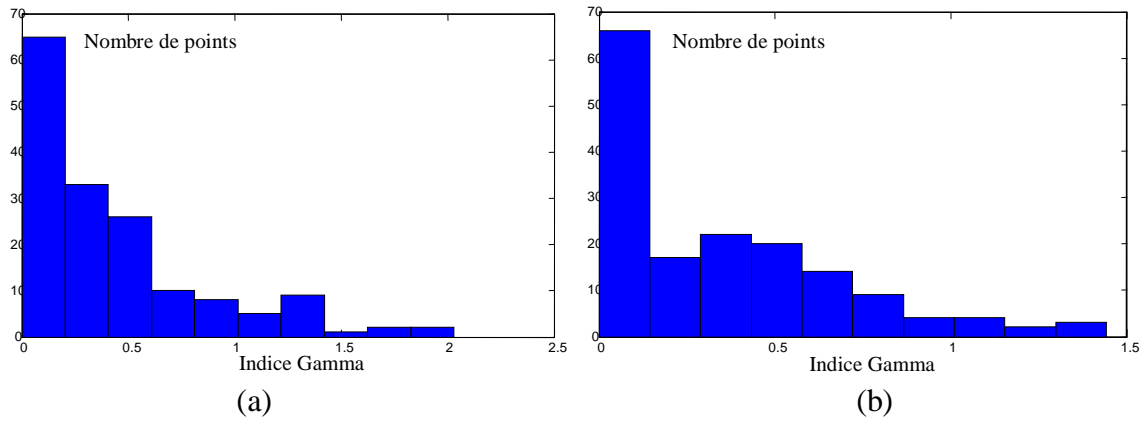


Figure 7.28 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 12 MeV à 3.5 cm de profondeur : **(a)**-Algorithme Pencil Beam. **(b)**- Algorithme VMC++.

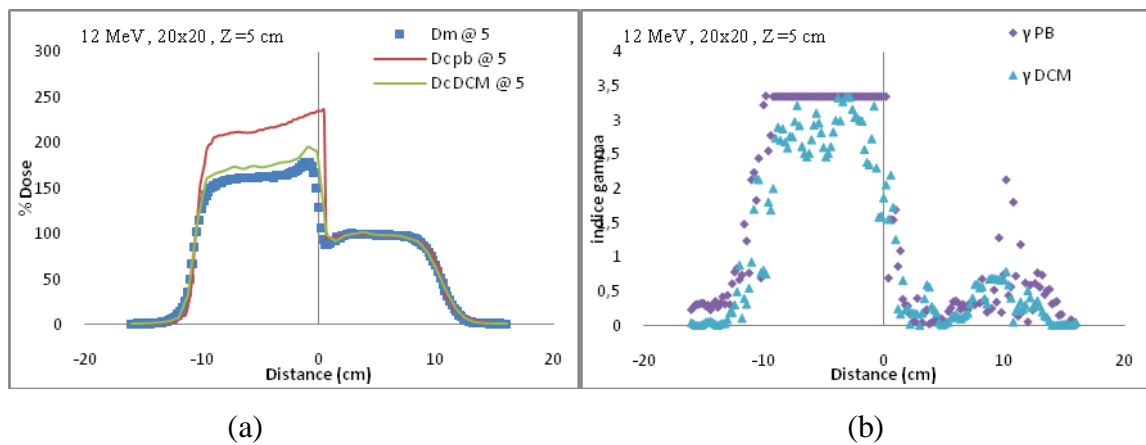


Figure 7.29 : **(a)**- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées pour le test de la surface irrégulière, pour un champ 20x20 cm² avec l'énergie 12 MeV. **(b)**- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour l'énergie 12 MeV.

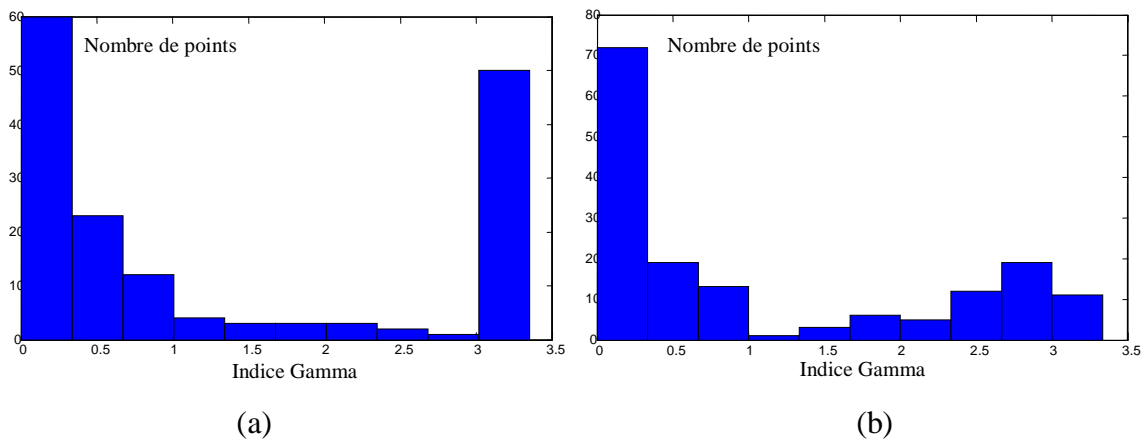


Figure 7.30 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 12 MeV à 5 cm de profondeur : **(a)**-Algorithme Pencil Beam. **(b)**- Algorithme VMC++.

Tableau 7.5 : Pourcentage des points de l'indice gamma en fonction de la tolérance dosimétrique.

Configuration	Pencil Beam	VMC++
12 MeV, 20x20 cm ² , z=3.5 cm	88%	94%
12 MeV, 20x20 cm ² , z=5 cm	59%	65%

Pour le test de la surface en marche d'escalier (stepped surface). Le milieu le plus dense (l'eau) tend à diffuser plus d'électrons que le milieu le moins dense (air). De cette diffusion, résulte une rupture de l'équilibre électronique qui produit des points chauds du côté de la surface la moins dense, et inversement des points froids du côté de la surface la plus dense. Nous constatons que l'algorithme Pencil Beam et l'algorithme VMC++ à une profondeur de 3.5 cm arrivent à prédire correctement la forme du profil de dose avec des écarts dans l'estimation du point chaud plus importants pour l'algorithme Pencil Beam (7%). A la profondeur de 5 cm, l'algorithme Pencil Beam surestime la dose de façon plus prononcée que l'algorithme VMC++, les écarts du point chaud pour l'algorithme Pencil Beam sont de l'ordre de 50% contre 9% pour l'algorithme VMC++. Les écarts observés pour l'algorithme VMC++ sont causés par la grande taille des voxels de simulation. Cet effet est plus aigu surtout dans le cas des forts gradients de dose. L'utilisation de paramètres de diffusion coulombienne constants dans l'algorithme Pencil Beam explique la surestimation du côté du milieu le moins dense (air). Les figures de distribution des valeurs de l'indice gamma et les valeurs du tableau 7.5 nous conduisent aussi à la même conclusion.

7.3.3 Test des deux cylindres en Aluminium

Une fois les deux tiges en aluminium modélisées dans le système de planning de traitement, on effectue le calcul des distributions de doses par les deux algorithmes en gardant les mêmes conditions de mesures et de normalisation. Dans le cas de ce test, nous avons choisi les énergies 9,12 et 16 MeV pour les applicateurs 20×20 , 15×15 et 10×10 cm² respectivement.

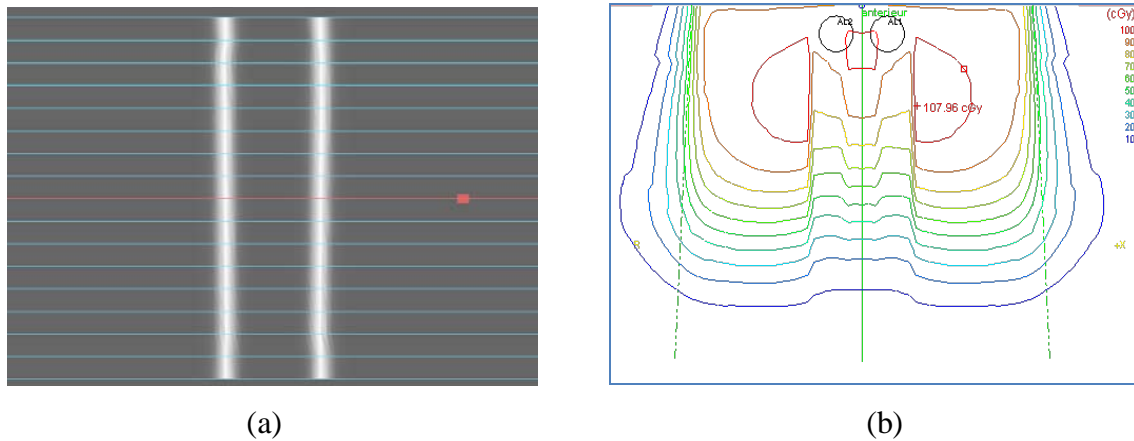


Figure 7.31 : (a)- La modélisation du fantôme vectoriel avec les deux tiges en aluminium.
(b)- Distribution de dose calculée par le modèle Pencil Beam pour l'énergie 16 MeV.

Les figures ci-dessous représentent les comparaisons entre les profils mesurés et calculés par les deux algorithmes de calcul de dose, et les répartitions et distributions des valeurs de l'indice gamma dans différentes configurations de tests.

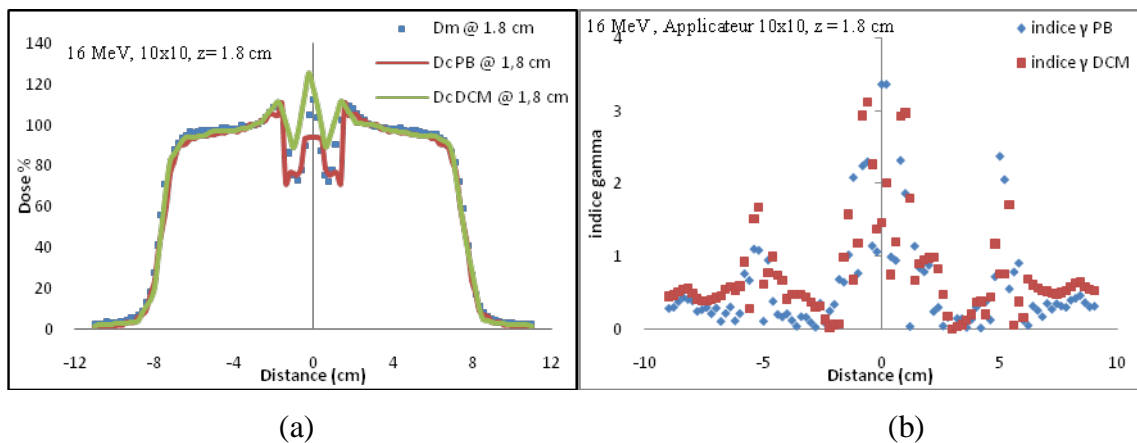


Figure 7.32 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test des deux tiges parallèles en aluminium pour un champ 10×10 cm² avec l'énergie 16 MeV.
(b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.

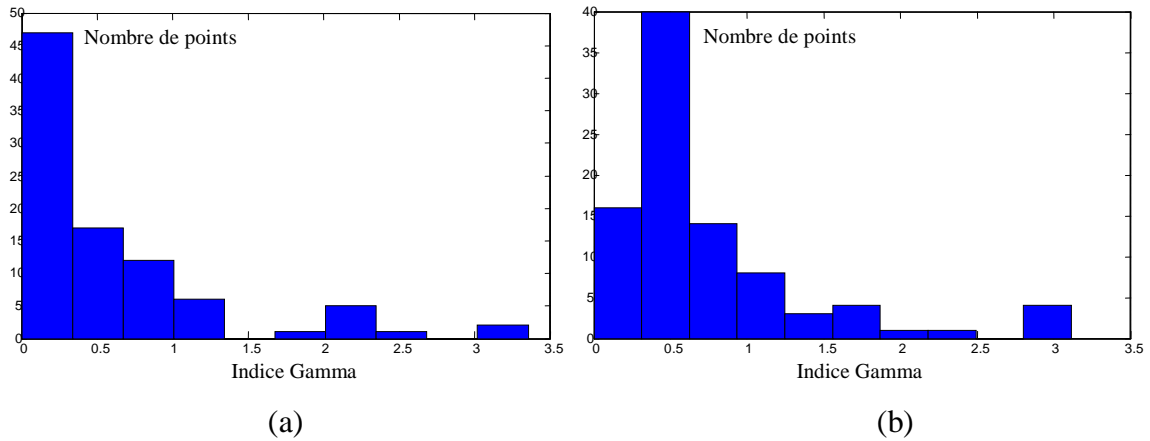


Figure 7.33: Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16 MeV à 1.8 cm de profondeur : (a)- Algorithme Pencil Beam. (b)- Algorithme VMC++.

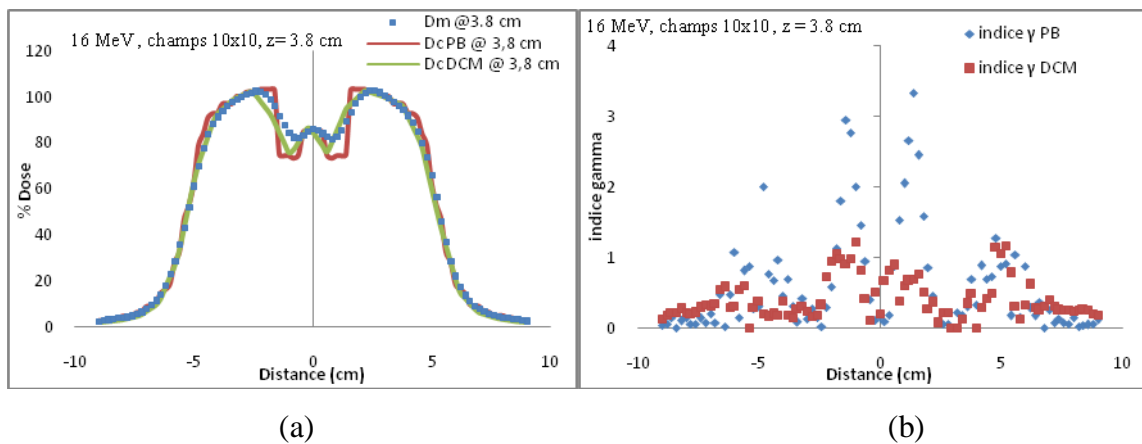


Figure 7.34 : (a)-Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test des deux tiges parallèles en aluminium pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 16 MeV. (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour l'énergie 16 MeV à 3.8 cm de profondeur.

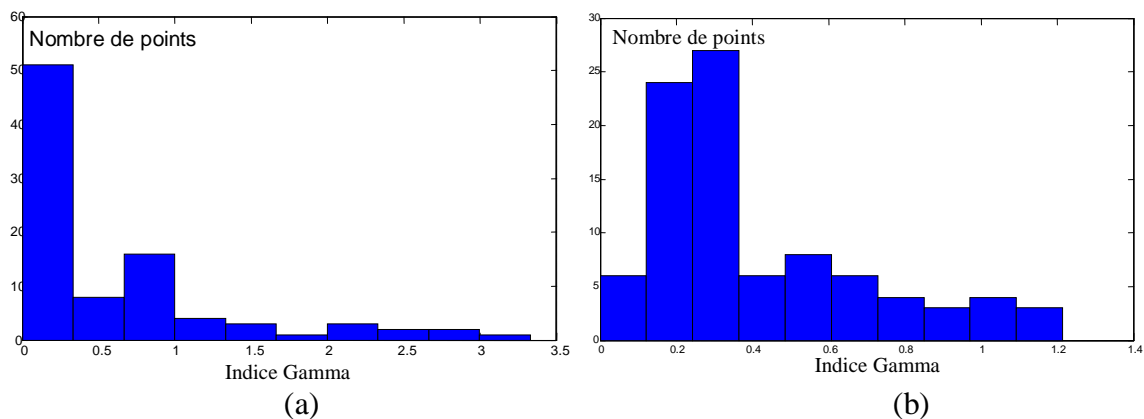


Figure 7.35 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16 MeV à 3.8 cm de profondeur : (a)- Algorithme Pencil Beam. (b)- Algorithme VMC++.

