

Algérienne Démocratique et Populaire

Ministère de L'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE
HOUARI BOUMEDIENE

FACULTE DE PHYSIQUE
DEPARTEMENT DES RAYONNEMENTS



Mémoire

En vue d'obtention du diplôme de **MAGISTER**

En : **PHYSIQUE**

Discipline : **Physique Médicale**

Présenté par: **SAID DJAROUM**

Utilisation de la méthode Monte Carlo pour la vérification des performances des algorithmes de calcul de dose pour les faisceaux d'électrons utilisés en Radiothérapie

Soutenue le 15/04/2009, devant le jury

Mr. A.KELLOU
Mr. A.TOUTAOUI
Mme. A.FRAHI-AMROUN
Mr. H.MAZROU
Mr. M.MAHIOU

Professeur (USTHB)
Chargé de Recherche (CRNA)
Professeur (USTHB)
Maitre de Recherche (CRNA)
Chargé de Recherche (CPMC)

Président
Directeur de thèse
Examinateur
Examinateur
Examinateur

Remerciements

J'exprime toute ma gratitude à Monsieur le Professeur A.KELLOU, de l'Université des Sciences et Technologie Houari Boumediene, qui me fait l'honneur de présider le jury de ma thèse.

Je tiens à remercier Madame A.FRAHI-AMROUN, Professeur à l'Université des Sciences et Technologie Houari Boumediene d'avoir accepté de juger ce mémoire et de participer au jury. Je suis également reconnaissant à Monsieur H.MAZROU, Maître de recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger d'avoir accepté de juger ce travail. Mes remerciements vont aussi à Monsieur M.Mahiou, Maître assistant au Centre Pierre et Marie Curie d'Alger d'avoir accepté de juger ce mémoire.

Je souhaite remercier Monsieur A.TOUTAOUI, chargé de Recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger et directeur de cette thèse, pour m'avoir accompagné tout au long de cette thèse.

J'exprime également mes sincères remerciements à Monsieur le Directeur Général du Centre de Recherche Nucléaire de Birine Monsieur KERRIS Abdemoumen, ainsi que son secrétaire général Monsieur BENAZZA Abdelhafid, de m'avoir aidé et mis à ma disposition les moyens nécessaires pour accomplir ce travail.

Je remercie Monsieur N.AICHOUCHE, étudiant en physique Médicale, de m'avoir communiqué tous les renseignements concernant le système de planning de traitement Theraplan Plus, ainsi que, de m'avoir aidé dans les calculs de dose par ce système.

Je souhaite également remercier Monsieur M.SEMINE, Directeur de Division de Technologie Nucléaire, du Centre de Recherche Nucléaire de Birine pour le temps qu'il a consacré à la correction de ce manuscrit.

Mes remerciements vont également à tous les étudiants en Physique Médicale pour leur contribution et leur aide dans le domaine de la radiothérapie, pour leur gentillesse, leur sympathie et leur attention à mon égard.

Je remercie également tous mes amis qui m'ont soutenu (et supporté!) tout au long de cette thèse.

*Je dédie ce mémoire
à mon regretté cher frère Madjid,
à mes parents, à ma femme,
à mes filles, à mes frères et à mes sœurs
en témoignage de ma reconnaissance*

SOMMAIRE

Introduction.....	7
--------------------------	----------

Chapitre 1

Généralités

1.1. Bases physiques de la radiothérapie externe.....	10
1.1.1. Classification des rayonnements.....	10
1.1.2. Interaction des photons avec la matière.....	11
1.1.3. Interaction des électrons avec la matière.....	13
1.2. Mode d'utilisation des rayonnements en radiothérapie.....	17
1.3. Les systèmes de planification de traitement en radiothérapie externe.....	17

Chapitre 2

Les méthodes Monte Carlo et leurs utilisations en radiothérapie

2.1. Introduction.....	20
2.2. Historique de la méthode Monte Carlo.....	21
2.3. Principe de la méthode Monte-Carlo.....	21
2.4. La méthode Monte Carlo en radiothérapie externe.....	27
2.4.1. Introduction.....	27
2.4.2. Présentation des codes Monte Carlo employés en radiothérapie externe.....	28
2.4.3. Système de planification de traitement Monte Carlo.....	29

Chapitre 3

Le code système EGSnrc et les codes utilisateurs

BEAMnrc et DOSXYZnrc

3.1. Introduction.....	30
3.2. Description du code système EGSnrc.....	31
3.2.1. Structure.....	31
3.2.2. Choix du code.....	32
3.2.3. Bases physiques du code EGSnrc.....	33
3.2.4. Les paramètres de simulations de EGSnrc.....	35
3.2.5. Générateurs de nombres aléatoires.....	37
3.2.6. Les données matériaux et le code PEGS4.....	38

3.2.7. Les techniques de réduction de variance.....	38
3.2.8. Les calculs parallèles.....	39
3.3. Les programmes utilisateurs BEAMnrc et DOSXYZnrc.....	39
3.3.1. Introduction.....	39
3.3.2. Installation sur PC de code système EGSnrc/BEAMnrc/DOSXYZnrc.....	40
3.3.3. Le code BEAMnrc.....	42
3.3.4. Le code DOSXYZnrc.....	46
3.3.5. Réduction de variance dans BEAMnrc et DOSXYZnrc.....	48

Chapitre 4

‘Commissionning’ du système de planification de traitement ‘Theraplan Plus’

4.1. Introduction.....	53
4.2. Système de planification de traitement Theraplan Plus.....	53
4.3. Génération de l’accélérateur virtuel par simulation Monte Carlo.....	57
4.4. Simulation des distributions de dose.....	61
4.5. Caractérisation des unités de traitement dans le système Theraplan Plus.....	65
4.6. Indice gamma.....	67
4.7. Evaluation de la caractérisation.....	68
4.8. Commissionning du système de planification de traitement Theraplan Plus.....	69

Chapitre 5

Résultats et discussion

5.1. Evaluation de la caractérisation des unités de traitement.....	70
5.1.1. Résultats.....	70
5.1.2. Discussion.....	71
5.2. Commissionning du système de planification de traitement.....	72

Conclusion.....	107
------------------------	------------

Bibliographies.....	110
----------------------------	------------

Résumé :

Depuis une dizaine d'années, les avancées significatives en radiothérapie sont fortement conditionnées par l'utilisation d'outils informatiques permettant de piloter précisément des dispositifs médicaux de plus en plus complexes. Parmi ces outils, les systèmes de planification des traitements. Ils recueillent les données anatomiques du patient, assistent le médecin dans le choix des paramètres géométriques de l'irradiation et réalisent le calcul prévisionnel de la distribution de la dose afin de s'assurer que les objectifs thérapeutiques seront respectés. Compte tenu de ce rôle déterminant, il apparaît essentiel que ces systèmes fassent l'objet d'un contrôle de performances approfondi afin de garantir la qualité et la sécurité des traitements. L'objectif de ce contrôle est de vérifier la justesse des calculs de doses réalisées par ces systèmes et de connaître les limites de leur utilisation. Ce travail propose de réaliser la vérification des performances de l'algorithme dosimétrique du système Theraplan Plus du service de radiothérapie externe du Centre Pierre et Marie Curie d'Alger au moyen de simulations Monte-Carlo réalisées avec le code EGSnrc. Ces simulations peuvent se substituer avantageusement au processus habituel qui consiste à comparer les distributions de dose calculées par ce système avec des mesures dosimétriques. En effet, elles permettent d'envisager le contrôle qualité de ce système sans monopoliser les appareils de traitement et elles offrent dans de nombreuses configurations de test, et une précision supérieure aux mesures compte tenu du matériel dosimétrique dont peut disposer un centre de radiothérapie. L'approche proposée pour effectuer cette vérification est d'utiliser un accélérateur virtuel, semblable à celui utilisé dans le service de radiothérapie externe. Cet accélérateur virtuel va constituer l'unité de traitement pour trois énergies des électrons incidents 6, 9 et 12MeV. Cette unité sera caractérisée dans le système Theraplan Plus en utilisant les données de référence obtenues par Monte Carlo. Les vérifications sont effectuées sur des objets tests, constitués de divers hétérogénéités insérées dans le fantôme d'eau, en comparant les résultats du système Theraplan Plus et ceux de Monte Carlo. Cette comparaison est effectuée par l'indice gamma. Les résultats obtenus sur l'indice gamma pour les six tests d'évaluation de la caractérisation des unités de traitements 6, 9 et 12MeV, effectués dans un fantôme homogène, répondent très bien aux exigences posées au préalable. Ces exigences sont les précisions des calculs dans les régions d'intérêts, 2mm sur la distance et 3% sur la dose. Les résultats de cet indice pour les différents objets tests utilisés dans la vérification des performances de l'algorithme du système Theraplan Plus, n'ont pas donné satisfaction dans les zones hétérogènes et aux interfaces.

Introduction

La simulation Monte Carlo du transport des particules dans la matière est la méthode la plus précise, disponible dans la détermination de la distribution de la dose et les quantités liées au traitement des patients par les rayonnements ionisants [2, 10, 31, 44, 53]. En raison du temps de calcul qui reste très long, cette technique est restée longtemps au stade de l'investigation. Mais, après le développement de l'informatique et celui des ordinateurs, cette méthode est devenue un outil indispensable dans les calculs physiques en radiothérapie externe.

Sachant que la plus part des systèmes courants de calcul de la dose utilisent les méthodes empiriques ou semi analytiques avec des précisions de 10 à 20% [34] dans les zones d'inhomogénéités, la méthode Monte Carlo peut aller jusqu'à moins de 3% [2, 3, 5, 14, 37] dans les situations les plus défavorables et représente une alternative de choix pour le calcul de dose en radiothérapie. Les méthodes Monte Carlo sont aujourd'hui de plus en plus utilisées dans plusieurs applications de la radiothérapie en raison de la complexité du transport des photons et des électrons dans la matière. Les algorithmes de calcul de dose basés sur cette méthode sont de plus en plus disponibles dans les systèmes de planification de traitement pour les faisceaux d'électrons délivrés par des accélérateurs linéaires [34,46]. L'implémentation de cette méthode dans ces systèmes a un grand impact grâce à son potentiel de calcul précis de la dose, spécialement dans des situations qui présentent des hétérogénéités de tissus et des irrégularités de surfaces. Ceci va permettre une utilisation efficace des faisceaux d'électrons en routine clinique.