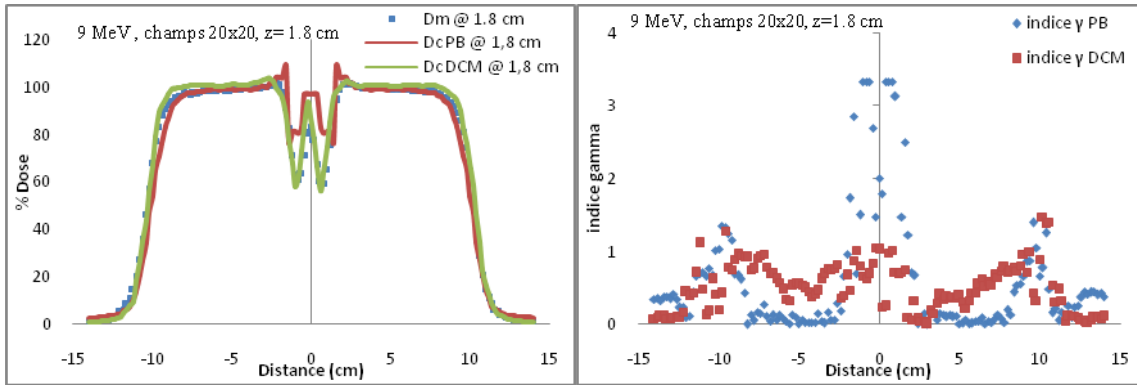


Figure 7.36 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test des deux tiges parallèles pour un champ $20 \times 20 \text{ cm}^2$ à 1.8 cm de profondeur pour l'énergie 9 MeV. (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.

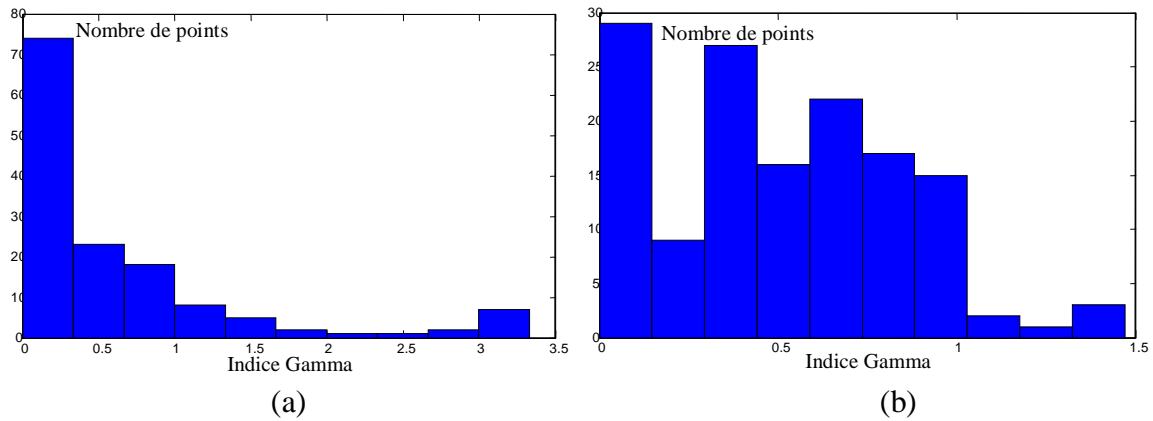


Figure 7.37 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 9 MeV à 1.8 cm de profondeur : (a)- Algorithme Pencil Beam. (b)- Algorithme VMC++.

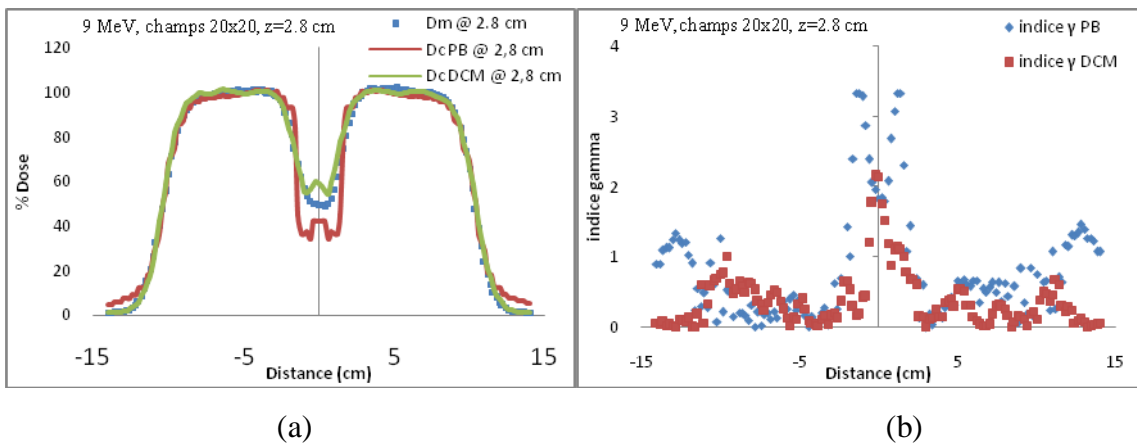


Figure 7.38 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test des deux tiges parallèles pour un champ $20 \times 20 \text{ cm}^2$ à 2.8 cm de profondeur et l'énergie 9 MeV. (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.

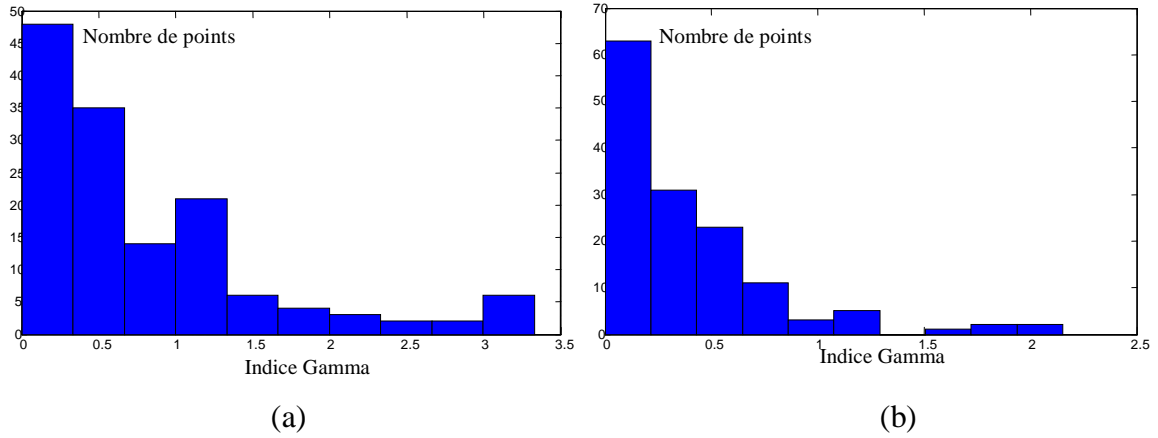


Figure 7.39: Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 9 MeV à 2.8 cm de profondeur : (a)- Algorithme Pencil Beam. (b)-Algorithme VMC++.

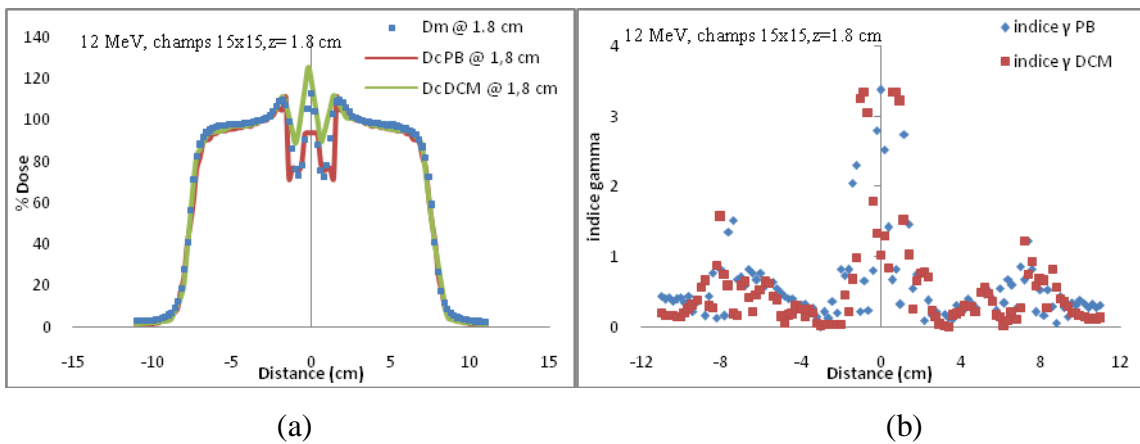


Figure 7.40 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test des deux tiges parallèles en aluminium pour un champ $15 \times 15 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 12 MeV. (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour l'énergie 12 MeV à 1.8 cm de profondeur.

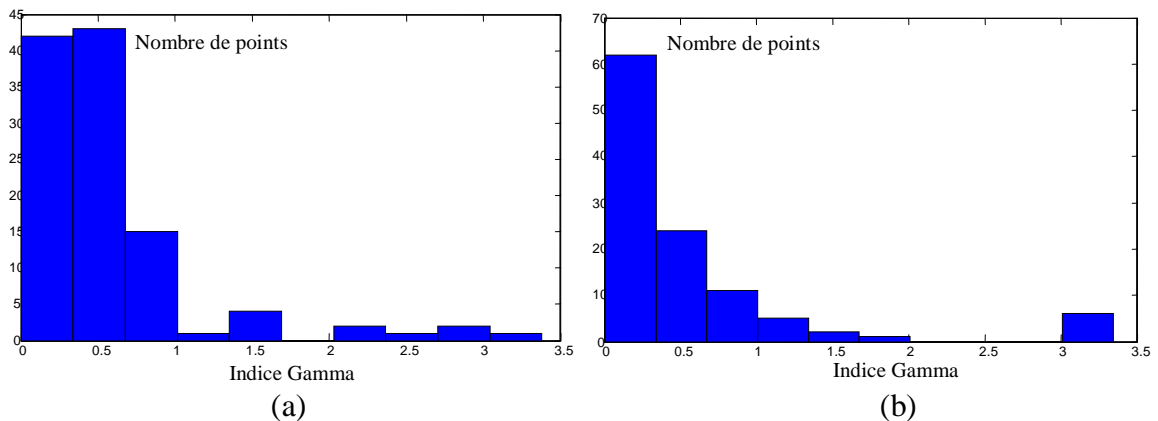


Figure 7.41 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 12 MeV à 1.8 cm de profondeur : (a)- Algorithme Pencil Beam. (b)- Algorithme VMC++.

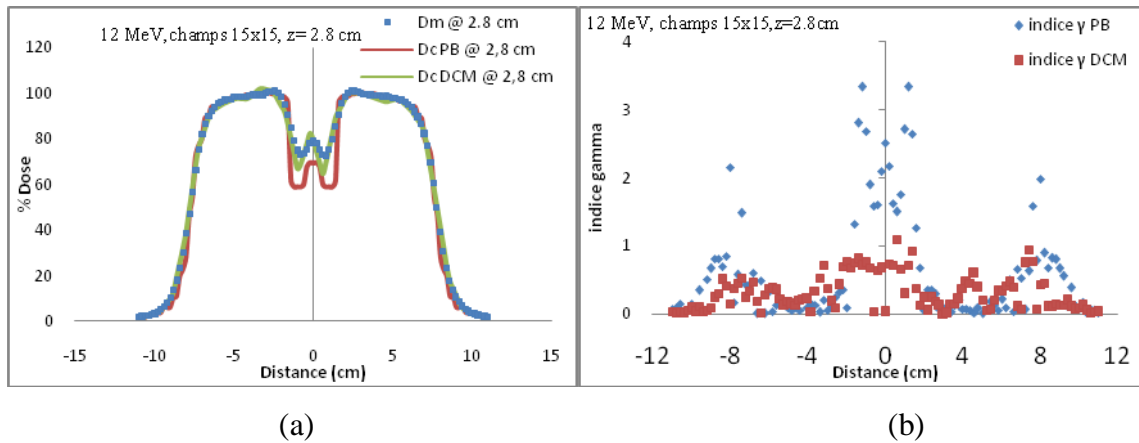


Figure 7.42 : (a) - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test des deux tiges parallèles en aluminium pour un champ $15 \times 15 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 12 MeV. (b) - Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.

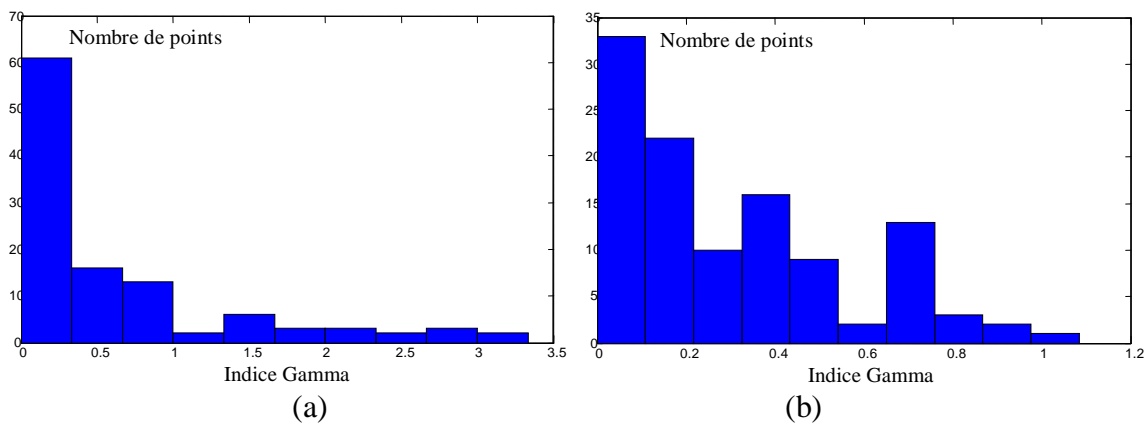


Figure 7.43 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 12 MeV à 2.8 cm de profondeur pour : (a) - Algorithme Pencil Beam. (b) - Algorithme VMC++.

Tableau 7.6 : Pourcentage des points de l'indice gamma en dessous de la valeur de rejet fixée à 1 pour les deux algorithmes de calcul de dose.

Configuration	Pencil Beam	VMC++
9 MeV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $z=1.8 \text{ cm}$	82%	94%
9 MeV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $z=2.8 \text{ cm}$	69%	91%
12 MeV, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $z=1.8 \text{ cm}$	90%	87%
12 MeV, $15 \times 15 \text{ cm}^2$, $z=2.8 \text{ cm}$	81%	99%
16 MeV, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $z=1.8 \text{ cm}$	84%	82%
16 MeV, $20 \times 20 \text{ cm}^2$, $z=3.8 \text{ cm}$	82%	95%

Dans les figures (7.34 - 7.36 - 7.38 - 7.40 - 7.42), nous avons présenté les comparaisons des profils de dose mesurés avec un fantôme automatique et des profils calculés par les algorithmes Pencil Beam et VMC++ pour les faisceaux d'électrons de 9,12 et 16 MeV et à différentes tailles de champ et profondeurs. La présence des deux tiges en aluminium ($\rho = 2.7 \text{ g/cm}^3$) dans un milieu de faible densité (Eau ; $\rho = 1 \text{ g/cm}^3$) va modifier les propriétés de diffusion et de parcours des électrons à travers les deux milieux. On remarque que les deux algorithmes reproduisent avec une précision acceptable les profils de dose pour toutes les énergies avec un écart par rapport à la mesure plus réduit par rapport à l'algorithme VMC++ si on se réfère aux distributions des valeurs de l'indice gamma (voir tableau 7.6). Il y a lieu de constater que la présence des tiges en aluminium qui est un matériau dense représente un test complexe pour les algorithmes de calcul de doses pour les faisceaux d'électrons, surtout pour les algorithmes basés sur la décomposition du faisceau incident en faisceaux élémentaires (Pencil Beam) qui ne prennent dans le cas des hétérogénéités que la densité du milieu sans tenir compte du numéro atomique effectif alors que l'algorithme VMC++ calcule la dose dans le milieu. La même conclusion peut être déduite par rapport aux points chauds et aux points froids estimés par les deux algorithmes, on remarque que l'algorithme Pencil Beam surestime systématiquement la valeur des points chauds de part et d'autre de l'hétérogénéité avec un écart maximal observé pour l'énergie de 9 MeV. Par contre l'algorithme VMC++ surestime la valeur des points chauds entre les deux tiges en aluminium par rapport à la mesure. Il est probable que ce soit le détecteur utilisé pour la mesure qui ne présente pas une résolution assez fine pour ce test.

7.3.4 Test des trois cylindres en Aluminium

Les trois cylindres en aluminium ont été modélisés toujours dans un fantôme vectoriel dans le système de planning de traitement. Nous avons effectué le calcul des distributions de doses par les deux algorithmes en gardant les mêmes conditions de mesures et de normalisation. Dans le cas de ce test, nous avons choisi les énergies 12 et 16 MeV pour l'applicateur 10×10 cm².

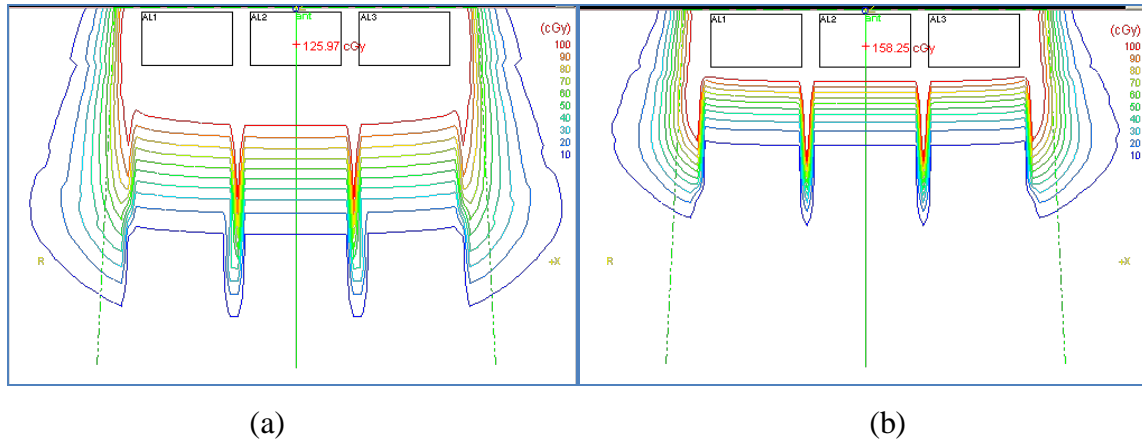


Figure 7.44 : Distribution de dose pour le test des trois cylindres en aluminium pour :
(a) - l'énergie 16 MeV. **(b)** - l'énergie 12 MeV.

Les figures ci-dessous représentent les comparaisons entre les profils mesurés et calculés par les deux algorithmes de calcul de dose et les répartitions et distributions des valeurs de l'indice gamma dans différentes configurations de tests.

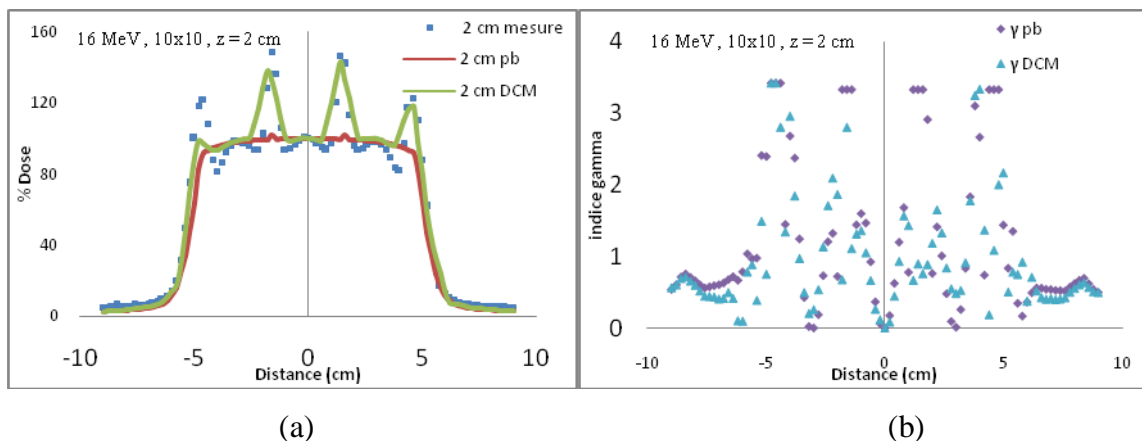


Figure 7.45: (a) - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test des 03 cylindres en aluminium pour un champ 10x10 cm² avec l'énergie 16 MeV.
(b) - Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour le test des 03 cylindres en aluminium pour l'énergie 16 MeV à 2 cm de profondeur.

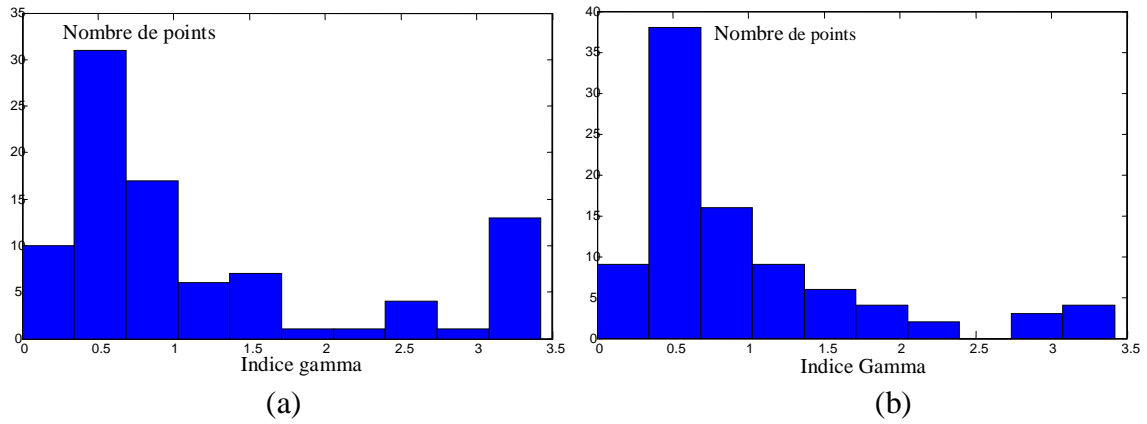


Figure 7.46 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16 MeV à 2 cm de profondeur pour : (a) - Algorithme Pencil Beam. (b) - Algorithme VMC++.

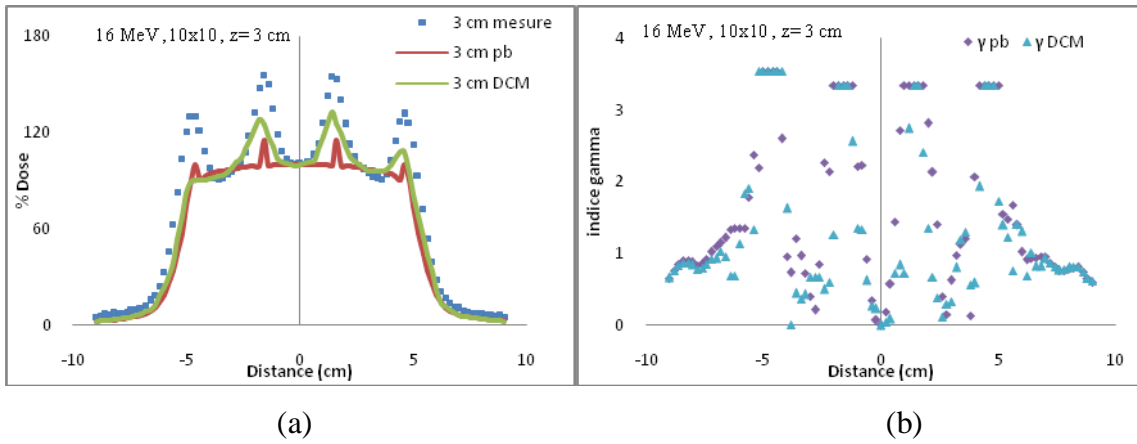


Figure 7.47: (a) - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test des 03 cylindres en aluminium pour un champ 10x10 cm² avec l'énergie 16 MeV. (b)-Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour le test des 03 cylindres en aluminium pour l'énergie 16 MeV à 3 cm de profondeur.

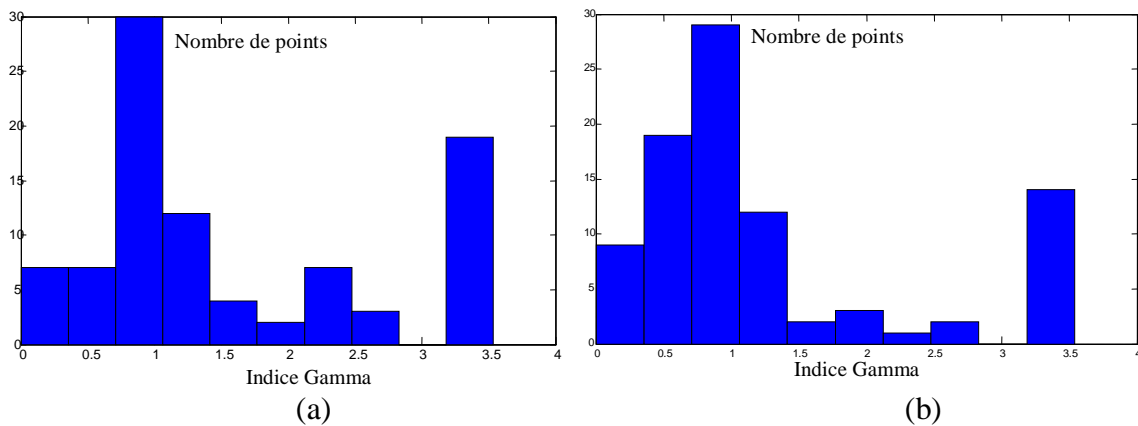
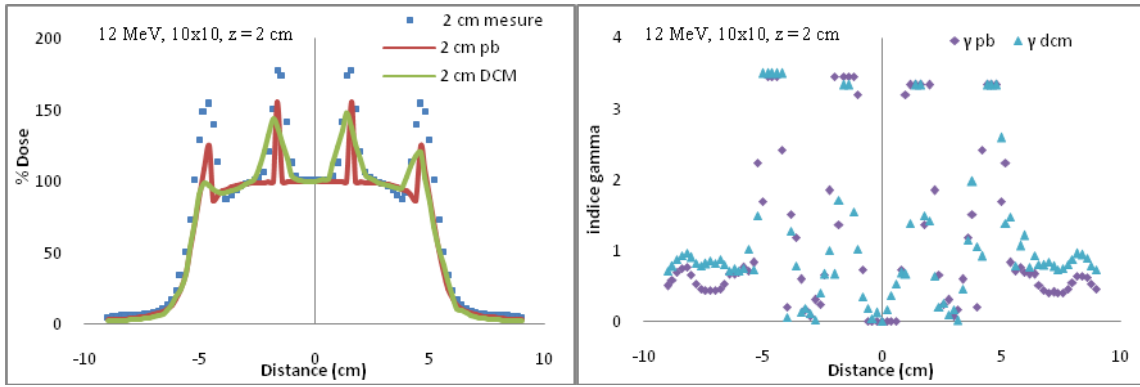


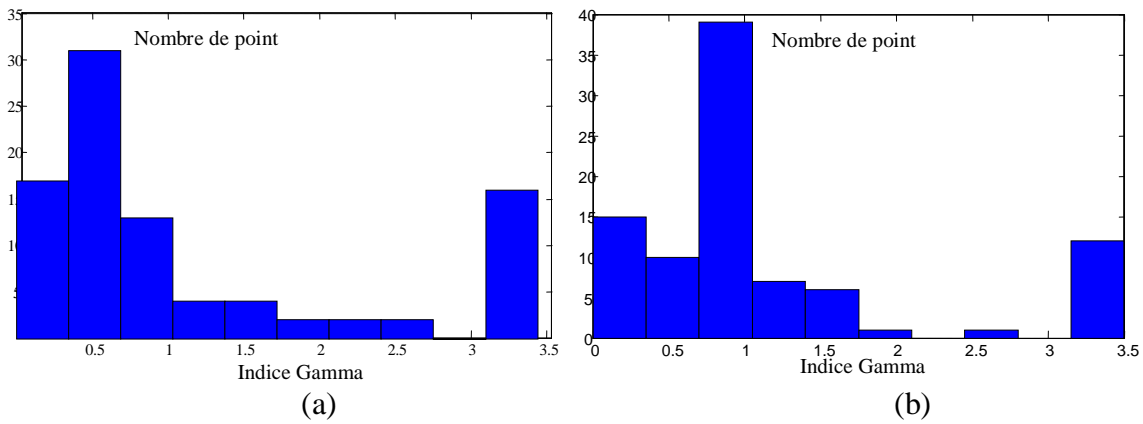
Figure 7.48 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16 MeV à 3 cm de profondeur : (a) - Algorithme Pencil Beam. (b) - Algorithme VMC++.



(a)

(b)

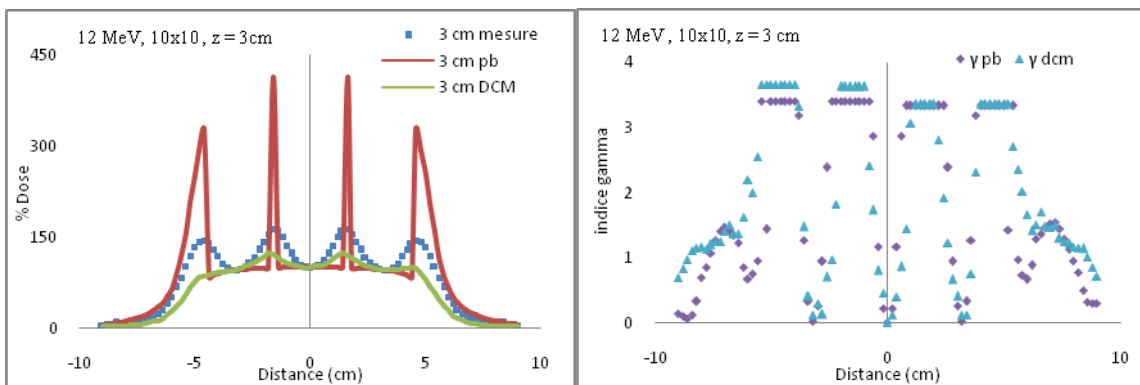
Figure 7.49 : (a)-Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test des 03 cylindres en aluminium pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à 2 cm de profondeur avec l'énergie 12 MeV. (b)-Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.