La vérification et la validation des algorithmes de calcul des systèmes de planification de traitement sont effectuées à l'aide de mesures expérimentales en utilisant des dosimètres appropriés [34]. Ces derniers peuvent engendrer des perturbations qui affectent la précision de la mesure de la dose absorbée. L'incertitude associée à cette dose dépend directement de la précision des facteurs de correction résultant de ces perturbations. De plus, l'acquisition des données dosimétriques pour la caractérisation de l'unité de traitement dans le système de planification de traitement et les données test pour l'évaluation des différentes situations cliniques nécessaires à la validation de l'algorithme, peut s'avérer une tâche très délicate, qui nécessite un temps souvent très long. Ainsi, le recours aux méthodes de Monte Carlo est de plus en plus fréquent dans ce domaine.

L'objectif de ce travail est d'évaluer l'algorithme dosimétrique du système Theraplan plus, du service de radiothérapie du centre Pierre et Marie Curie d'Alger au moyen de simulations

Monte-Carlo réalisées avec le code EGSnrc [23]. Ces simulations peuvent se substituer avantageusement au processus expérimental habituel qui consiste à comparer les distributions de dose calculées par les systèmes de planification de traitement avec des mesures dosimétriques. De plus, les simulations Monte-Carlo peuvent constituer une référence de dosimétrie numérique dont le format facilite les opérations de comparaisons. Ainsi, la simplification de la mise en œuvre du contrôle de ces systèmes, grâce notamment à ces possibilités d'automatisation, devrait permettre aux centres de radiothérapie de disposer d'un contrôle plus complet et plus approfondi.

En introduisant la méthode Monte Carlo dans les procédures de vérification des performances des algorithmes de calcul de dose dans les systèmes de planification de traitement [10, 52], les problèmes associés aux méthodes conventionnelles peuvent être évités. L'approche suivie pour introduire cette méthode dans le processus de vérification est d'implémenter un accélérateur virtuel en tant qu'unité de traitement dans le système de planification de traitement. Toutes les données de cette unité sont générées par la méthode Monte Carlo.

L'objectif de ce travail est donc, l'implémentation d'un accélérateur virtuel basé sur la méthode Monte Carlo pour la vérification des performances de l'algorithme de calcul de dose du système de planification de traitement commercial Theraplan Plus. Cet accélérateur virtuel est élaboré pour produire les données de base de l'unité de traitement dans ce système et les données dosimétriques tests servant à la vérification des performances de cet algorithme.

L'algorithme de base du système Theraplan Plus [13] pour les faisceaux d'électrons est basé sur la décomposition en faisceaux élémentaires (pencil beam). Les distributions de doses de ces faisceaux sont déterminées à partir des données dosimétriques des faisceaux cliniques délivrés par l'accélérateur linéaire médical de l'unité de traitement considérée. L'accélérateur virtuel basé sur la méthode Monte Carlo est constitué des différents composants constituant la tête d'irradiation de l'accélérateur médical réel. Les simulations sont effectuées par le code Monte Carlo EGSnrc/BEAMnrc [23, 38]. L'accélérateur virtuel est simulé pour produire trois faisceaux d'électrons d'énergie 6, 9 et 12MeV, qui représentent les énergies les plus utilisées cliniquement en radiothérapie externe. Les simulations sur fantôme sont effectuées dans une géométrie cartésienne en utilisant le code EGSnrc/DOSXYZnrc [23, 50].

Pour les données de caractérisation de l'unité de traitement, un certain nombre de données dosimétriques sont simulées. Ces données sont : les rendements en profondeur (PDD), les profils de dose pour différentes profondeurs et les facteurs d'output pour différentes tailles

de champs, à une distance source peau de 100cm. Pour les données de vérification, les rendements en profondeur et les profils de doses pour différentes situations cliniques (surface irrégulière, champs rectangulaire, DSP non standard, inhomogénéités,...) sont simulés d'une part et calculés d'autre part par le système de planning de traitement et ensuite les résultats sont comparés.

La motivation de ce travail ne s'arrête pas seulement à la vérification des performances des algorithmes de calcul de dose des systèmes de planning de traitement, mais aussi à la maîtrise de la technique Monte Carlo dans la simulation des faisceaux de rayonnements dans la radiothérapie externe et de l'utiliser dans le travail du 'commissioning', ainsi que la possibilité d'intégrer cette technique dans ces systèmes.

La structure de cette thèse est composée de cinq chapitres, dans le premier chapitre, sont décrites quelques notions importantes comme, l'interaction rayonnement matière, la radiothérapie externe avec une description succincte et enfin la dosimétrie des rayonnements ionisants. Dans le chapitre 2, est présentée la méthode Monte Carlo, son utilisation en radiothérapie externe, son apport dans les systèmes de planification de traitement et enfin quelques codes utilisés dans ce domaine. Dans le chapitre 3, une présentation des outils de calcul Monte Carlo, le code système EGSnrc et les programmes utilisateurs BEAMnrc et DODXYZnrc est donnée. Dans le chapitre 4, sont présentés les résultats des simulations par le code BEAMnrc et ceux des calculs de dose par le code DOSXYZnrc. La simulation concerne la modélisation de la tête de l'accélérateur pour avoir les fichiers de l'espace des phases, qui contiennent toute les caractéristiques des particules obtenues au niveau du plan d'intérêt. Les données obtenus sont dites de référence, elles seront utilisées pour la caractérisation des unités de traitement dans le système Theraplan Plus. Enfin, dans le chapitre 5, sont donnés les calculs de dose dans les configurations hétérogènes pour les unités de traitements caractérisées par le système Theraplan Plus d'une part et d'autre part, par le code EGSnrc, ensuite comparer les résultats en utilisant l'indice gamma.

Chapitre 1 : Généralités

1.1. Bases physiques de la radiothérapie externe

1.1.1. Classification des rayonnements

La découverte des rayons x par Röntgen en 1895 et de la radioactivité par Becquerel en 1896, a marqué le début de la physique radiologique et de la physique médical. La radiothérapie est l'une des méthodes les plus utilisée dans le traitement du cancer. Elle utilise les rayonnements ionisants pour détruire les cellules tumorales. Les rayonnements ionisants sont délivrés de la plus précise au volume tumoral avec le maximum de dose possible, tandis qu'un minimum de dose est délivré au tissu sain entourant la tumeur. Dans le but de prédire et d'évaluer efficacement la dose délivrée par radiothérapie, des mesures quantitatives et des calculs de la dose déposée par les rayonnements ionisants dans le patient doivent être effectués. La dosimétrie des rayonnements est basée sur la connaissance de la nature des rayonnements ionisants utilisés en radiothérapie et leurs processus d'interaction avec la matière.

Les rayonnements sont classés en deux catégories: ionisants et non ionisants, selon leur possibilité d'ioniser ou non la matière à travers les interactions. Les rayonnements ionisants sont divisés à leur tour en deux groupes : directement ionisants et indirectement ionisants (voir figure 1.1) [16, 37]. Les rayonnements directement ionisants sont représentés par les particules chargées, comme les électrons, les positrons, les protons, etc., qui ionisent l'atome directement à travers les interactions coulombiennes avec les électrons orbitaux. Par ailleurs, les rayonnements indirectement ionisants sont des particules neutres, comme les photons et les neutrons, qui ionisent l'atome en passant par une étape intermédiaire en produisant en premier lieu, des particules directement ionisantes (appelées souvent : particules chargées secondaires), qui ionisent la matière par les interactions coulombiennes. Les Photons produisent des électrons ou des positrons par les différentes interactions possibles avec l'atome, comme l'effet photoélectrique, l'effet Compton, et la production de pair. Les photons et les électrons sont largement utilisés en radiothérapie dans la gamme d'énergie de 1 à 25MeV.

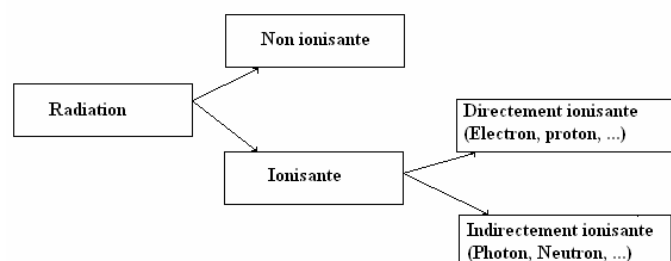


Fig.1.1 : Classification des rayonnements [37].

1.1.2. Interaction des photons avec la matière

Le comportement des rayonnements électromagnétiques dans la matière est fondamentalement différent de celui des particules chargées [16, 37]. En une seule interaction, le photon peut être complètement absorbé et disparaître. Mais, à l'inverse, il est susceptible de traverser des distances importantes dans la matière (par exemple un centimètre d'épaisseur de plomb) sans interagir du tout, ce qui n'est pas le cas pour les particules chargées qui, en pénétrant dans un milieu, cèdent immédiatement de l'énergie à un grand nombre d'électrons du milieu.

Parmi les différents processus possibles d'interaction des photons avec les électrons atomiques ou avec les noyaux, nous présenterons trois qui jouent un rôle majeur en radiothérapie [16, 37]. Ce sont : l'effet photoélectrique, l'effet Compton et l'effet de production de paires. Il résulte de ces trois effets la mise en mouvement de particules secondaires (électrons, positrons) qui vont dissiper l'énergie qui leur a été transférée par le photon en ionisant et excitant la matière. À énergie égale, et compte tenu des valeurs des sections efficaces des processus élémentaires mises en jeu, les photons ont dans la matière un pouvoir de pénétration bien supérieur à celui des particules chargées.