(a)

(b)

Figure 7.50 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 12 MeV à 2 cm de profondeur : (a)-Algorithme Pencil Beam. (b)- Algorithme VMC++.



(a)

(b)

Figure 7.51 : (a)-Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test des trois cylindres en aluminium pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et l'énergie 12 MeV. (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour le test des trois cylindres en aluminium pour l'énergie 12 MeV à 3 cm de profondeur.

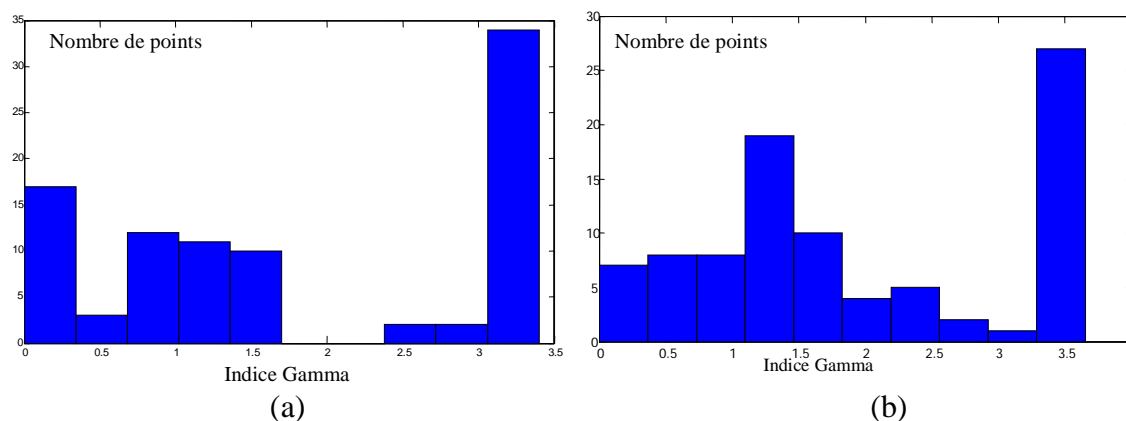


Figure 7.52 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 12 MeV à 3 cm de profondeur : (a)-Algorithme Pencil Beam. (b)-Algorithme VMC++.

Tableau 7.7 : Pourcentage des points de l'indice gamma en dessous de la valeur de rejet fixée à 1 pour les deux algorithmes de calcul de dose.

Configuration	Pencil Beam	VMC++
12 MeV, 10x10 cm ² , z=2 cm	67%	67%
12 MeV, 10x10 cm ² , z=3 cm	35%	24%
16 MeV, 10x10 cm ² , z=2 cm	63%	69%
16 MeV, 10x10 cm ² , z=3 cm	46%	60%

Sur les figures représentant les comparaisons des profils mesurés et calculés par les deux algorithmes, on remarque que qualitativement les deux algorithmes arrivent à reproduire la forme des distributions de doses. Toutefois, la précision avec laquelle l'algorithme VMC++ prédit les points chauds est supérieure à celle de l'algorithme Pencil Beam surtout dans les test à 3 cm comme le montre la figure 7.51, l'algorithme VMC++ prédit les points chauds avec un écart maximal de 34 % à 2 cm de profondeur et un écart maximal de 44% à la profondeur de 3 cm. Pour l'algorithme Pencil Beam, l'écart maximal est de 22% à 2 cm de profondeur et un écart maximal de 251% à la profondeur de 3 cm. Ceci est dû à l'approximation de couches semi-infinies utilisée par l'algorithme Pencil Beam pour la correction d'hétérogénéités qui conduit à une sous estimation du diffusé [NAH85]. De plus, l'algorithme VMC++ simule la dose dans le milieu hétérogène alors que l'algorithme Pencil Beam calcule la dose dans un milieu équivalent eau. Le même comportement est observé pour un faisceau d'électrons de 16 MeV, ces résultats sont confirmés par l'analyse avec l'indice

gamma où majoritairement le nombre de points qui satisfaisant le critère d'acceptabilité est plus élevé pour l'algorithme VMC++ et plus faible pour l'algorithme Pencil Beam.

7.3.5 Test de cavité équivalente à l'os

Le cube parallélépipédique équivalent à l'Os des laboratoires CIRS a été modélisé toujours dans un fantôme vectoriel dans le système de planning de traitement. Des distributions de doses ont été déterminées par les deux algorithmes en gardant les mêmes conditions de mesures et de normalisation. Dans le cas de ce test, nous avons choisi les énergies 9 et 16 MeV pour l'applicateur $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

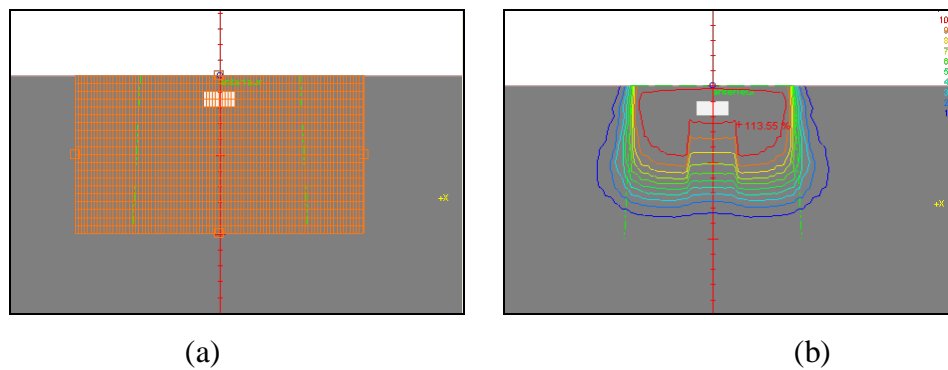


Figure 7.52 : (a)- Modélisation du fantôme vectoriel avec la cavité équivalente Os. (b)- Distribution de dose calculée par le modèle Pencil Beam pour l'énergie 16 MeV.

Les figures ci-dessous représentent les comparaisons entre les profils mesurés et calculés par les deux algorithmes de calcul de dose ainsi que les répartitions et distributions des valeurs de l'indice gamma dans différentes configurations de tests.

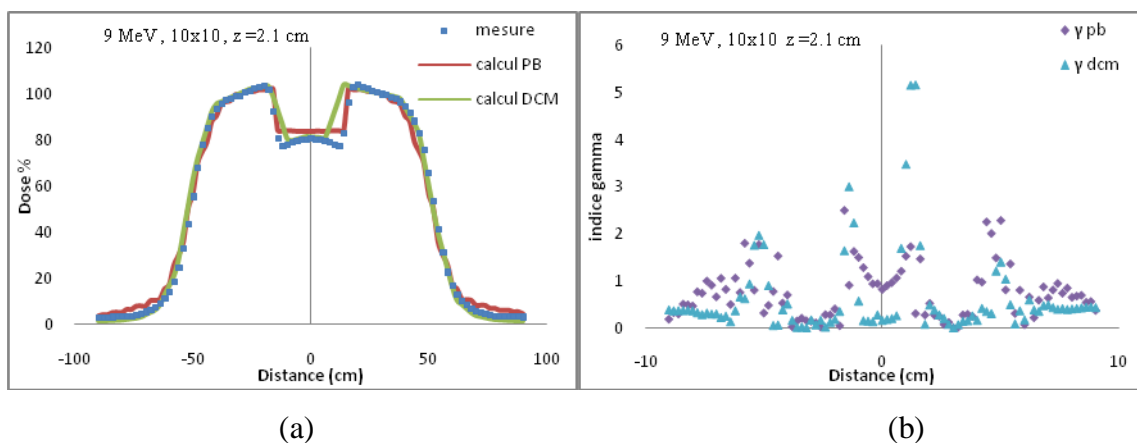


Figure 7.53 : (a)-Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test de la cavité équivalente Os pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 9 MeV à 2.1 cm de profondeur. (b)-Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour le test de la cavité équivalente Os pour l'énergie 9 MeV à 2.1 cm de profondeur.

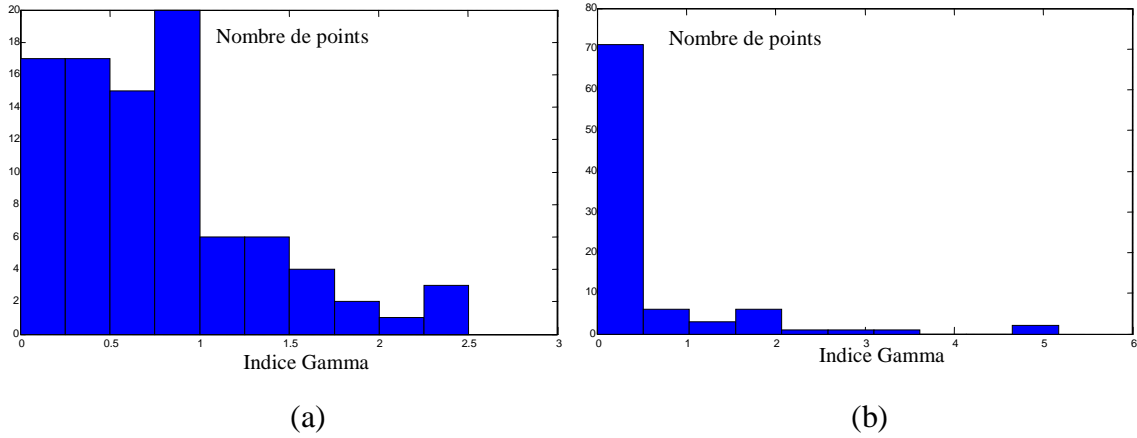


Figure 7.54 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 9 MeV à 2.1 cm de profondeur : **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)** - Algorithme VMC++.

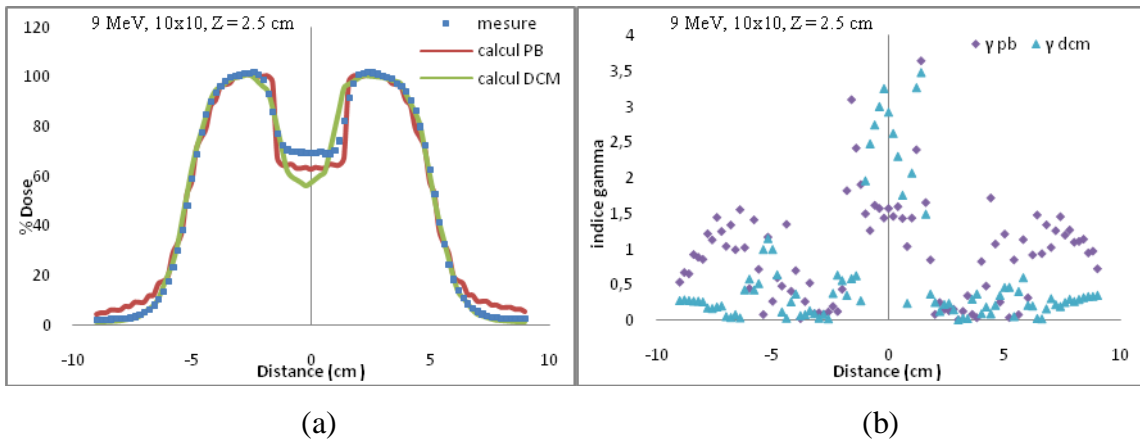


Figure 7.55 : **(a)**- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test de la cavité équivalente Os pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 9 MeV. **(b)**- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour le test de la cavité équivalente Os pour l'énergie 9 MeV à 2.5 cm de profondeur.

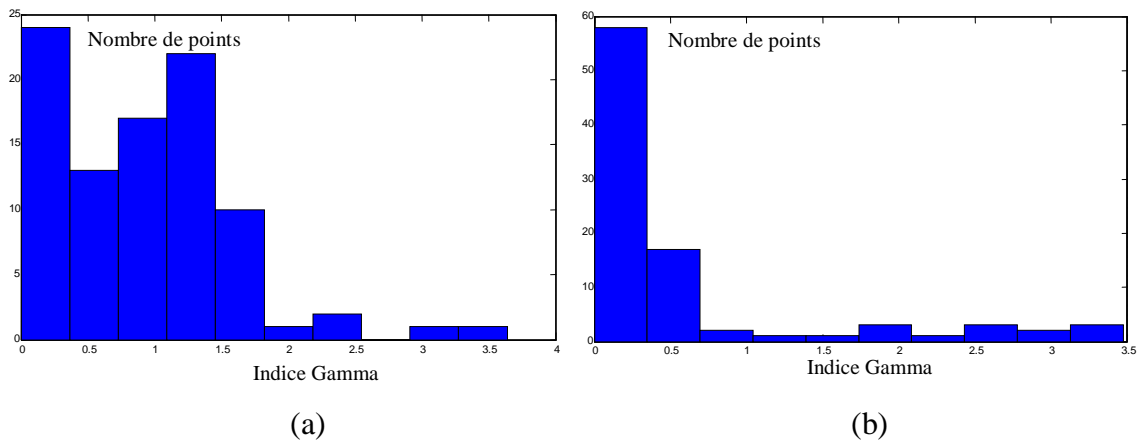


Figure 7.56 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 9 MeV à 2.5 cm de profondeur : **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)**- l'algorithme VMC++.

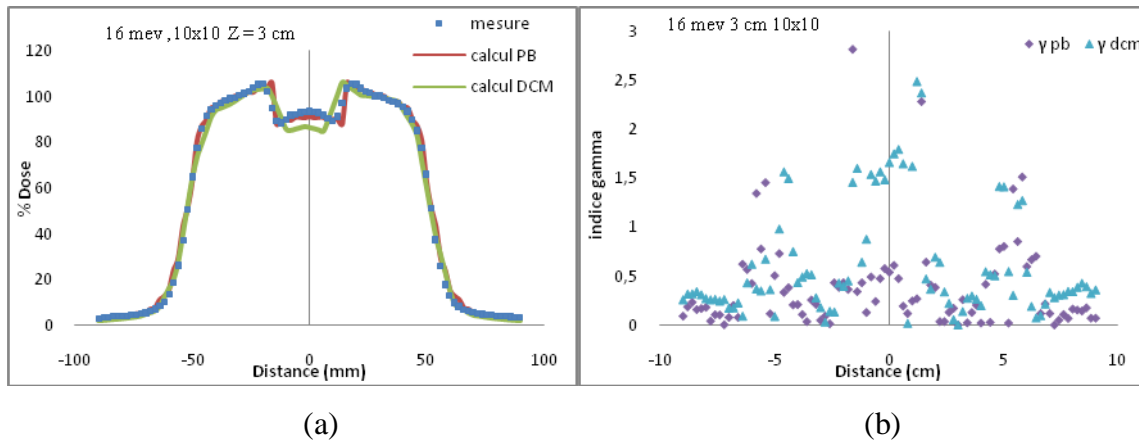


Figure 7.57 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test la cavité équivalente Os pour un champ 10x10 cm² et l'énergie 16 MeV. (b) - Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil pour le test de la cavité équivalente Os pour l'énergie 16 MeV à 3 cm de profondeur.

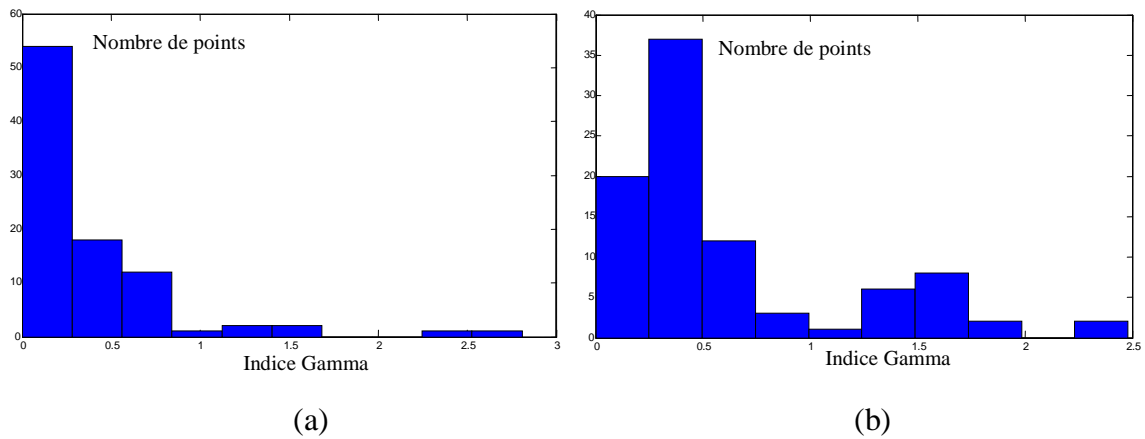


Figure 7.58 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16 MeV à 3 cm de profondeur : (a)- Algorithme Pencil Beam. (b)- Algorithme VMC++.

Tableau 7.8 : Pourcentage des points de l'indice gamma en dessous de la valeur de rejet fixée à 1 pour les deux algorithmes de calcul de dose.

Configuration	Pencil Beam	VMC++
9 MeV, 10x10 cm ² , z=2.1 cm	75%	85%
9 MeV, 10x10 cm ² , z=2.5 cm	53%	85%
16 MeV, 10x10 cm ² , z=3 cm	93%	79%

Les figures 7.53 et 7.55 montrent les distributions de profils de doses en dessous de la cavité d'os pour un faisceau d'électrons de 9 MeV à une profondeur de 2.1 et 2.5 cm. La réduction de dose résultante de l'atténuation supplémentaire induite par la présence de la cavité d'os est mieux prédite par l'algorithme VMC++ que par l'algorithme Pencil Beam. L'algorithme VMC++ arrive à mieux reproduire et de façon plus réaliste la réduction de dose aux extrémités de la cavité d'os résultante de la variation de parcours des électrons dans les deux milieux (Os–Eau). Ces parcours varient selon que ce soit des électrons allant de l'os vers l'eau ou vice versa. Pour les points chauds, l'écart maximal observé pour l'algorithme VMC++ est de 1% à 1.2 cm de profondeur et 1% à la profondeur de 2.5 cm. Pour l'algorithme Pencil Beam, l'écart maximal est de 4% à 1.2 cm de profondeur et 2% à la profondeur de 2.5 cm. Le même comportement est observé pour un faisceau d'électrons de 16 MeV. Les valeurs des points de l'indice gamma qui satisfaisant le critère d'acceptabilité nous permettent de dire que les résultats des deux algorithmes sont proches dans leurs prédictions.

7.3.6 Test de la cavité équivalente Poumon

Le cube parallélépipédique équivalent au poumon a été modélisé toujours dans un fantôme vectoriel dans le système de planning de traitement, nous avons effectué le calcul des distributions de doses par les deux algorithmes en fixant les mêmes conditions de mesures et de normalisation. Dans le cas de ce test, nous avons choisi les énergies 9 et 16 MeV pour l'applicateur 10×10 cm².

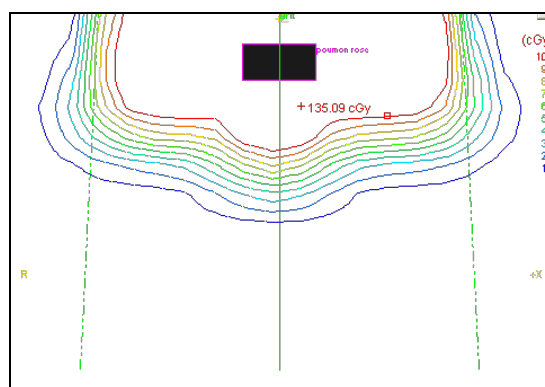
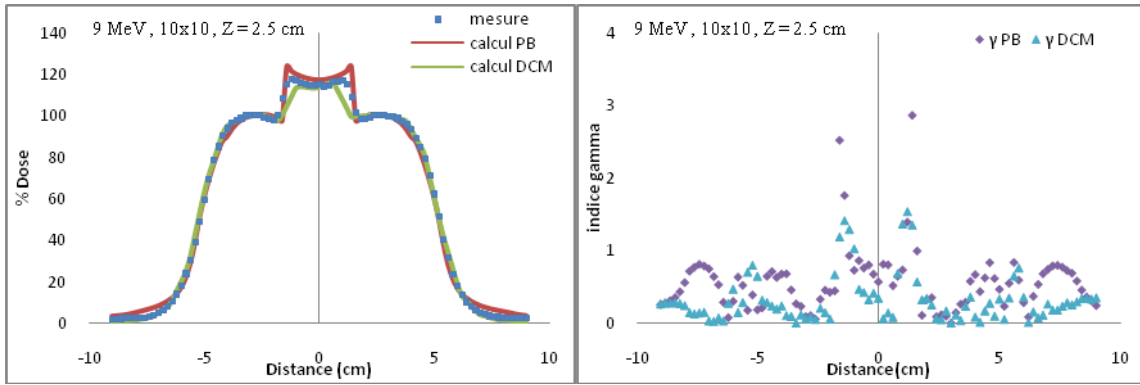


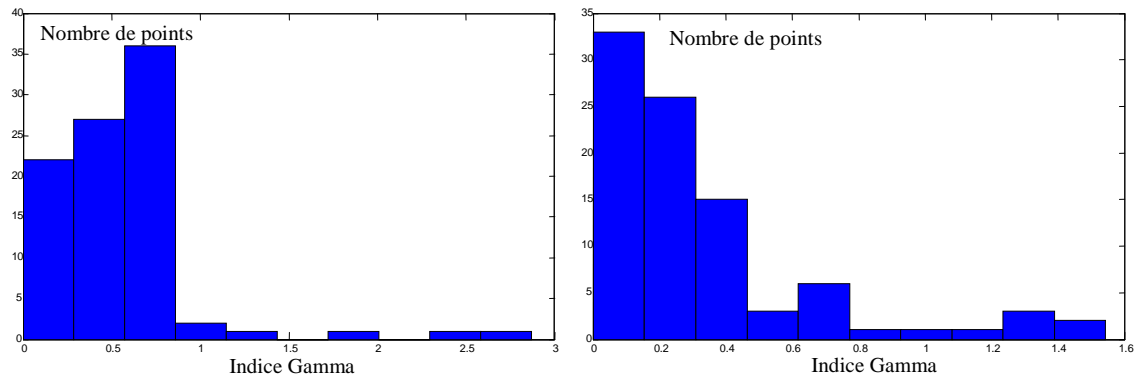
Figure 7.59 : Modélisation du fantôme vectoriel avec le cube équivalent poumon ainsi que la distribution de dose calculée par le modèle Pencil Beam pour l'énergie 9 MeV et une taille de champ de 10×10 cm².



(a)

(b)

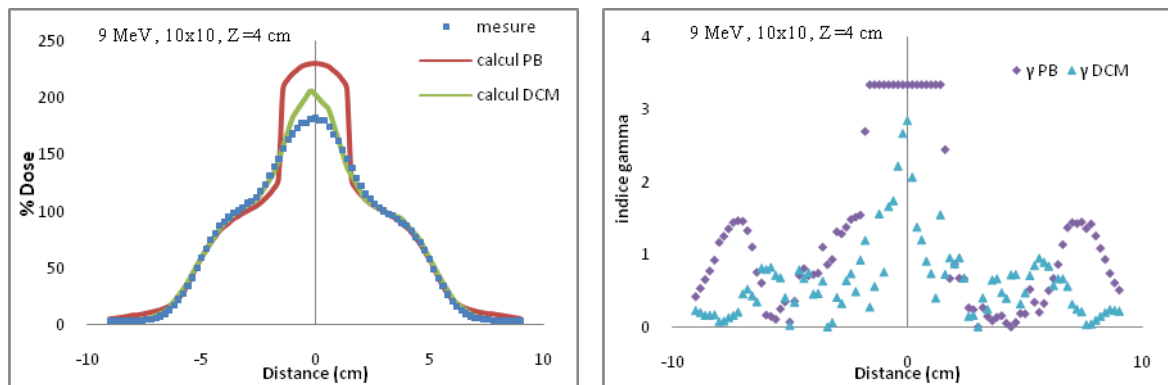
Figure 7.60 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test de la cavité équivalente Poumon pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 9 MeV à 2.5 cm. (b) - Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.



(a)

(b)

Figure 7.62 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 9 MeV à 2.5 cm de profondeur : (a)- Algorithme Pencil Beam. (b)- Algorithme VMC++.



(a)

(b)

Figure 7.63 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test de la cavité équivalente Poumon pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 9 MeV à 4 cm. (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.

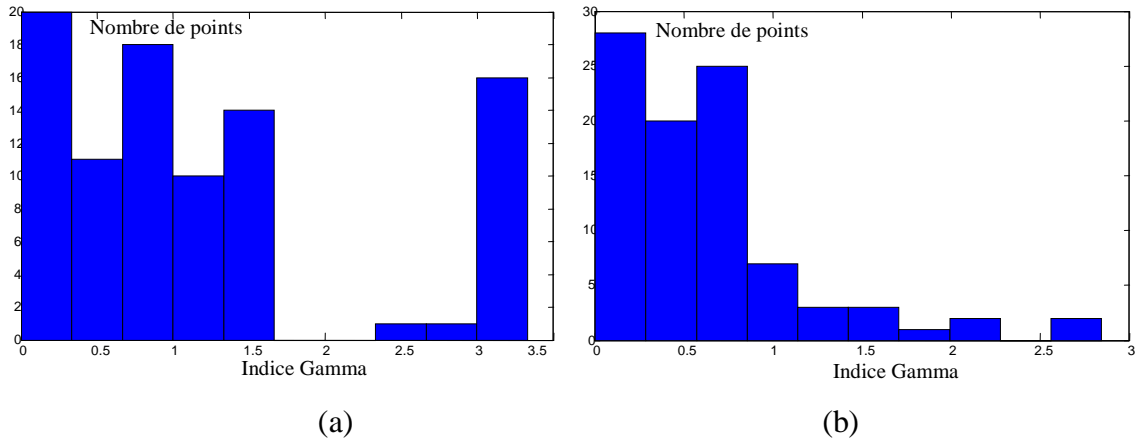


Figure 7.65 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 9 MeV à 4 cm de profondeur : **(a)**- Algorithme Pencil Beam. **(b)**- Algorithme VMC++.

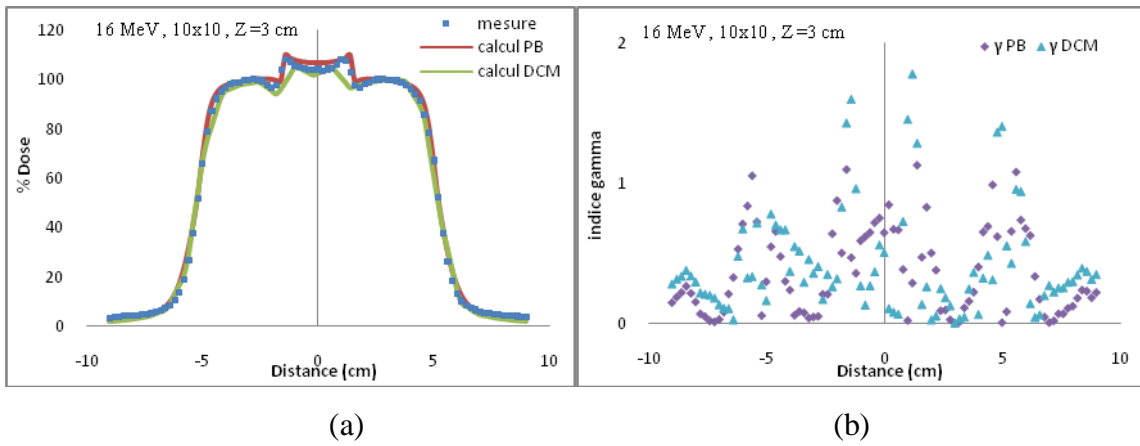


Figure 7.66: **(a)**- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test de la cavité équivalente Poumon pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 16 MeV à 3 cm. **(b)**- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.

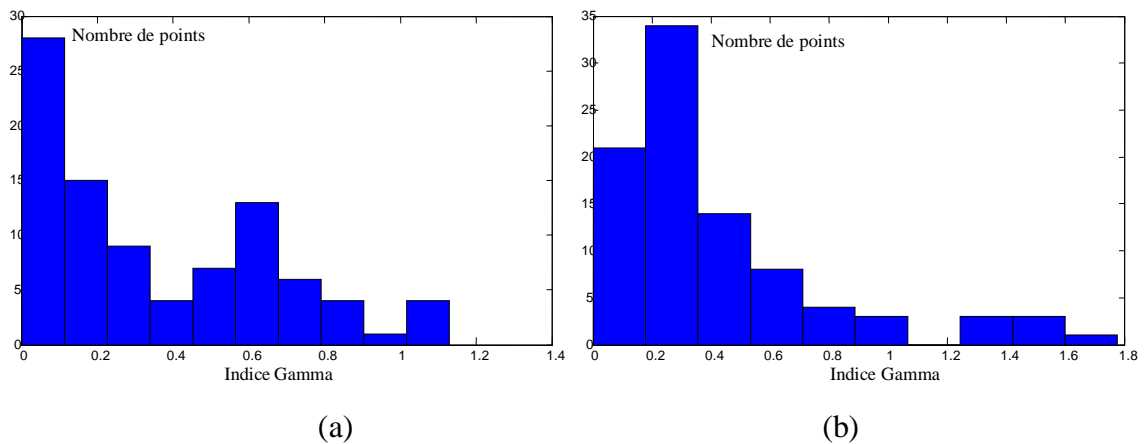
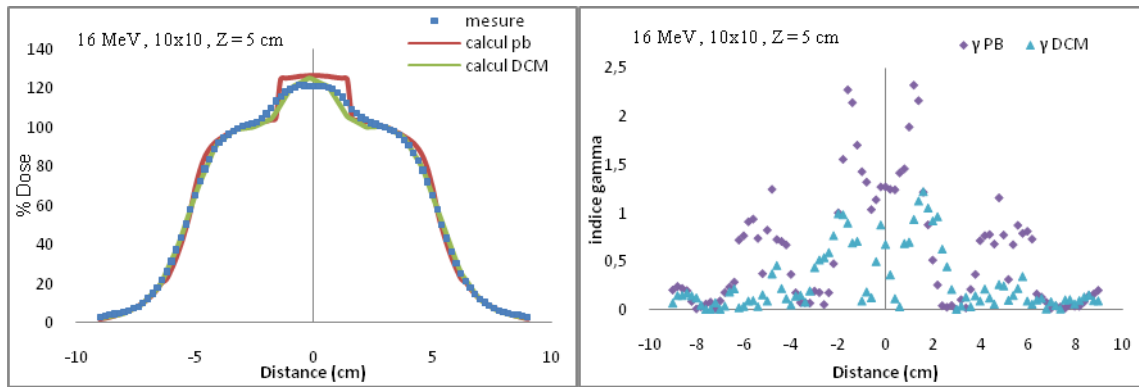


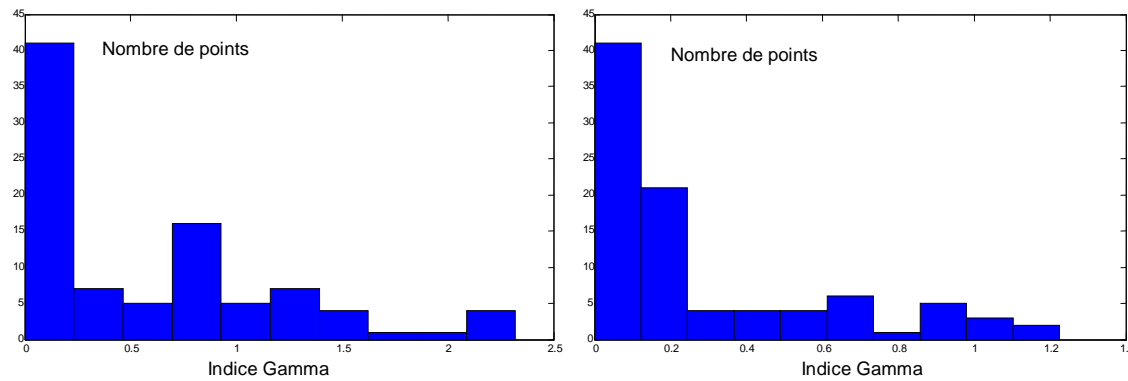
Figure 7.68 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16 MeV à 3 cm de profondeur : **(a)**- Algorithme Pencil Beam. **(b)**- Algorithme VMC++.