1.1.2.1. Effet photoélectrique

L'effet photoélectrique résulte du transfert de la totalité de l'énergie du photon incident sur un électron de l'un des atomes de la cible. Cet effet ne se produit que si l'énergie $E = h\nu$ du photon est supérieure à l'énergie de liaison E_L de l'électron. Ce dernier, appelé photoélectron, est alors éjecté du cortège électronique de l'atome avec une énergie cinétique $E_c = h\nu - E_L$ et épuise son énergie cinétique en ionisations et excitations. L'énergie E_c est donc totalement absorbée dans la cible. L'électron expulsé laisse une place vacante qui va être comblée par les électrons de couches plus externes ou par un électron extérieur à l'atome. Ce remplacement s'accompagne d'une libération d'énergie E_R qui peut être [16, 37] : soit émise sous la forme d'un photon dit photon de fluorescence, soit communiquée à un électron

périphérique d'énergie de liaison $E_P < E_R$. Cet électron appelé électron Auger est expulsé avec une énergie cinétique $E_R - E_P$. Ce phénomène, appelé effet Auger, entre en compétition avec l'émission d'un photon de fluorescence. L'effet Auger prédomine largement (jusqu'à 90%) pour les éléments légers des milieux biologiques. On peut définir un coefficient d'atténuation linéaire lié à l'effet photoélectrique généralement noté τ . On montre alors que, pour un matériau de masse volumique ρ et de numéro atomique Z , le coefficient d'atténuation linéaire photoélectrique τ de photons d'énergie E_ν vérifie la relation approchée de Bragg et Pierce : $\tau/\rho \approx (Z/E_\nu)^3$.

1.1.2.2. Effet Compton

L'effet Compton résulte de l'interaction entre un photon incident d'énergie $E_\nu = h\nu$ et un électron libre ou faiblement lié de la cible, dont l'énergie de liaison et l'énergie cinétique sont négligeables devant E_ν . Au cours de cette interaction qui peut être décrite comme une collision, l'électron, dit électron Compton, acquiert une énergie cinétique E_e et un photon diffusé, dit photon de recul, est émis avec l'énergie $h\nu'$ dans une direction faisant un angle θ avec la direction du photon incident. La conservation de l'énergie entraîne : $h\nu = E_e + h\nu'$. Les valeurs respectives de E_e et $h\nu'$ sont liées à θ par les formules de Compton [16, 37], obtenues en écrivant la conservation de la quantité de mouvement et de l'énergie totale au cours de la collision. L'électron Compton est toujours projeté « vers l'avant » par rapport à la direction du photon incident, mais les photons de recul peuvent éventuellement être émis « vers l'arrière ». Plus l'énergie incidente est grande, plus les électrons Compton et les photons de recul se regroupent en moyenne autour de la direction du photon incident. Comme pour l'effet photoélectrique, on peut définir un coefficient d'atténuation linéaire lié à l'effet Compton, σ . On montre que σ/ρ est pratiquement indépendant du matériau cible et décroît lentement quand l'énergie du photon incident augmente. L'effet Compton est donc d'autant plus important que le matériau cible est plus dense.

1.1.2.3. Création de paires ou matérialisation

Ce processus se produit pour des photons très énergétiques passant à proximité d'un noyau, le photon incident se matérialise sous la forme d'un électron et d'un positon, de même masse m_0 et de même énergie cinétique E_e . Si E_ν est l'énergie incidente, la conservation de l'énergie s'écrit : $E_\nu = 2m_0c^2 + 2E_e$ [16, 37]. L'électron et le positon épuisent leur énergie cinétique en ionisations et excitations. À la fin de son parcours, le positon se combine à un électron en une réaction d'annihilation qui donne naissance à deux photons de 511keV émis dans des

directions opposées. Le coefficient d'atténuation linéaire lié à la création de paires, noté π , croît approximativement comme le numéro atomique de la cible Z . Il est nul pour les valeurs de E_ν inférieures à $2m_0c^2$ et ne devient important que pour des valeurs très élevées de E_ν .

1.1.3. Interaction des électrons avec la matière

Les électrons interagissent avec la matière à travers les interactions coulombiennes avec les électrons orbitaux et les noyaux atomiques. Lors de ces interactions, les électrons perdent leurs énergies par collision et par rayonnement de freinage, et changent de direction par diffusion élastique. Cette perte d'énergie est décrite par le pouvoir d'arrêt de collision ou radiatif. Les électrons effectuent un très grand nombre de collision en traversant la matière, leur comportement est décrit par la théorie statistique de la diffusion multiple [16, 37]. Le type d'interaction que l'électron subit avec un atome du rayon a dépend du paramètre d'impact b de l'interaction, défini comme la distance perpendiculaire entre la direction de l'électron avant l'interaction et le noyau atomique [16, 34] (voir la fig. 1.2).

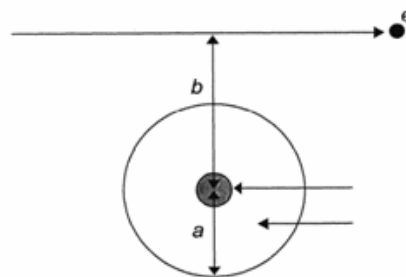


Fig. 1.2. L'interaction d'un électron avec un atome, où a est le rayon atomique et le b est le paramètre d'impact.

Pour $b \gg a$, l'électron subira une collision 'soft' avec l'atome et seulement une énergie faible sera transférée aux électrons orbitaux.

Pour $b = a$, l'électron subira une collision 'hard' avec un électron orbitale et une fraction appréciable de l'énergie cinétique de l'électron sera transférée à l'électron orbital.

Pour $b \ll a$, l'électron incident interagit avec le noyau atomique. L'électron émettra un photon (rayonnement par freinage) d'énergie comprise entre zéro et l'énergie cinétique d'électron d'incident. L'énergie du photon émis dépend de l'importance du paramètre d'impact b ; plus ce paramètre est petit, plus l'énergie du photon de rayonnement par freinage est importante.

Selon ce type d'interaction des électrons (et des positrons), on distingue les différents processus qui font perdre à ces particules de l'énergie lors de leurs transport dans la matière, à savoir [16, 37, 39] : diffusion (Moller), diffusion (Bhabha), émission de rayonnements par freinage et annihilation.

1.1.3.1. Diffusion de Moller et Bhabha

La diffusion de Moller ($e^-e^- \rightarrow e^-e^-$) et de Bhabha ($e^+e^- \rightarrow e^+e^-$) sont des collisions des électrons ou des positrons incidents avec les électrons atomiques. Elle est supposée que les électrons atomiques sont « libres » ignorant leur énergie de liaison atomique. Les énergies seuils pour ces interactions sont différents, dans le cas de la diffusion de Moller, et à cause de l'indiscernabilité des deux électrons, l'électron « primaire » peut seulement donner au maximum la moitié de son énergie à l'électron cible. Dans le cas de la diffusion de Bhabha, le positron peut donner toute son énergie à l'électron atomique.

Les sections efficaces d'interaction des diffusions Moller et Bhabha varient en fonction du nombre de charge Z du milieu [16, 37, 39]. Cette variation est approximativement en $1/v^2$, où v est la vitesse de l'électron diffusé [16, 37, 39].

1.1.3.2. Annihilation des positrons

L'annihilation « en vol » de deux photons peut être modélisé en utilisant les formules de Heitler [16, 37, 39]. Il est considéré que les électrons atomiques sont libres, ignorant leur énergie de liaison. La production de trois et plus de photons d'annihilation ($e^+e^- \rightarrow n\gamma$ [$n > 2$]) dans le champ coulombien du noyau est possible et peuvent être aussi bien ignorés [16, 37, 39]. Les processus de plus de deux corps sont tout d'abord supprimés relativement au processus de deux-corps (par au moins un facteur de $1/137$) tandis que le processus d'un corps concurrence le processus de deux-photon seulement aux énergies très hautes où la section efficace devient très petite [16, 37, 39]. Si un positron survit jusqu'à ce qu'il atteigne l'énergie de coupure de transport, il peut être converti en deux photons d'annihilation.

1.1.3.3. Production du rayonnement de freinage

La production de rayonnement par freinage est la création des photons par des électrons (ou des positrons) dans le champ d'un atome. Il y a réellement deux possibilités. Le mode prédominant est l'interaction avec le noyau atomique. Cet effet domine par un facteur environ de Z par rapport au cas de trois-corps où un électron atomique de recul est considéré [16, 37, 39] ($e^\pm N \rightarrow e^\pm e^\mp \gamma N^*$). La modélisation du processus à deux corps ($(e^\pm N \rightarrow e^\pm \gamma N^*)$) est effectuée en utilisant les formules de Koch and Motz [36]. L'effet du processus à trois corps

est pris en considération seulement dans la section efficace totale d'interaction du processus à deux corps. La section efficace de production du rayonnement de freinage varie en Z ($Z + \xi(Z)$) [16, 37, 39], où $\xi(Z)$ est un facteur de correction de l'effet du processus à trois corps.

1.1.3.4. Statistiques de condensation des interactions

1.1.3.4.1. Perte continue d'énergie

L'une des méthodes pour expliquer la perte d'énergie dans le cas des interactions 'soft' est de supposer que l'énergie est perdue d'une manière continue le long du parcours de la particule. Le formalisme qui peut être employé dans ce cas est la théorie de Bethe-Bloch de la perte d'énergie de particules chargées [16, 37, 39]. Cette perte continue d'énergie varie en Z du milieu dans le cas des collisions 'soft' et en Z^2 dans le cas de la production du rayonnement de freinage 'soft' [16, 37, 39].

1.1.3.4.2. Les diffusions multiples

Il y a plusieurs théories statistiques qui traitent la diffusion multiple. Certaines de ces théories supposent que les particules chargées interagissent mutuellement assez de temps de sorte qu'elles peuvent être groupées ensemble. La plus populaire est celle de Fermi-Eyges [25, 39], une théorie valable aux petits angles, qui est peu convenable et moins précise dans le transport des électrons. La théorie la plus précise est celle de Goudsmit et de Saunderson [25, 39], qui n'exige pas la contribution de plusieurs atomes dans les diffusions multiples.