(a)

(b)

Figure 7.69 : (a) - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test de la cavité équivalente Poumon pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 16 MeV à une profondeur de 5 cm. (b) - Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.



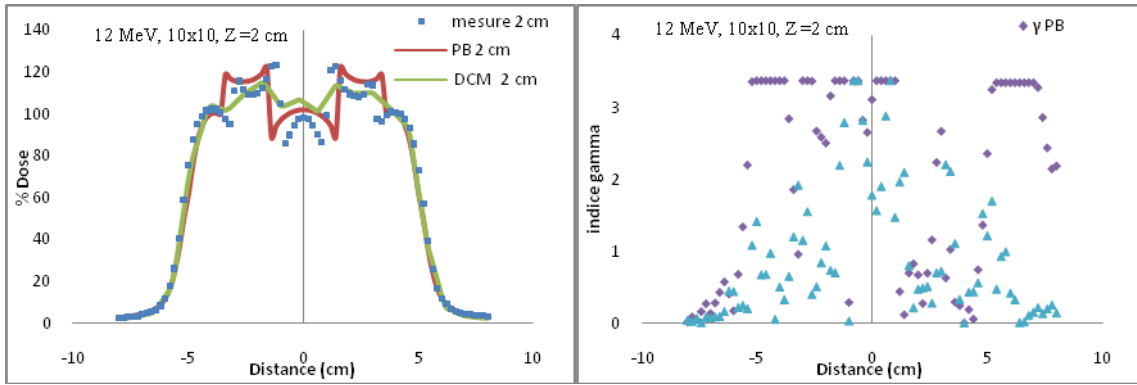
(a)

(b)

Figure 7.70 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16 MeV à 5 cm de profondeur : (a)- Algorithme Pencil Beam. (b)- Algorithme VMC++.

Tableau 7.9 : Pourcentage des points de l'indice gamma en dessous de la valeur de rejet fixée à 1 pour les deux algorithmes de calcul de dose.

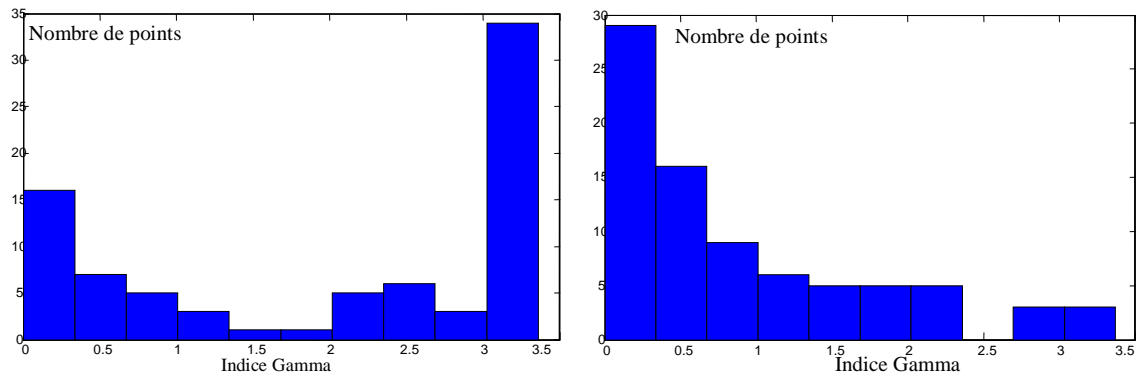
Configuration	Pencil Beam	VMC++
9 MeV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $z=2.5 \text{ cm}$	96%	92%
9 MeV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $z=4 \text{ cm}$	54%	88%
16 MeV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $z=3 \text{ cm}$	96%	92%
16 MeV, $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $z=5 \text{ cm}$	77%	97%



(a)

(b)

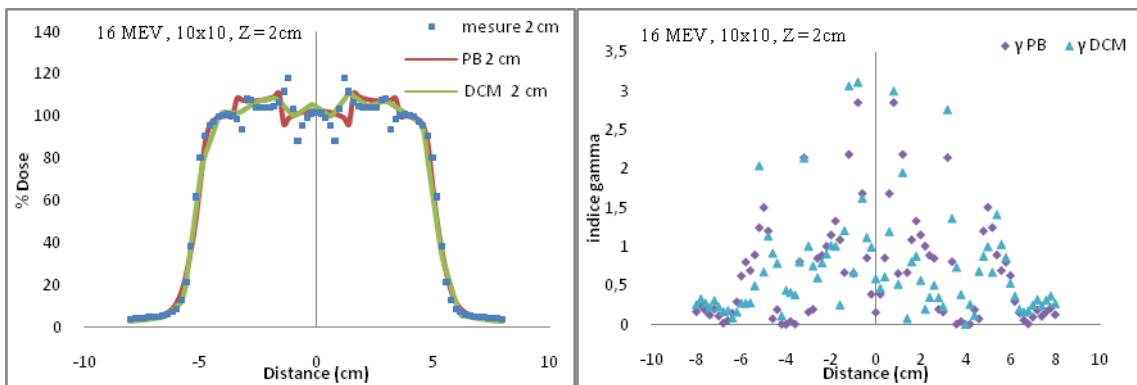
Figure 7.72 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test de la cavité équivalente Os + Poumon pour l'énergie 12 MeV à 2 cm de profondeur. (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.



(a)

(b)

Figure 7.73 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 12 MeV à 2 cm de profondeur : (a)- Algorithme Pencil Beam. (b)- Algorithme VMC++.



(a)

(b)

Figure 7.74: (a) - Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test de la cavité équivalente Os + Poumon pour l'énergie 16 MeV. (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.

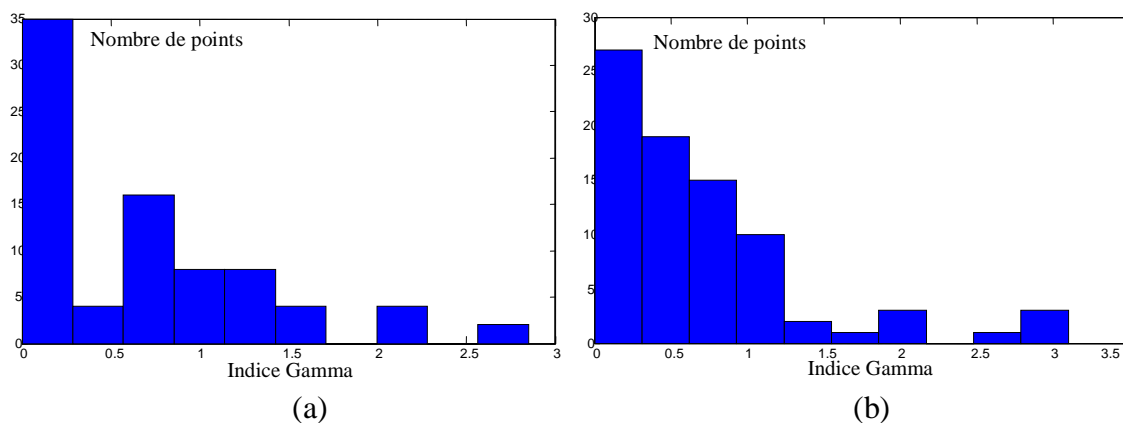


Figure 7.75 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16 MeV à 2 cm de profondeur : (a) - Algorithme Pencil Beam. (b) - Algorithme VMC++.

Tableau 7.10 : Pourcentage des points de l'indice gamma en dessous de la valeur de rejet fixée à 1 pour les deux algorithmes de calcul de dose.

Configuration	Pencil Beam	VMC++
12 MeV, 10x10 cm ² , z=2 cm	35%	67%
16 MeV, 10x10 cm ² , z=2 cm	73%	78%

Ce test représente une combinaison de cavité de différentes densités, on passe d'une cavité moins dense à une cavité plus dense, puis à une cavité moins dense que l'eau respectivement, les effets observés en dessous et aux bords des cavités individuellement (voir tests de la cavité poumon et de la cavité os) se trouvent combinés dans la présente configuration. Nous remarquons que la précision de l'algorithme DCM est meilleure que celle de l'algorithme Pencil Beam pour l'énergie 12 MeV, alors que pour l'énergie 16 MeV les deux algorithmes sont pratiquement équivalents en se référant aux valeurs des indices gamma calculés pour ce test.

7.2.3.7 Test du cylindre d'Air et des quatre cylindres en Aluminium

Les différents cylindres ont été modélisés toujours dans un fantôme vectoriel dans le système de planning de traitement. Le calcul des distributions de doses par les deux algorithmes a été effectué tout en fixant les mêmes conditions de mesures et de normalisation. Dans le cas de ce test, nous avons choisi les énergies 9,12 et 16 MeV pour l'applicateur $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

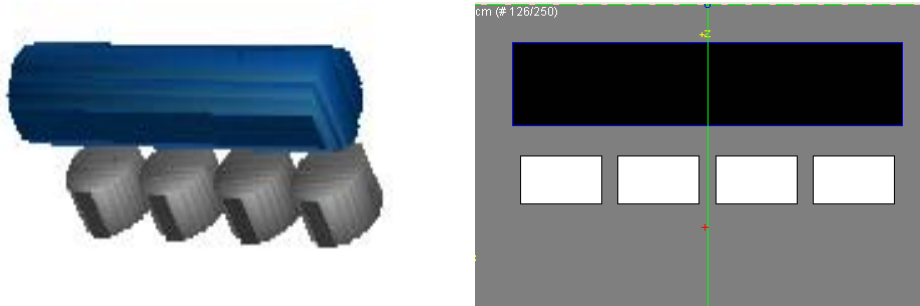
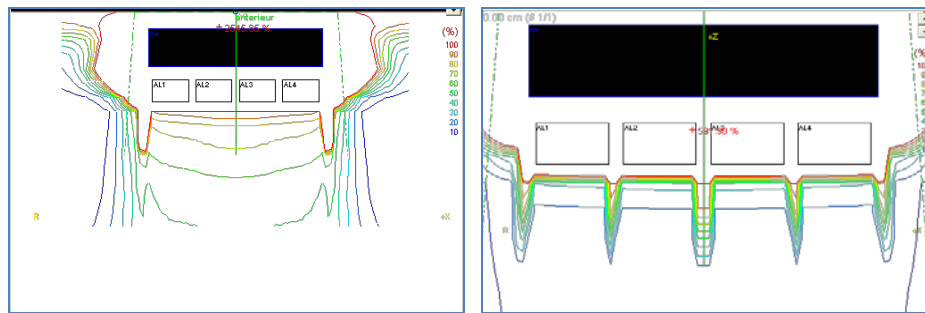


Figure 7.76 : Modélisation des structures cylindriques dans le module Anatomy Modeling.

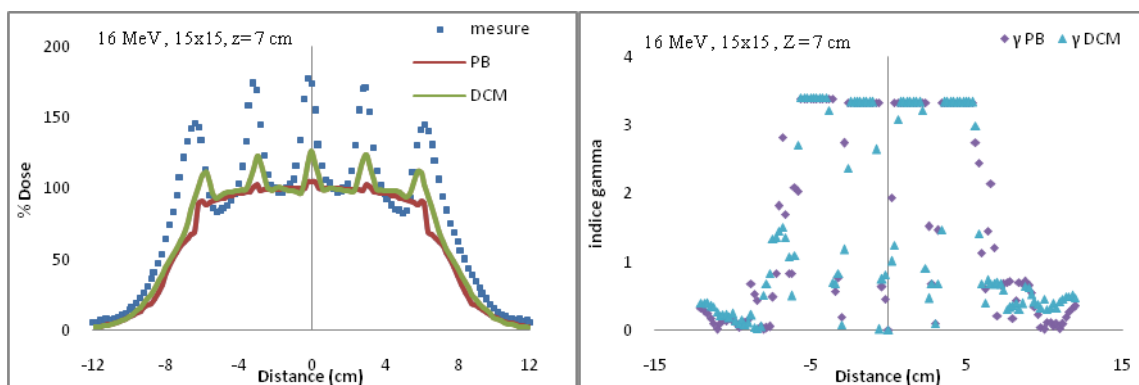


(a)

(b)

Figure 7.77 : Représentations des distributions de dose pour l'énergie 16 MeV à 7 cm de profondeur : (a)- calcul avec une résolution de la matrice densité électronique égale à 128.

(b) - calcul avec une résolution de la matrice densité électronique égale à 256.



(a)

(b)

Figure 7.78 : (a)- Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test de la trachée (cylindre d'air + 4 cylindre d'aluminium) pour un champ $15 \times 15 \text{ cm}^2$ avec l'énergie 16 MeV et à une profondeur de 7 cm. (b)- Comparaison des distributions des valeurs de l'indice gamma le long du profil.

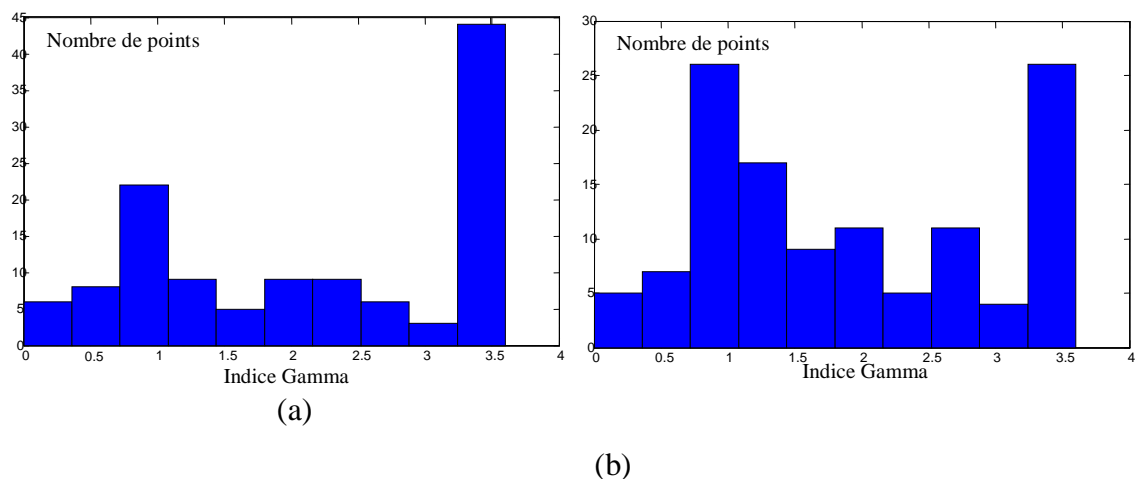


Figure 7.79 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16 MeV à 7 cm de profondeur : **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)** - Algorithme VMC++.

Tableau 7.11 : Pourcentage des points de l'indice gamma en fonction de la tolérance dosimétrique.