Cependant, le temps de calcul requis peut être très long, ce qui est un inconvénient pour les codes Monte Carlo. Cette théorie a été implémentée dans les codes Monte Carlo ETRAN [39], ITS [39] et MCNP [39, 57]. Le code Monte Carlo EGS4 [39, 59] utilise la théorie de Molière, qui donne des résultats assez bon relativement à ceux obtenus par la théorie de Goudsmit-Saunderson dans diverses applications et qui est aussi plus facile à mettre en application dans les codes de calculs Monte Carlo.

La théorie de Molière, bien qu'à l'origine conçue comme une théorie pour les petits angles, a été utilisée, après quelques modifications, avec succès pour les grands angles. Cette théorie, ignore la différence dans la diffusion des électrons et des positrons, et utilise les sections efficaces d'écran de Rutherford au lieu de celles les plus exactes de Mott [25, 39]. Cette théorie, avec les sections efficaces de Mott, est implémentée dans le code Monte Carlo EGSnrc [25, 39].

1.1.3.5. Pouvoir d'arrêt

La perte d'énergie due à la diffusion inélastique des électrons dans un milieu de densité ρ est décrite par le pouvoir d'arrêt total massique $(S/\rho)_{\text{tot}}$, qui représente l'énergie total dE perdue par unité de longueur du parcours dx [16, 37], où :

$$(S/\rho)_{\text{tot}} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dx} \quad [\text{MeV.cm}^2/\text{g}] \quad (1.1)$$

$(S/\rho)_{\text{tot}}$ est constitué de deux parties: le pouvoir d'arrêt de collision $(S/\rho)_{\text{col}}$, résultant des interactions électron-électron, et le pouvoir d'arrêt radiatif $(S/\rho)_{\text{rad}}$, résultant, essentiellement des interactions électron-noyaux.

Le pouvoir d'arrêt collisionnel des électrons et des positrons est obtenu par la théorie de Bethe [16, 37], utilisant la section efficace de Moller [16, 37] (pour les électrons) et celle de Bhabha [16, 37] (pour les positrons), où :

$$(S/\rho)_{\text{col}} = \frac{N_A Z}{A} \cdot \frac{\pi r_e^2 2 m_e c^2}{\beta^2} \left[\ln \left(\frac{T_e}{I} \right)^2 + \ln \left(1 + \frac{\tau}{2} \right) + F^\pm(\tau) - \delta \right] \quad (1.2)$$

Avec :

r_e est le rayon classique des électrons (2.82 fm);

$\tau = T_e/m_e c^2$;

δ est le facteur de correction de l'effet de densité ;

I est le potentiel moyen d'excitation du milieu ;

F^- est donne pour les électrons comme:

$$F^-(\tau) = (1 - \beta^2) \left[1 + \frac{\tau^2}{8} - (2\tau + 1) \ln 2 \right]$$

1.1.3.6. Pouvoir d'arrêt Radiatif

Classiquement, une particule chargée émet une radiation électromagnétique lorsqu'elle est soumise à une accélération. Les électrons et les positrons sont les seules particules pour lesquelles ce type d'effet contribue de manière substantielle à la perte d'énergie. La perte d'énergie des électrons par bremsstrahlung [16, 37] est donnée par :

$$-\frac{dE_{\text{rad}}}{\rho dx} = \sigma \frac{N_A Z^2}{A} (T_e + m_e c^2) \overline{B_r} \quad (1.3)$$

Avec $\sigma = \alpha(e^2 / (4\pi\epsilon_0 m_e c^2))^2 = 5.80 \times 10^{28} \text{ cm}^2/\text{atome}$, α est la constante de la structure fine est B_r est une fonction de Z et de T_e , varie entre 5.33 et 15 pour la gamme d'énergie 0.5 MeV à 100 MeV [16, 37].

1.2. Mode d'utilisation des rayonnements en radiothérapie

Il existe deux modes d'utilisation des rayonnements: la radiothérapie externe avec un faisceau de rayonnement externe et la curiethérapie avec des sources radioactives sellées déposées intérieurement [16, 37]. En radiothérapie externe, la source émettrice est localisée à une distance typique de 100cm par rapport au patient. La machine de traitement utilisée est un accélérateur linéaire médical (linac), voir (Fig.1.3.a), où un cobalt 60, voir (Fig.1.3.b). Les composants principaux d'une machine de téléthérapie sont la table où se positionne le patient et la tête d'où sort le faisceau de rayonnement collimaté. Ces deux composants tournent autour d'un point fixe (iso-centre) afin d'obtenir une combinaison désirée des faisceaux collimatés que compose le plan de traitement donné. Les accélérateurs linéaires médicaux produisent des radiations pulsées, d'électrons de haute énergie traversent une cible par pulse d'une durée typique de $2\mu\text{s}$ et avec 100 pulses par seconde. Cette durée du cycle est relativement faible pour protéger la cible d'un réchauffement excessif et produit un débit de dose clinique de l'ordre de $300\text{cGy}/\text{min}$ à l'iso-centre [16, 37].

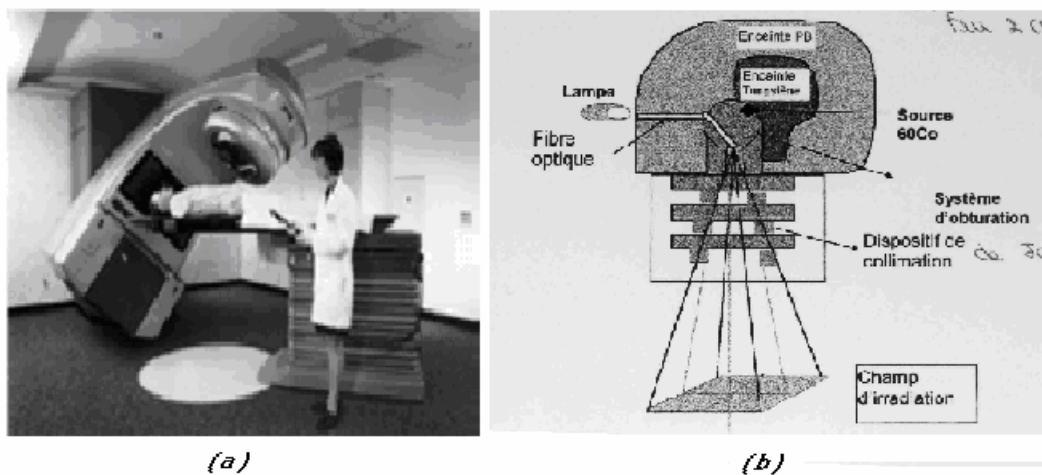


Fig.1.3: (a) Accélérateur linéaire médical (linac), (b) unité de cobalthérapie [16, 37]

1.3. Les systèmes de planification de traitement en radiothérapie externe

Pour garantir une utilisation efficace des rayonnements dans le traitement des tumeurs en préservant les tissus sains, plusieurs paramètres doivent être pris en considération : type de rayonnement, dosage correct, dimensions, formes et le nombre de champs de rayonnement, et géométrie du champ au niveau de la tumeur. Le planning de traitement est le processus qui

prend en considération tous ces paramètres et le système de planification de traitement aide à accomplir cette tâche [2, 32, 34, 40].

Le système de planification de traitement est utilisé pour calculer la dose fournie en chaque point du volume d'intérêt du patient par les faisceaux de rayonnement. L'arrangement optimal des faisceaux (nombre, énergie, angle d'incidence, dimension, modificateurs de faisceau, etc.) pour un traitement donné est obtenu par l'optimisation du calcul de la distribution de la dose. La majorité des systèmes de planification de traitement ont besoin des données expérimentales du faisceau et des formules semi empiriques pour calculer la dose totale en tout point du volume d'intérêt du patient.

Pour la radiothérapie externe, deux paramètres importants mesurables sont utilisés par les algorithmes de calcul de dose des systèmes de planification de traitement : le pourcentage de dose en profondeur (*PDD*) et le profil de dose. Ces paramètres sont fonction de la taille du champ et de l'énergie du faisceau.

Les courbes de dose en profondeur illustrent la variation de la dose absorbée le long de l'axe central du faisceau dans le patient ou le fantôme. Un exemple de courbe de *PDD* et de profil de dose des faisceaux d'électrons est montré dans les figures (1.4) et (1.5). Les doses sont normalisées à 100% par rapport à la dose maximale (D_{max}).

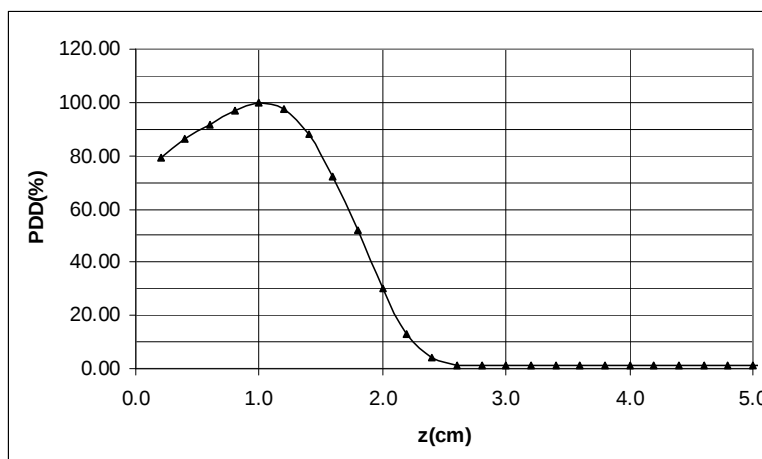


Fig.1.4 : Rendement en profondeur (*PDD*) des électrons de 6MeV, de taille du faisceau $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et à une DSP 100cm dans un fantôme d'eau (Calcul Monte Carlo par DOSXYZnrc).