Configuration	Pencil Beam	VMC++
16 MeV, 15x15 cm ² , z=7 cm	29%	25%

Dans ce test on constate clairement que l'algorithme Pencil Beam ne reproduit pas la distribution de dose surtout entre les quatre cylindres en aluminium induisant une grande sous estimation des points chauds tandis que l'algorithme VMC++ reproduit d'une certaine façon les pics de dose entre les cylindres atteignant ainsi une moindre sous estimation des points chauds par rapport à l'algorithme Pencil Beam, mais dans les deux cas le résultat n'est pas satisfaisant.

7.3.8 Test du fantôme de la paroi thoracique

Le fantôme, pour simuler le cas de l'irradiation de la paroi thoracique, a été modélisé dans le système de planning de traitement. Le calcul des distributions de doses par les deux algorithmes a été effectué tout en gardant les mêmes conditions de mesures et de normalisation pour l'énergie 16 MeV avec une taille de champ de $14 \times 5 \text{ cm}^2$ et à la profondeur $z_1 = 2.6 \text{ cm}$ et $z_2 = 6.6 \text{ cm}$.

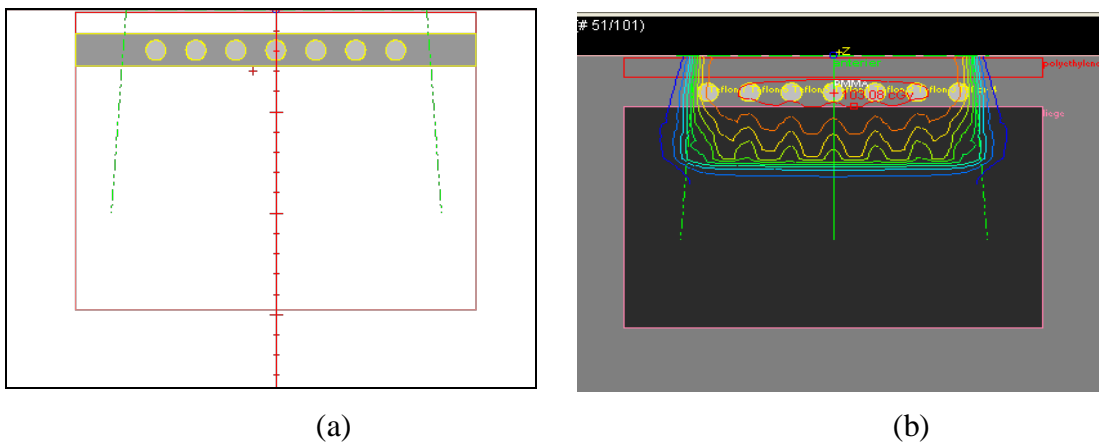


Figure 7.80 : (a) - Modélisation du fantôme vectoriel de la paroi thoracique. (b) - Distribution de dose calculée par le modèle Pencil Beam pour l'énergie 16 MeV et une taille de champ de $14 \times 5 \text{ cm}^2$.

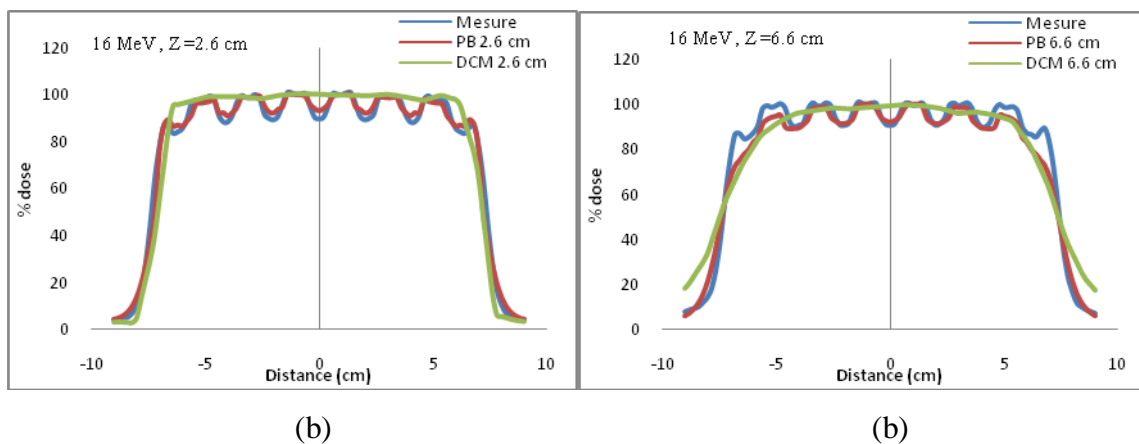


Figure 7.81 : Comparaison des distributions de dose mesurées et calculées dans le test du fantôme représentant la paroi thoracique avec un faisceau de 16 MeV pour un champ $14 \times 5 \text{ cm}^2$. (a)- Doses mesurées et calculées à 2.6 cm de profondeur. (b) - Doses mesurées et calculées à 6.6 cm de profondeur.

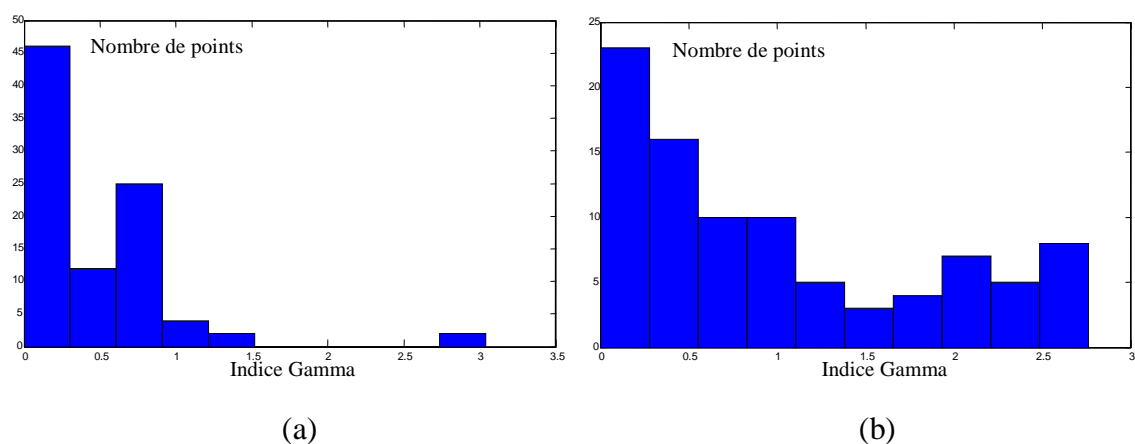


Figure 7.82 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16 MeV à 2.6 cm de profondeur : **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)** - Algorithme VMC++.

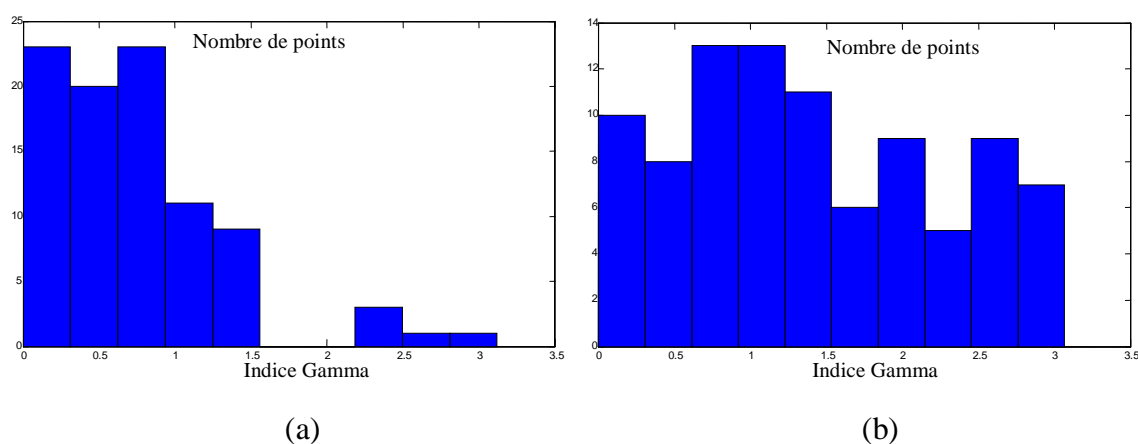


Figure 7.83 : Répartition des valeurs de l'indice gamma pour l'énergie 16 MeV à 6.6 cm de profondeur : **(a)** - Algorithme Pencil Beam. **(b)** - Algorithme VMC++.

Tableau 7.12: Pourcentage des points de l'indice gamma en fonction de la tolérance dosimétrique.

Configuration	Pencil Beam	VMC++
16 MeV, 14x5 cm ² , z=2.6 cm	96	60
16 MeV, 14x5 cm ² , z=6.6 cm	76	36

Dans ce test à géométrie complexe nous avons mis en jeu plusieurs structures à densités différentes, l'algorithme Pencil Beam reproduit la forme de la distribution de dose mesurées mais ce calcul a nécessité le changement de résolution de la matrice de diffusion à sa valeur maximale, pour l'algorithme DCM son implémentation dans le système de planning de traitement THERAPLAN Plus ne permet pas de changement dans la taille des voxels (cubes CT) et encore moins d'augmenter le nombre d'électrons incidents ce qui explique l'allure de la distribution de dose calculée par l'algorithme DCM.

7.4 Test sur le fantôme anthropomorphique

Pour effectuer l'irradiation virtuelle du fantôme Rando, nous avons d'abord effectué une reconstruction de ce fantôme dans le système de planning de traitement et défini les points d'intérêts qui correspondent aux positions des détecteurs thermo-luminescents. Nous avons effectué l'irradiation selon la simulation en délivrant une dose de 1 Gray au point spécifié.

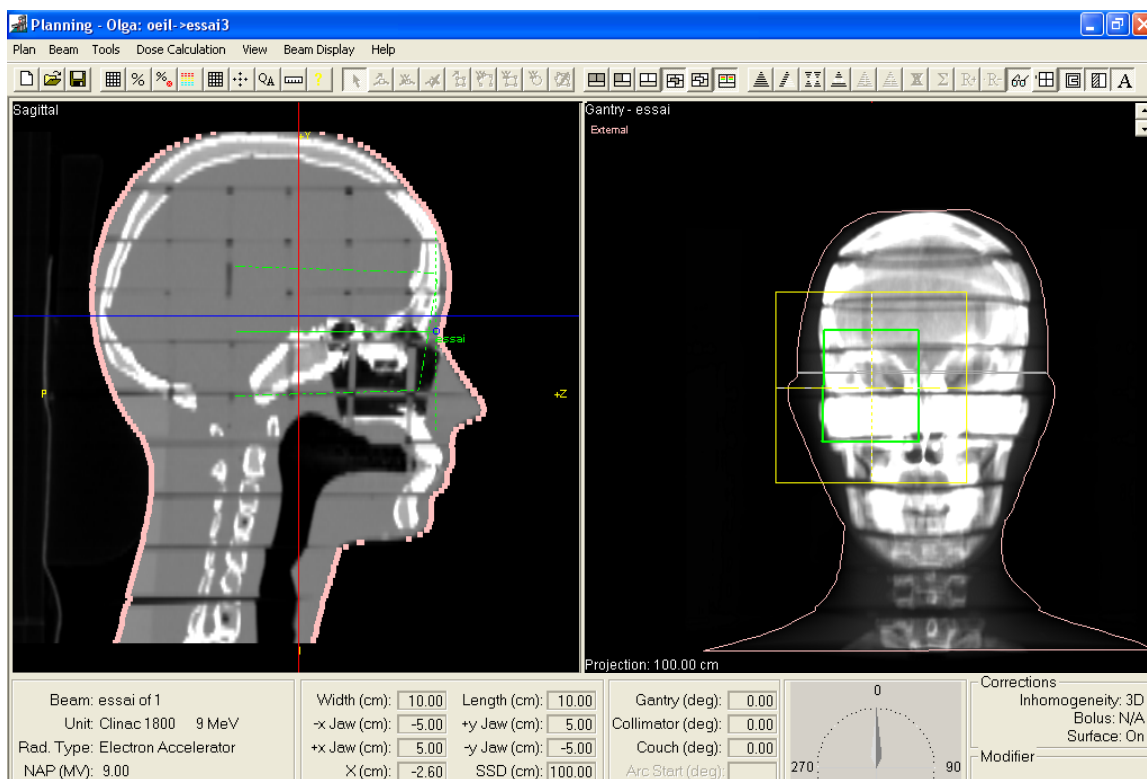
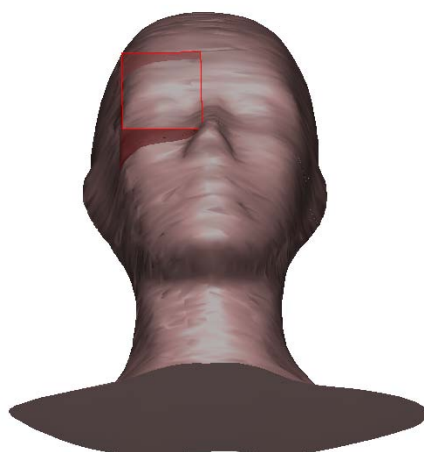


Figure 7.85: En haut la tête du fantôme Rando Alderson reconstituée à partir des coupes scan, en bas le planning de traitement pour ce test.

La figure 7.86 représente les distributions de doses calculées par les deux algorithmes sur les coupes CT contenant les détecteurs thermo-luminescents. Pour l'algorithme Pencil Beam, nous avons choisi une résolution de la matrice de calcul de 2 mm dans les plans x, y et z, et une taille de Pencil Beam égale à 2 mm.

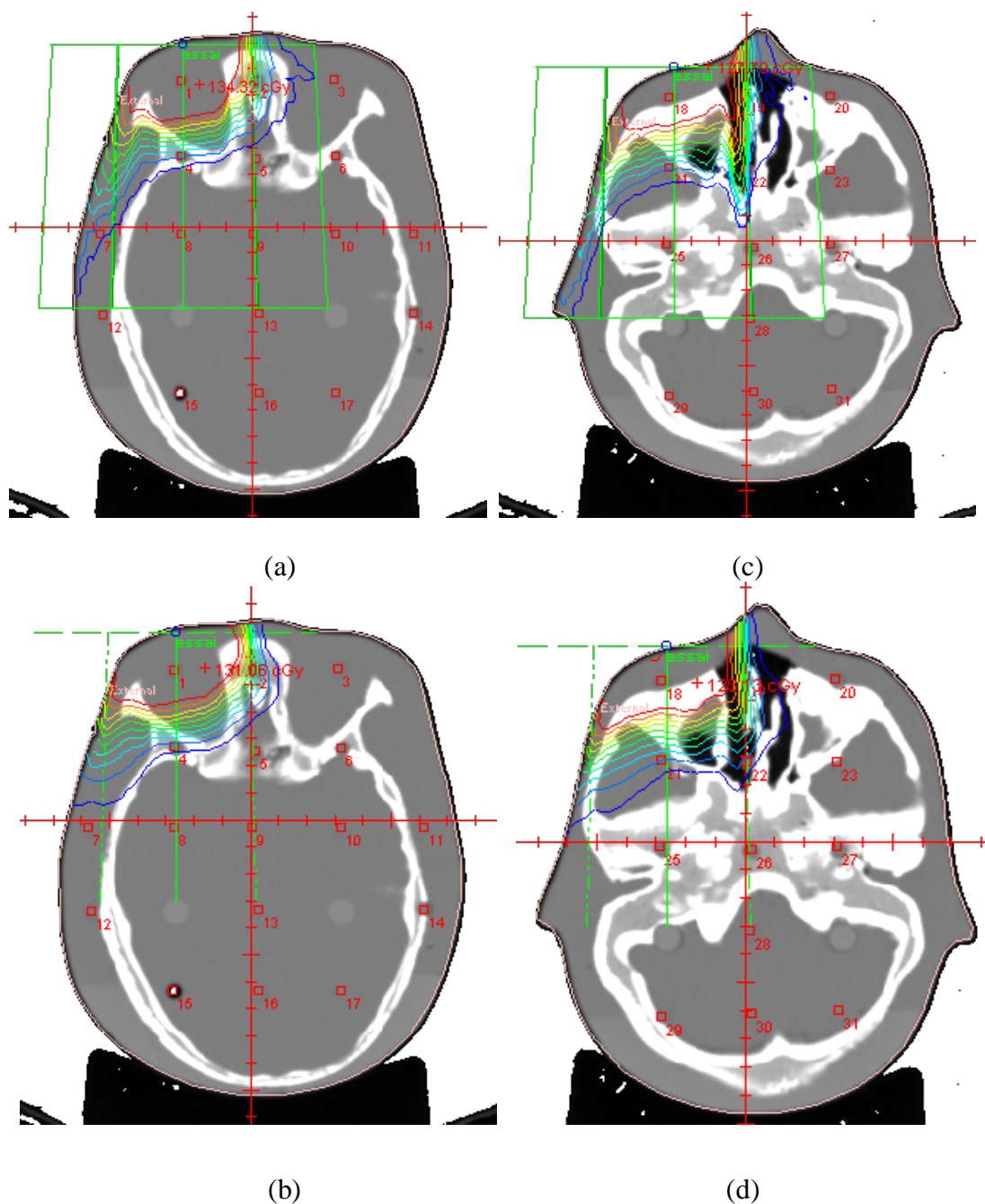


Figure 7.86: Les distributions de doses sur les coupes CT du fantôme anthropomorphe en haut avec l'algorithme Pencil Beam et en bas avec l'algorithme VMC++.