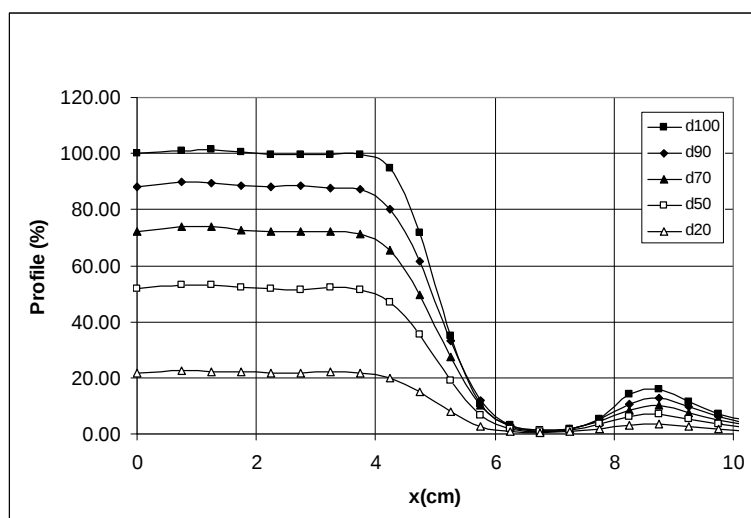


Fig.1.5 : Rendement de profil de dose des électrons de 6MeV, de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et à une DSP 100cm dans un fantôme d'eau (Calcul Monte Carlo par DOSXYZnrc).

Les conditions standards pour obtenir les distributions de dose en profondeur et des profils de dose sont: un fantôme homogène de forme cubique est placé perpendiculairement à l'axe du faisceau à une distance connue de la source. En plus des informations obtenues sous ces conditions, les données du patient sont introduites dans le système de planification de traitement, qui utilise des algorithmes de calcul pour obtenir la dose absorbée. Ces algorithmes donnent une précision relativement faible, surtout pour des situations à hétérogénéités remarquables. Ainsi, la technique Monte Carlo est plus adéquate dans ces situations, par ailleurs, cette technique est limitée en utilisation clinique par le temps long du calcul. L'avancé technologique des ordinateurs ces dernières années, permet l'utilisation du modèle Monte Carlo en routine clinique dans les systèmes de planification de traitement.

Chapitre 2

Les méthodes Monte Carlo et leurs utilisations en radiothérapie

2.1. Introduction

Il est habituellement considéré que c'est dans le cadre du projet Manhattan à Los Alamos que la méthode Monte Carlo fut appliquée pour la première fois au transport des particules [25, 58, 59]. C'est essentiellement l'observation des phénomènes globaux d'atténuation, de diffusion et d'absorption des faisceaux de rayonnements qui fut à l'origine des modèles décrivant les interactions du rayonnement avec la matière. En effet, nul ne peut prédire où, quand et comment va interagir une « particule » donnée, les informations globales d'interaction sont traduites en terme de sections efficaces, donc de probabilités [2, 32]. Ainsi, « suivre » une particule interaction après interaction, en tirant au « hasard » les paramètres physiques des phénomènes selon des fonctions de distributions de probabilité qui décrivent les lois « théoriques » de l'interaction du rayonnement avec la matière (c'est-à-dire en respectant le caractère stochastique de celles-ci) permet, si le processus est répété un grand nombre de fois, de reproduire les effets macroscopiques et de calculer des grandeurs comme la dose absorbée et le kerma.

L'ordre de grandeur du rapport entre les échelles macroscopique et atomique voire subatomique est tel qu'avec les moyens informatiques courants, la modélisation de quelques secondes d'une expérience peut prendre plusieurs dizaines d'heures. Ce constat rend indispensable l'établissement de compromis permettant de réduire la durée des calculs tout en permettant d'atteindre la précision statistique des résultats souhaitée [2, 32]. Il existe aujourd'hui des cas pour lesquels l'ordinateur ne suffit pas pour trouver une solution satisfaisante avec le niveau de précision souhaité.

Le temps de calcul dépend principalement de trois paramètres [2, 32]:

- La complexité de la géométrie augmente le nombre d'interface que doivent traverser les particules et donc le nombre d'opérations (tests, calculs de position, ...) à réaliser lors du transport.
- Les interactions du rayonnement avec la matière qui, traitées individuellement pour les particules chargées (interactions coulombiennes), entraîne des durées de calculs prohibitives.
- Le nombre de particules « suivies », est directement proportionnel au temps de calcul ; des millions souvent des milliards de particules sont nécessaires afin d'obtenir un échantillonnage

satisfaisant de l'ensemble du domaine de calcul ; condition indispensable pour atteindre la précision recherchée sur la grandeur calculée.

Plusieurs stratégies sont utilisées pour surmonter ces difficultés [2, 32]:

- Utiliser une modélisation en plusieurs étapes ;
- Introduire des simplifications dans le modèle (utilisation des symétries du domaine de calculs, où encore l'introduction d'énergie seuil de coupure) ;
- Faire appel aux méthodes de réduction de variance.

2.2. Historique de la méthode Monte Carlo

Le plus vieil exemple d'utilisation d'une méthode d'échantillonnage est attribué à Buffon au 18ⁱème siècle. Il est connu sous le nom de "l'aiguille de Buffon" et est destiné à calculer le nombre π à l'aide d'expériences répétées. Dans les années 1944, Ulam [25, 57, 59] baptisèrent les méthodes d'échantillonnage par le nom "Monte Carlo", durant le Projet Manhattan de la Seconde Guerre Mondiale. Ils choisirent ce nom pour la similarité du principe de la méthode avec le caractère aléatoire des jeux de chance aux casinos.

2.3. Principe de la méthode Monte-Carlo

2.3.1. Introduction

Les méthodes Monte-Carlo sont des méthodes statistiques de simulation qui corrélient des processus aléatoires avec des processus physiques [2, 25, 32, 57, 59]. Le transport des particules dans la matière peut être « suivi », en déterminant la trajectoire et les interactions de chaque particule (primaire et secondaire) depuis son point d'entrée jusqu'à sa sortie ou absorption dans le milieu. Cette trajectoire est simulée, individuellement, en tirant aléatoirement les paramètres physiques des interactions (position de l'interaction, nature de l'interaction, type de particule secondaire créé, transfert d'énergie, angle de diffusion...) selon des distributions de probabilité qui décrivent les processus physiques mis en jeu. Ces distributions de probabilités sont déterminées à partir des différentes sections efficaces des interactions qui sont propres au type et à l'énergie de la particule incidente ainsi qu'aux matériaux mis en jeu.

Le transport de la particule (histoire) est reproduit en réalisant une succession d'interactions. A l'issue de la simulation d'un nombre désiré de particules, la valeur d'une grandeur d'intérêt macroscopique (dose absorbée...) est obtenue. Le nombre de particules primaires est choisi en fonction de la précision recherchée. Un résultat de simulation MC sera toujours exprimé « par particule primaire ».

La génération de nombres aléatoires est à la base de toute simulation MC. Un algorithme mathématique génère ces nombres aléatoires. Il faut donc remarquer que, du fait même de leur production, ces nombres ne sont pas rigoureusement aléatoires et qu'ils sont conséquemment appelés « pseudo-aléatoires ».

2.3.2. Les variables aléatoires

2.3.2.1. Variable aléatoire à une dimension

Soit x une variable aléatoire distribuée selon une fonction $p(x)$ dans un interval $[a, b]$, alors :

$$p(x) \geq 0 \quad \text{et} \quad \int_a^b p(x) dx = 1 \quad (2.1)$$

Toute fonction qui satisfait ces deux conditions peut être interprétée comme une fonction de distribution 'PDF'. Le moment n 'ème de $p(x)$ est défini par :

$$\langle x^n \rangle = \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} x^n p(x) dx \quad (2.2)$$

Le moment d'ordre 1 quand il existe, est appelé la valeur moyenne de la variable aléatoire x ;

$$\langle x \rangle = \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} x p(x) dx \quad (2.3)$$

La variance de la variable aléatoire x est définie par ;

$$\begin{aligned} \text{var}(x) &= \langle (x - \langle x \rangle)^2 \rangle \\ \text{var}(x) &= \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} (x - \langle x \rangle)^2 p(x) dx \\ \text{var}(x) &= \langle x^2 \rangle - \langle x \rangle^2 \end{aligned} \quad (2.4)$$

La racine carrée de la variance $\text{var}(x)^{1/2}$ est appelée la déviation standard où l'écart type noté σ , il mesure la dispersion de la variable aléatoire.

2.3.2.2. Variable aléatoire à deux dimensions

Considérant le cas d'une variable aléatoire à deux dimensions, (x, y) . La fonction de distribution correspondante 'PDF', $p(x, y)$ satisfait les conditions suivantes:

$$p(x, y) \geq 0 \quad \text{et} \quad \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} dx \int_{y_{\min}}^{y_{\max}} p(x, y) dy = 1 \quad (2.5)$$

Les fonctions marginales ‘PDF’ de x et y sont définies par :

$$q(x) = \int_{y_{\min}}^{y_{\max}} p(x, y) dy \quad \text{et} \quad q(y) = \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} p(x, y) dx \quad (2.6)$$

Les fonctions conditionnelles ‘PDF’ de x et y sont:

$$p(x/y) = \frac{p(x, y)}{q(y)} \quad \text{et} \quad p(y/x) = \frac{p(x, y)}{q(x)} \quad (2.7)$$

Les moments des fonctions ‘PDF’ sont définies par:

$$\langle x^n y^m \rangle = \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} dx \int_{y_{\min}}^{y_{\max}} dy x^n y^m p(x, y) \quad (2.8)$$

En particulier,

$$\langle x^n \rangle = \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} dx \int_{y_{\min}}^{y_{\max}} dy x^n p(x, y) = \int_{x_{\min}}^{x_{\max}} x^n q(x) dx \quad (2.9)$$

Les variances de x et y sont données par;

$$\begin{aligned} \text{var}(x) &= \langle x^2 \rangle - \langle x \rangle^2 \quad \text{et} \\ \text{var}(y) &= \langle y^2 \rangle - \langle y \rangle^2 \end{aligned} \quad (2.10)$$

La variance de $x + y$ est :

$$\begin{aligned} \text{var}(x + y) &= \langle (x + y)^2 \rangle - \langle x + y \rangle^2 \\ \text{var}(x + y) &= \text{var}(x) + \text{var}(y) + 2 \text{cov}(x, y) \\ \text{cov}(x, y) &= \langle xy \rangle - \langle x \rangle \langle y \rangle \end{aligned} \quad (2.11)$$

C’est la covariance de x et y , qui peut être positive ou négative. La quantité suivante est le coefficient de corrélation ;

$$\rho(x, y) = \frac{\text{cov}(x, y)}{\sqrt{\text{var}(x) \text{var}(y)}} \quad (2.12)$$

2.3.3. Les nombres aléatoires

Les nombres aléatoires ont un rôle fondamental dans la méthode Monte Carlo. Ils doivent être indépendants les uns des autres et uniformément distribués entre 0 et 1. Des générateurs de nombres aléatoires établissent des relations de récurrence en calculant une (n+1)^{ème} valeur à partir de la n^{ème}. La précision de la simulation dépend directement de la qualité du générateur de nombres aléatoires utilisé. Le générateur de Lehmer [21, 32], connu sous le nom de générateur par la méthode de congruence multiplicative linéaire, est le plus couramment utilisé. Il génère des nombres pseudo-aléatoires à partir de la relation suivante:

$$x_n = (a x_{n-1} + c) \text{ modulo } M \quad (2.13)$$

où a , c , M sont des constantes, $n=1, 2, 3, \dots$ et où l'opérateur modulo donne le reste dans la division euclidienne de $a x_{n-1} + c$ par M . Ce dernier est généralement égal à 2^b , b étant le nombre de bits codant un entier pour l'ordinateur utilisé. La séquence de nombre généré correspond à la période du générateur et doit être suffisamment grande pour éviter les répétitions des nombres lors d'un calcul. Les tests χ^2 et Kolmogorov-Smirnov permettent de tester la qualité du générateur en vérifiant cette uniformité.

Un autre exemple de générateur encore très utilisé est le suivant:

$$R_n = 7^5 R_{n-1} \pmod{2^{31}-1}, \quad \xi_n = \frac{R_n}{2^{31}-1} \quad (2.14)$$

Qui produit des séquences des nombres aléatoires ξ_n , uniformément distribués dans l'intervalle $[0,1]$ obtenus à partir d'une valeur initial R_0 'seed' ($<2^{31}-1$) [21, 32]. Ce générateur est connu pour avoir des bonnes propriétés aléatoires. Par ailleurs, les séquences sont périodiques avec une période de l'ordre de 10^9 . Actuellement, en informatique, cette valeur n'est pas suffisante. Une excellente revue des générateurs des nombres aléatoires a été effectuée par James [21, 32], où il recommande un algorithme plus sophistiqué qu'un simple algorithme congruentionnel. Le générateur implémenté dans le fortran77 par la fonction RAND est l'œuvre de L'Ecuyer [21, 32]; sa période est de 10^{18} , considérée infinie en pratique.

2.3.4. Les méthodes d'échantillonnage

Les deux méthodes d'échantillonnage les plus répandues sont la méthode directe et la méthode de réjection. Dans le cas de la méthode directe, une fonction de répartition F ,

monotone et croissante dans l'intervalle $[a, b]$ est définie telle que : $F(a)=0$ et $F(b)=1$. Soit x , une variable aléatoire dans l'intervalle $[a, b]$ et $f(x)$ sa densité de probabilité cumulée correspondante [21, 32] :

$$F(x) = \int_a^x f(x)dx \quad (2.15)$$

$F(x)$ variant entre 0 et 1 pour $x \in [a,b]$, il est possible de générer un nombre aléatoire ζ compris entre 0 et 1 tel que $\zeta = F(x)$. C'est ce que l'on appelle l'égalité des fonctions de répartition. La valeur échantillonnée x est alors obtenue en résolvant l'équation $x = F^{-1}(\zeta)$. Ceci n'est possible que si la fonction de densité de probabilité $f(x)$ est intégrable et si la fonction de densité de probabilité cumulée $F(x)$ ainsi obtenue est réversible.

Pour la méthode de réjection, la densité de probabilité $f(x)$ est normalisée par rapport à sa valeur maximale M , définissant ainsi une deuxième densité de probabilité, $f'(x)$. Un nombre ζ_1 est alors tiré aléatoirement dans l'intervalle $[0,1]$ et une valeur aléatoire x est calculée dans l'intervalle $[a,b]$ de sorte que $x = a + (b-a)\zeta_1$. Un deuxième nombre ζ_2 est tiré aléatoirement et la condition $\zeta_2 < f'(x)$ est testée. Si cette condition est satisfaite, x est accepté, sinon, elle est rejetée et une nouvelle valeur x est calculée.

2.3.5. Les techniques de réduction de variance appliquées aux simulations des rayonnements

Malgré les progrès de ces dernières décennies en termes de puissance de calcul informatique, les temps de calcul d'un programme Monte Carlo peuvent vite atteindre des journées, voir des semaines. Ils sont fonction du nombre de particules générées, de l'énergie, du type de ces particules ainsi que du milieu dans lequel elles interagissent. Ces temps de calculs sont inversement proportionnels à l'erreur statistique. Les techniques développées afin d'améliorer la précision des résultats fournis par un code Monte Carlo et qui permettent de diminuer les temps de calcul, sont les techniques de réduction de variance. Parmi les diverses méthodes de réduction de variance utilisées dans les simulations des rayonnements, les plus connues sont l'interaction forcée, "le splitting" et la roulette russe [2, 25, 32, 41, 57, 59].

L'interaction forcée est utilisée lorsque la majorité des particules simulées quittent la géométrie d'intérêt sans avoir interagit. Dans ce cas, elles peuvent être forcées à interagir dans le milieu en modifiant la distribution des longueurs de parcours. Le poids statistique, attribué à chacune d'entre elles et calculé après chaque interaction, est également modifié dans cette technique ainsi que dans la plupart des techniques de réduction de variance. Ce poids

statistique représente la probabilité qu'a une particule d'énergie incidente E d'émerger après une interaction. La définition de ce poids est propre au code de transport qui suit l'ensemble des particules tout au long de leurs histoires et enregistre en un point donné, toutes les contributions des interactions.

Le 'splitting' et la roulette russe sont souvent employés pour des problèmes de pénétration dans lesquels le nombre de particules incidentes devient très faible en profondeur ou lorsque les importances des régions traversées sont différentes. Il est alors nécessaire d'accroître artificiellement le nombre de particules. Il est également essentiel d'éviter des écarts trop importants entre les valeurs des poids des particules dans une région car la dispersion des poids va diminuer la qualité des résultats. Si parmi l'ensemble des particules d'une simulation, un nombre restreint de particules ont des poids très élevés par rapport aux autres particules, la dispersion des résultats sera importante et la variance sera élevée. De plus, le temps nécessaire pour poursuivre les particules de poids plus faible sera long alors qu'elles n'auront qu'une très faible contribution aux résultats. On utilise alors une technique de 'splitting' sur les particules de poids forts pour éclater ces particules en N particules de poids N fois plus faible. A l'inverse, on utilise la technique de la roulette russe sur les particules de poids faible afin de les regrouper en une seule particule. Ces deux techniques sont en général utilisées conjointement, bien qu'elles soient totalement indépendantes, car elles permettent de diminuer la dispersion des poids.

2.3.6. Les estimateurs statistiques

L'estimation de l'erreur statistique de la valeur calculée par la méthode Monte Carlo est indispensable pour juger de la qualité du résultat [29, 32]. Cette incertitude statistique est en général exprimée sous forme de variance ou d'écart type. La démarche de calcul est la suivante :

- Soit N le nombre total d'histoires que l'on souhaite simuler.
- Ces N histoires sont divisées en n séries de N/n histoires. La quantité calculée pour chaque série est notée x_i .
- La valeur moyenne de la quantité x_i est calculée suivant :

$$\langle x \rangle = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (2.16)$$

- La variance associée est estimée à partir de la distribution de x_i :

$$s_x^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \langle x \rangle)^2 \quad (2.17)$$

– L'erreur statistique sur la moyenne s'écrit alors :

$$s_x = \sqrt{\frac{s_x^2}{n}} \quad (2.18)$$

Considérant la variance s^2 d'une distribution normale obtenue grâce à N histoires. Cette variance doit être inversement proportionnelle à N . Le temps de calcul T (ou le temps processeur) est quant à lui proportionnel à N . Donc, le produit de la variance s^2 avec le temps processeur T est égal normalement à une constante. La précision d'un calcul peut alors être définie par une autre quantité ε définie par l'équation [29, 32] :

$$\varepsilon = \frac{1}{s^2 T} \quad (2.19)$$

En fait, ε apporte plusieurs informations :

- elle indique la fiabilité d'un résultat dans le sens où si le résultat est correct, ε devrait être à peu près constante pour toutes les n séries d'histoires excepté au début du calcul du fait des fluctuations statistiques,
- elle aide à optimiser le temps de calcul en effectuant plusieurs tests courts avec différents paramètres de réduction de variance et en choisissant alors celui avec ε le plus élevé,
- elle permet d'estimer le temps processeur requis pour atteindre une valeur voulue de s en effectuant le calcul $T = 1/(s^2 \varepsilon)$.

2.4. La méthode Monte Carlo en radiothérapie externe

2.4.1. Introduction

Actuellement, dans les applications de la radiothérapie, la méthode Monte Carlo est généralement décrite comme étant l'une des méthodes les plus précises pour calculer la dose délivrée [2, 25, 32, 40]. Une meilleure connaissance des sections efficaces d'interactions des particules avec la matière ainsi que l'augmentation considérable des puissances de calcul a contribué à l'utilisation des codes de Monte-Carlo tels qu'EGS4 [59], EGSnrc [25], MCNP4 [57] et PENELOPE [48]. Des améliorations continues leur ont permis de s'imposer dans le domaine de la dosimétrie.