La figure 7.87 représente la comparaison entre les doses calculées et mesurées avec les détecteurs thermo-luminescents sur les deux coupes CT.

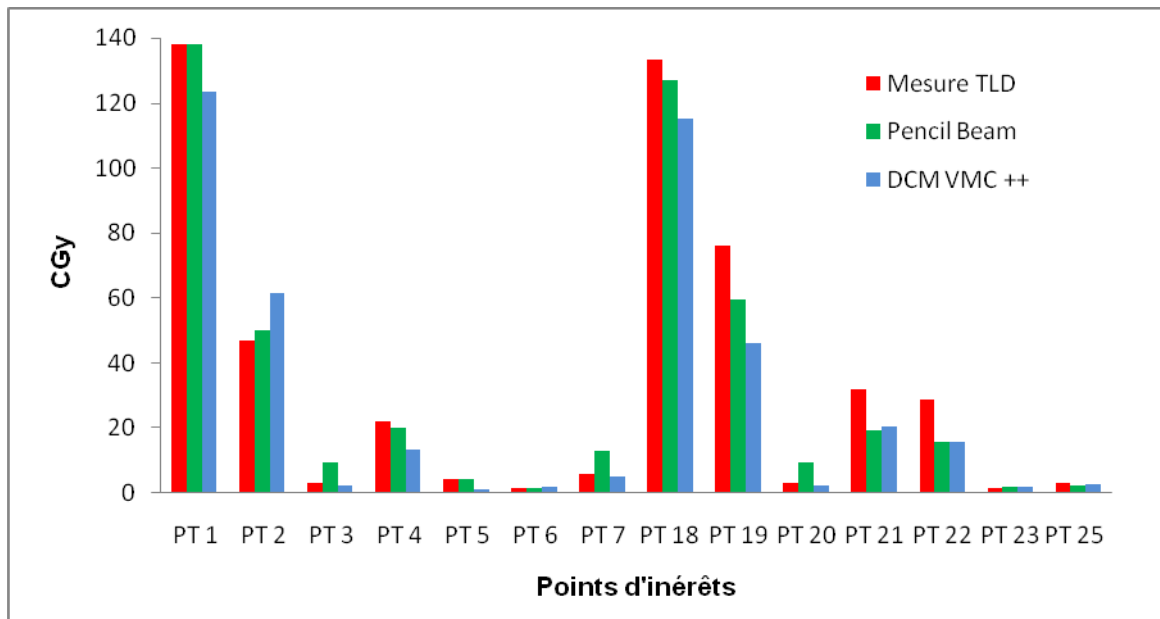


Figure 7.78 : Comparaison des doses mesurées et calculées par les deux algorithmes dans les interstices où sont insérées les TLD.

Dans les situations homogènes ($\rho = 1 \text{ g/cm}^3$), les résultats des deux algorithmes sont proches de la mesure avec une meilleure précision pour l'algorithme Pencil Beam surtout pour les points de calcul proches de la surface irrégulière où pour les raisons cités dans les discussions des tests précédents l'algorithme Pencil Beam a une meilleure précision que l'algorithme VMC++. Cet écart entre la mesure et le calcul de l'algorithme VMC++ peut être expliqué par le faible nombre de particules simulées qui conduit, dans le cas des structures fortement hétérogènes à des erreurs statistiques d'environ 2.5%. De plus, la taille des voxels de simulation peut aussi contribuer à cet écart par une mauvaise superposition (mapping) de la géométrie de simulation par rapport à la géométrie réelle du fantôme d'où la non coïncidence des centres des voxels avec les points de mesure.

Conclusion

Dans la première partie de ce travail qui concerne le comissionning du système de planning de traitement THERAPLAN Plus, un très bon accord a été observé pour les deux algorithmes (Pencil Beam et DCM) entre les données de références mesurées et les valeurs calculées par les deux algorithmes. L'augmentation du nombre de tailles de champ pour le comissionning de l'algorithme Pencil Beam par rapport au nombre de tailles de champ recommandé par le constructeur du système de planning de traitement nous a permis d'atteindre une précision de calcul pour les champs carrés ouverts inférieure à 2% y compris dans la région de build-up pour les courbes de rendement en profondeur, sauf pour les grandes tailles de champ où des écarts entre les valeurs calculées et mesurées supérieurs à 2% ont été observés dans la région de la pénombre. Toutefois ces écarts restent acceptables dans la région de la pénombre qui est une région à fort gradient de dose. Pour ce qui est de l'Algorithme Monte Carlo des valeurs de l'indice gamma supérieures à 1 ont été obtenues pour les profils de dose des basses énergies (6 et 9 MeV) dans les régions hors champs d'irradiation où l'on trouve un faible gradient de dose et une faible dose, ces valeurs de l'indice gamma sont acceptables dans cette région vu le très faible niveau de dose dans ces régions. Pour les courbes de rendement de dose, les valeurs de l'indice gamma des courbes de rendement de dose calculées par l'algorithme Monte Carlo sont inférieures à 1. Par conséquent les unités modélisées aussi bien pour l'algorithme Pencil Beam que pour l'algorithme Monte Carlo remplissent le critère d'acceptabilité initial de l'utilisation des algorithmes de calcul de dose en routine clinique. Pour ce qui est de la deuxième partie de notre travail qui a porté sur une évaluation et une prospection approfondie de la précision et des limitations des deux algorithmes de dose dans des situations complexes s'approchant des cas rencontrés en clinique, nous avons constaté que pour les champs carrés ouverts les deux algorithmes présentent la même précision de calcul qui reste acceptable et les valeurs de l'indice gamma pour ce test restent majoritairement inférieures à 1. Le même comportement des deux algorithmes est observé pour les champs rectangulaires ouverts. Pour le test du champ irrégulier représenté par le champ House les deux algorithmes sont équivalents avec une meilleure précision pour l'algorithme Pencil Beam, ceci est dû à une meilleure modélisation du champ d'irradiation qui est défini par un insert en cerrobend d'une part et par une mauvaise superposition de la matrice de calcul et de la matrice de modélisation dans le module DCM pour l'algorithme Monte Carlo. Pour le test

de la surface irrégulière les deux algorithmes reproduisent très bien les distributions de dose mesurées, le nombre de points satisfaisant le critère de l'indice gamma est légèrement plus élevé pour l'algorithme Monte Carlo mais l'algorithme Pencil Beam calcule mieux les doses des points chauds. Pour le deuxième test de surface irrégulière les deux algorithmes reproduisent très bien les distributions de dose mesurées, le nombre de points satisfaisant le critère de l'indice gamma est plus élevé pour l'algorithme Monte Carlo mais l'algorithme Pencil Beam est moins précis cette fois, dans la prédiction des doses des points chauds par rapport à l'algorithme Monte Carlo. Dans les tests avec des structures hétérogènes les deux algorithmes reproduisent convenablement les distributions de dose mesurées, le nombre de points satisfaisant les critères de l'indice gamma est plus élevé pour l'algorithme Monte Carlo que pour l'algorithme Pencil Beam avec des différences pour l'estimation des points chauds et froids selon les structures mises en jeu. La supériorité de l'algorithme Monte Carlo par rapport à l'algorithme Pencil Beam est due à la meilleure modélisation des phénomènes physiques au niveau des hétérogénéités car l'algorithme Pencil Beam, dans ces cas, est basé sur l'approximation semi-infinie et le fait de calculer la dose dans l'inhomogénéité comme dose dans l'eau, alors que la méthode Monte Carlo considère les dimensions finies de l'inhomogénéité et calcule la dose dans le milieu hétérogène. Le test final avec le fantôme anthropomorphe montre une légère supériorité de l'algorithme Pencil Beam par rapport à l'algorithme Monte Carlo, ceci est principalement dû à une matrice de calcul qui ne correspond pas exactement aux points où sont disposées les pastilles thermo-luminescentes et au nombre d'électrons simulés. Les résultats des calculs avec les deux algorithmes sont proches, mais si dans l'intégration de l'algorithme Monte Carlo dans le système de planning de traitement, il est possible d'augmenter le nombre de particules incidentes et de diminuer la taille des voxels dans les différents fantômes, les résultats seraient encore plus précis. Sur le plan du temps de calcul, l'algorithme Monte Carlo est de loin plus rapide en calcul que l'algorithme Pencil Beam. Pour des configurations avec de grandes tailles de champs, une très grande résolution spatiale et une taille réduite du Pencil Beam, les calculs des distributions de dose peuvent prendre des heures, tandis qu'avec l'algorithme Monte Carlo le temps de calcul dépasse rarement quelques minutes. L'ensemble des configurations tests et des fantômes conçus dans le cadre de ce travail peut être utilisé pour évaluer n'importe quel algorithme de calcul de dose pour les faisceaux d'électrons installé dans un centre de radiothérapie.

Références bibliographiques

[AAP98] : American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. Med. Phys. 25: 1773-1829; 1998.

[AND89]: ANDREO.P, Broad beam approaches to dose computation and their limitations, lecture 8, Uppsala 1989.

[ARC77] : ARCHER B R, Dosimeter placement in the Rondo Phantom. Med Phys 1977, vol (4), 315-318.

[BLO86] : BIOMQUIST M. Karlsson M 1996 Test procedures for verification of an electron pencil beam algorithm implemented for treatment planning Radiotherapy . Oncology. 39 271-86.

[BLO96] : Blomquist M. Karlsson M .Test procedures for verification of an electron Pencil Beam algorithm implemented for treatment planning Radiotherapy. Oncology. 39 271-86.

[BOY01] : Robert A. Boyd, Kenneth R. Hogstrom, John A. Antolak, Almon S. Shiu 2001 A measured data set for evaluating electron-Beam dose algorithms. Med Phys . 28 (6), 950-958.

[CHE96] : Cheng A. Harms W B. Gerber R L. Wong J W and Purdy J A 1996 Systematic verification of a three-dimensional electron Beam dose calculation algorithm Med Phys. 23 685-93.

[CYG86] : Cygler J, Battista J J, Scrimger J W, Mah E and Antolak J 1987 Electron dose distributions in experimental phantoms : comparison with 2D Pencil Beam calculations Phys. Med. Bio. 32 1073-86.

[CYG02] : Cygler J. Daskalov G. Chan G , Ding G X, 2002 Verification of a commercial implémentation of VMC++ for Monte Carlo electron Beam treatment planning Med. Phys. 29 1351.

[CYG03] : J.E Cygler, G.X. Ding , G. M . Daskalov, and G.H.Chan,, 2003 Evaluation of the first comercial Monte Carlo dose calculation engine for electron Beam treatment planning. Med Phys . 31 (1), 142-153.

[DIN99] : Ding G X, Cygler J E, Zhang G G , Yu M K, 1999 Evaluation of a commercial three-dimensional electron Beam treatment planning system Med Phys. 26:2571-80.

[DIN05] : G.X Ding, J.E Cygler, C W. Yu, N I Kalach, G. Daskalov, 2005 A comparaison of electron Beam dose calculation accuracy between treatement planning systems using either a Pencil Beam or Monte Carlo Algorithm. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys, Vol.63. 622-633.

[DUN96] : Dunscombe, P. McGhee, P. Lederer, . 1996, Anthropomorphic phantom measurements for the validation of a treatment planning system. Phys. Med. Biol. 41:399-41.

[FIP99] : Fippel M P. Fast Monte Carlo dose evaluation for photon Beams based on the VMC electron algorithm Med. Phys.26 1466-75.

[HOG81] : K. R Hogstrom, M. D. Mills , and P. R. Almond, 1981, Electron Beam dose calculations. Phys. Med. Biol. 26, 445-459.

[ICR84] : International Commission of Radiation Units and measurements ICRU35, 1984.

[KHA94] : KHAN, F.M. The physics of radiation Therapy, 2nd.Baltimore,MD : Williams and Wilkins ; 1994.

[KLE93]: S C.KLEEVENHAGEN, Physics and dosimetry on therapy electrons Beams, Medical Physics Publishing, Madison , WI(1993).

[LOW98] : Low D,Harms W, Mutic S,Purdy J. 1998, A technique for the quantitative evaluation of dose distributions.Med Phys, 25 656-661.

[NAH85] : NAHUM E Alan , Lecture 9 The M.D.A.H Pencil Beam, The computation of dose distribution in electron beam radiotherapy, UMEA University 1985.

[NCS06] : VANSELAR J et al, Quality assurance of 3-D treatment planning systems for external photons and electrons beams, report 15 of the Netherlands commission on Radiation Dosimetry. 2006.

[SHI92] : Shiu A S, Tung S, Hogstrom K R, Wong J W, Gerber R L, Harms W B, Purdy J A, Ten Haken R K, McShan D.L and Fraass B A. 1992 Verification data for electron Beam dose algorithms Med Phys. 19 623-36.

[SHI92] : Shiu, A, Tung, S, Hogstrom, K, Wong, J, 1992, Verification data for electron Beam dose algorithms. Med. Phys. 19:623-636.

[THE01] : Theraplan plus , Technical reference manual MDS NORDION 2001.

[TOU08] : Toutaoui A, Aïchouche AN, Adjidir K, Chami AC. In-air fluence profiles and water depth dose for uncollimated electron Beams. J Med Phys 2008 ;33:141-6.

[TRS04] : Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatments of cancer, Technical reports series N°430; IAEA 2004, Vienna.

[VAN93] : Van Dyk J, Barnett R. B, Cygler J. E , 1993, Commissioning and quality assurance of treatment planning computers. Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 26:26 1-273.

[VAN93] : VAN DYK.J ,commission and quality assurance of treatment planning computers. Int journal radiation oncology biology physics.vol 26, pp261-273.1993.

[WHI78] : D.R White, 1978 Tissue substitutes in experimental radiation physics. Med Phys (5), 467-479.

[WIE06] : Wieslander,Elionore. Thesis for degree of philosophy. Verification of dose calculation algorithms in treatment planning systems for external radiation therapy, a Monte Carlo approach, Lund University-Sweden, 2006.