2.4.2 Présentation des codes Monte Carlo employés en radiothérapie externe

Il existe, à l'heure actuelle, de multiples codes de transport de particules Monte Carlo, développés par des organismes de recherche tels que le CERN, le CEA, le laboratoire de Los Alamos, Une description sommaire de quelques uns de ces codes utilisés dans le domaine de la recherche ou dans le domaine médical est présentée ici :

- Le code PENELOPE [48], acronyme de 'PENetration and Energy Loss of Positrons and Electrons' (les photons ayant été introduits plus tard), a été développé à l'Université de Physique de Barcelone au début des années 90. PENELOPE simule les cascades électron-photon pour un domaine d'énergie allant de 1 keV (100 eV pour les électrons et positrons) à quelques centaines de MeV dans des matériaux de base dont le numéro atomique est compris entre 1 (hydrogène) et 98 (californium) mais aussi dans les matériaux composés .
- Le code EGS [59] (Electron Gamma Shower) a été développé au 'Stanford Linear Accelerator Center'. Il a été l'un des premiers codes mis à la disposition des chercheurs pour simuler le transport du couple électron/photon dans la matière pour les énergies allant de quelque keV à plusieurs centaines de GeV. La version actuelle du code est EGS5.
- Le code EGSnrc [25] (Electron Gamma Shower) a été développé au 'NRCC' par I.Kawrakow et D.W. Rogers. Il est employé principalement en radiothérapie externe. Ce code est basé sur la méthode Monte Carlo pour la simulation du transport des électrons et des photons dans la matière pour des énergies allant de quelque keV à quelque millier de GeV. Avant la sortie de la première version d'EGSnrc (1999), beaucoup de progrès sont apparus dans les aspects du transport des électrons dans la matière. Par exemple, la théorie de la diffusion multiple des électrons développée par Kawrakow et Bielajew [27] a remplacé la théorie de Molière utilisée dans EGS4.
- Le code GEANT 4.0 [53] a été développé au CERN, se présente sous la forme d'une bibliothèque de données et d'outils que l'utilisateur peut assembler ensemble selon ses besoins spécifiques (object-oriented technology). Les dernières versions sont écrites en C++ au lieu du Fortran habituellement utilisé pour les autres codes. Il est très complet en ce qui concerne le type de particule: photons, électrons, hadrons et ions.
- Le code MCNP [57] (Monte Carlo N Particules) a été développé en 1940 à 'Los Alamos National Laboratory' (lancé initialement lors du projet Manhattan). Il permet de simuler les interactions des particules neutres (photons et neutrons) et des particules chargées (électrons et positons). Faisant l'objet de développements continus, des nouvelles versions sont régulièrement disponibles.

2.4.3. Système de planification de traitement Monte Carlo

Plusieurs chercheurs ont récemment proposé que les systèmes basés sur la méthode Monte Carlo (MC) deviennent dominants dans le calcul de dose dans la planification de traitement en radiothérapie [49, 56]. Parmi les travaux qui ont été effectués dans ce domaine, on cite par exemple :

- Le projet OMEGA [41, 43] qui a été développé par 'National Research Council of Canada' en collaboration avec l'Université de Wisconsin pour avoir un système 3-D de calcul de la dose, pour être utilisé dans les systèmes de planification de traitement des faisceaux de rayonnements. Les systèmes commerciaux courants pour les faisceaux d'électrons, utilisent des méthodes empiriques, semi empiriques ou analytiques pour déterminer cette dose, ils peuvent avoir des erreurs significatives en présence des inhomogénéités dans le patient allant jusqu'à 20%. Le projet a permis de développer les codes BEAM et DOSXYZ [43, 54], qui modélise la tête de l'accélérateur pour le premier et calcule la dose dans le patient définis par les données des coupes CT pour le deuxième. Ces codes sont utilisés aussi, pour définir les meilleurs standards pour les multiples calculs Monte Carlo

- Le code 'VMC' (Voxel Monte Carlo) qui a été développé par Kawrakow et Fippel [18], ce code est 30 à 40 fois rapide que le code EGS4 pour un même niveau de précision. Ce code utilise des techniques de réduction de variance très innovatrices. Kawrakow a réécrit ce code en C++, et renommé 'VMC++' [18], en ajoutant une variété d'améliorations supplémentaires. Avec toutes ces améliorations, ce code est exécuté 50 à 80 fois plus rapidement que le code EGS4. Pour certain benchmark standard, le code VMC++ fait 35s sur une machine 500 MHz pour les électrons et environ 360s pour les photons [18]. Ce code est commercialisé par Nucletron BV [18], qui est l'une des principales compagnies dans le monde pour les systèmes de planification de traitement.

- Le code 'DPM' ('Dose Planning Method'), (Sempau et autres 2000) [49], est un code Monte Carlo de grande précision, de la génération actuelle des codes de planification de traitement, utilise des algorithmes analytiques basé sur la solution approximative de l'équation de transport de Boltzmann. Pour les faisceaux d'électrons cliniques, le code 'DPM' est capable de calculer les distributions de dose 3D dans des voxels de 1mm^3 avec des précisions à moins de 1% au maximum de dose.

- Le code MMC [60] a été présenté dans une période où il n'était pas encore possible d'utiliser la technique Monte Carlo dans les systèmes de planification de traitement. Ce code est utilisé dans le système de planification de traitement de Varian.

Chapitre 3

Le code système EGSnrc et les codes utilisateurs BEAMnrc et DOSXYZnrc

3.1. Introduction

Dans les années 60, HH Nagel (Nagel, 1964) [25, 59] a développé le code de Monte Carlo SHOWER permettant la simulation du transport électron-photon dans un cylindre de plomb par la méthode de Monte Carlo. EGS (Electron Gamma Shower) version 3 naquit pendant la période 1972-1978 d'une collaboration entre R.L Ford et WR Nelson [25, 59] visant à compléter le travail de Nagel. La première version du code EGS3 en 1978 simulait les cascades électromagnétiques dans des géométries quelconques pour des énergies allant de 0.1 MeV (photons) et 1 MeV (électrons/positrons) à quelques milliers de GeV dans plus de 100 matériaux élémentaires différents ou dans leurs composés. La nécessité d'abaisser les limites inférieures des énergies à 1 et 10 keV respectivement pour les photons et les électrons et le besoin de plus de flexibilité dans les simulations ont conduit à l'apparition du code EGS4 [59] en 1985. Les travaux de Kawrakow et Bielajew sur la théorie de la diffusion multiple des électrons ont amené Kawrakow et Rogers [27, 30, 39] à introduire la version nouvelle EGSnrc [25] en 1999. Ce code est basé sur la méthode Monte Carlo pour la simulation du transport des électrons et des photons dans la matière pour des énergies allant de quelque keV à quelque millier de GeV. Avant la sortie de la première version d'EGSnrc, le code EGS4 a montré son efficacité dans diverses utilisations par un large nombre de personnes ou chercheurs. Après quelques années, beaucoup de progrès sont apparus dans les aspects du transport des électrons dans la matière. Par exemple, la théorie de la diffusion multiple des électrons développée par Kawrakow et Bielajew [25, 27, 30, 39] a amélioré les limites de la théorie de Molière utilisée dans EGS4. Cette théorie a été utilisée pour le développement d'un nouvel algorithme du transport des électrons appelé quelque fois PRESTA-II, qui donne une meilleure représentation du transport des électrons.

Les codes BEAM [41] et DOSXYZ [54] ont été développés dans le cadre du projet 'OMEGA' (Ottawa Madison Electron Gamma Algorithm), qui a été mis en place au sein du laboratoire Canadien 'National Research Council' par D.W.O. Rogers, C-M. Ma et B. Walters. Ce projet a introduit à la fois des améliorations et des extensions au code de calcul de Monte-Carlo EGS4, mais aussi des nouvelles parties directement développées pour des applications médicales en radiothérapie externe avec les code BEAM et DOSXYZ. Le projet OMEGA peut se diviser en deux étapes : la modélisation de la tête d'un accélérateur par le BEAM et le

calcul de la dose par DOSXYZ. La modélisation de la tête d'un accélérateur linéaire à usage médical constitue la partie la plus importante. Les données en sortie sont stockées dans un fichier appelé "espace des phases". Il comprend l'énergie, la direction, la nature et la position des particules ayant traversé le plan d'enregistrement. Les informations de l'espace des phases peuvent être traitées directement afin de visualiser sous forme graphique le faisceau, ou bien réintroduites dans le programme afin de continuer les simulations. Le calcul de la dose se fait grâce au code DOSXYZ qui permet le suivi des particules à travers un fantôme voxelisé. Les codes BEAMnrc [41] et DOSXYZnrc [54] sont des versions adaptées au code EGSnrc.

3.2. Description du code système EGSnrc

3.2.1. Structure

Le code EGSnrc [25] comme l'illustre la figure (3.1), se présente sous la forme de sept modules distincts servant à la simulation du transport des particules dans les différents milieux traversés. L'utilisateur doit écrire un programme principal, appelé MAIN, ainsi que deux sous-routines associées HOWFAR et AUSGAB. Celles-ci décrivent respectivement la géométrie et le type des données à recueillir pendant la simulation. Le programme MAIN décrit quant à lui, les valeurs initiales des paramètres nécessaires à l'utilisation de la routine SHOWER. Cette routine sert d'interface entre le programme principal MAIN et le code EGSnrc proprement dit et contient des données telles que les noms des différents matériaux et les énergies de coupure. Le lancement de la simulation est effectué à partir du programme MAIN grâce à l'appel des routines HATCH, qui lit et vérifie le jeu de données préparé par PEGS4 [13] et SHOWER.

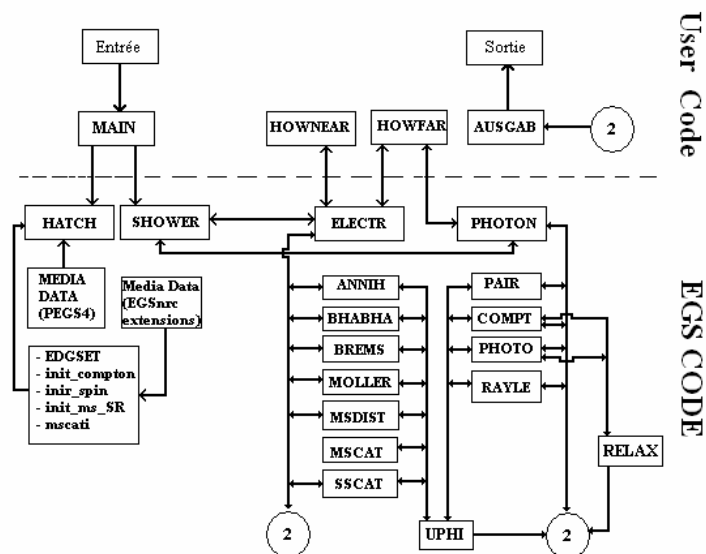


Fig.3.1. Structure générale du code système EGSnrc avec le code utilisateur

Le code EGSnrc est entièrement écrit en langage MORTRAN3. Ce langage dérivé du FORTRAN77 a été développé afin de simplifier la programmation. Il contient des macro-commandes qui le rendent particulièrement performant. Celles-ci permettent de simplifier la programmation et de faciliter la communication entre le programme utilisateur et le code EGSnrc.

3.2.2. Choix du code

Le choix du code EGSnrc a été motivé par deux critères: l'exactitude des simulations et la flexibilité du code. L'exactitude des simulations a été démontrée à travers différents tests d'évaluation. A ce titre, plusieurs exemples peuvent être cités :

- Tommy Knöös [50] sur la modélisation par le code EGSnrc des unités de radiothérapie des faisceaux de photon de haute énergie.
- E B Podgorsak, I Kawrakow et J Seuntjens [17] sur la comparaison des distributions de dose mesurées et calculées par Monte Carlo dans des fantômes hétérogènes des faisceaux d'électrons cliniques.
- G Cranmer-Sargison [15] sur la modélisation de l'interface eau-poumon en utilisant l'algorithme 'Pencil Beam' et la méthode Monte Carlo.
- D.W.Rogers et B.A.Faddegon [43] sur le code BEAM et son utilisation dans la modélisation des accélérateurs médicaux.
- Tokihiro Yamamoto [58] sur les calculs Monte Carlo des doses en profondeur pour des faisceaux de champ très faible
- N Jabbari et B Hashemi -Malayeri [20] sur la comparaison du code MCNP4C et EGSnrc dans le calcul des doses en profondeur pour des faisceaux d'électrons cliniques de faible énergie.

Le second critère qui a encouragé notre choix est la flexibilité du code EGSnrc. Sa structure relativement simple, écrite en Mortran, qui est un préprocesseur du langage Fortran 77, permet à l'utilisateur d'adapter le programme principal à ses propres besoins, sans intervenir dans la partie traitant du transport des particules. Les fichiers auxiliaires qui sont indépendants du programme principal et qui gèrent la géométrie, les matériaux et les paramètres d'entrée de la simulation favorisent une « prise en main » rapide du code.

3.2.3. Bases physiques du code EGSnrc

3.2.3.1. Aperçu générale

Le code EGSnrc [25] est basé sur la méthode Monte Carlo pour la simulation du transport des électrons, des positrons et des photons dans la matière pour des énergies allant de quelque keV à quelque millier de GeV. EGSnrc est une version améliorée de EGS4 [25, 59] avec des améliorations significatives dans plusieurs aspects du transport des électrons: nouvel algorithme de transport des électrons PRESTA-II (parameter reduced electron step transport algorithm), la théorie de diffusion multiple qui inclue l'effet de spin relativiste dans les sections efficaces, algorithme plus correcte au passage des frontières, et divers algorithmes pour les distributions énergétiques et angulaires.

Les données physiques utiles pour les simulations, sont créées par le code préprocesseur PEGS4 [25], utilisant des tables de sections efficaces pour les éléments 1 à 100.

Les processus physiques considérés par EGSnrc[25, 39] sont : production de 'bremsstrahlung', annihilation de positron, nouvelle théorie de diffusion multiple qui remplace la théorie de diffusion multiple de Molière, diffusion de Moller($e-e^-$) et Bhabha ($e+e^-$), perte continue d'énergie pour les particules chargées (pouvoir d'arrêt total restreint pour les pertes d'énergie par bremsstrahlung et par collision, la perte par collision est déterminée par le pouvoir d'arrêt restreint de Bethe-Bloch avec le traitement de Sternheimer de l'effet de densité), production de pair, diffusion Compton, diffusion de Rayleigh, effet photoélectrique, excitation et relaxation atomique.

Le fichier 'output' du code préprocesseur PEGS4 [25], est utilisé directement par le code EGSnrc [25]. En plus du fichier de données obtenu par ce code préprocesseur, EGSnrc utilise d'autres fichiers 'input' pour réaliser les simulations du transport des particules d'intérêts. EGSnrc est constitué de plusieurs 'subroutines' avec une interface utilisateur très flexible. La géométrie d'un problème donné et les données de sortie ('output'), sont spécifiées respectivement par les 'subroutines' HOWFAR et AUSGAB du programme utilisateur [25]. Des techniques de réduction de variance sont implémentées dans EGSnrc, 'bremsstrahlung splitting', la roulette Russe et la 'range rejection'.

3.2.3.2. Transport des photons

Les photons interagissent avec la matière selon plusieurs processus. Les quatre processus principaux sont: Effet photoélectrique, diffusion Rayleigh, diffusion Compton et production de pair [25].

EGSnrc utilise la section efficace total d'absorption en prenant en compte la forme compilée par Storm et Israël avec la relaxation fluorescente dans la couche K. l'utilisateur a le choix de sélectionner, pour la simulation, la relaxation dans les couches K,L,M [25, 39]. Pour la diffusion de Rayleigh, EGSnrc utilise la section efficace totale de diffusion de Storm and Israël [25, 39]. Le traitement de la diffusion Compton dans EGSnrc est basé sur les approximations relativistes qui tiennent en compte de l'effet de liaison de l'électron, ou en option, considère l'électron libre en accords avec la formule de Klein-Nishina [25, 27, 30, 39]. Pour la production de pair, EGSnrc utilise l'approximation extrême relativiste de Born pour la section efficace différentielle. La production Triplet n'est pas considérée explicitement, mais incluse dans la production de pair.

Il y a d'autres processus qui peuvent se produire, mais sans importance en radiothérapie: effet Compton double, dans lequel un photon secondaire apparait quand le photon diffuse sur l'électron, diffusion nucléaire de Thomson, dans laquelle le photon diffuse essentiellement sur le noyau, l'interaction photo-nucléaire, dans laquelle le noyau absorbe un photon et donne un nucléon et la diffusion de Delbruck [25, 27, 30, 39] dans laquelle le photon diffuse élastiquement dans le champ coulombien du noyau.

3.2.3.3. Transport des électrons

La technique de condensation des histoires (CH) a été introduite par M. Berger [25, 27, 30, 39], qui consiste à grouper un grand nombre de parcours individuels des électrons par un seul 'pas' ('step') et les effets cumulés des collisions élastiques et inélastiques durant ces parcours sont pris en compte dans le calcul de l'énergie et de la direction à la fin de ce 'pas' par la théorie statistique de diffusion multiple. Cette approche est justifiée par le fait que les électrons perdent une très faible quantité d'énergie durant une collision individuelle. Berger a aussi, défini deux implémentations différentes de cette technique, qui sont appelées Class I et Class II [25, 27, 30, 39].

Le code EGSnrc utilise la technique 'CH' Class II pour la simulation du transport des électrons. Dans cette forme de la technique CH, le processus de 'bremsstrahlung' donnant naissance à des photons d'énergie supérieure à un seuil $E_\gamma (=AP, \text{paramètre utilise dans EGSnrc})$ et les collisions inélastiques qui mettent en mouvement des électrons atomiques avec une énergie supérieure à un seuil $E_\delta (=AE, \text{paramètre utilise dans EGSnrc})$, sont traités explicitement dans le transport. Ce processus d'énergie seuil est pris en considération dans l'approximation 'CSDA' (continious slowing down approximation) [25, 27, 30, 39].

La présence des interfaces dans le milieu de transport, nécessite un algorithme spécifique de traitement, qui est le 'BCA' (boundary crossing algorithm) [25, 27, 30, 39].

La théorie de diffusion multiple de Molière basée sur l'analyse par des ondes partielles des sections efficace (PWA, formulation de Gaudsmit -Aunderson), utilisée dans le code EGS4, est remplacée dans le code EGSnrc par une théorie nouvelle de la diffusion multiple, basée sur les sections efficaces de diffusions élastiques de Rutherford (screened Rutherford single elastic cross section) [25, 27, 30, 36, 39].

A cause des diffusions multiples, la longueur du parcours des électrons, qui est défini comme la différence entre la longueur s de la trajectoire réelle et la distance z de la ligne droite dans la direction du mouvement, est déterminée par un algorithme de calcul 'Electron step algorithm', ou PRESTA I dans EGS4 et PRESTA II dans EGSnrc [25, 27, 30, 39].

Le processus de bremsstrahlung dans EGSnrc est considéré selon deux cas : soit utiliser les sections efficaces de Koch et Motz [25, 27, 30, 39] pour l'énergie supérieure à 50 MeV et celles de Bethe-Heitler [25, 27, 30, 39] pour l'énergie inférieure à 50 MeV ; soit utiliser la base de donnée 'NIST', utilisant les pouvoirs d'arrêts radiatifs recommandé par 'ICRU'.

Les processus des collisions inélastiques des électrons et des positrons ($e^- e^-$, $e^+ e^-$), dans le cas ou l'énergie de liaison des électrons atomiques est ignoré, sont décrits respectivement, par les sections efficaces de Moller et de Bhabha [25, 27, 30, 39].

Les processus des collisions élastiques des électrons et des positrons sont décrits par les sections efficaces de Rutherford si l'effet de spin est ignoré, et par les sections efficaces de Mott si l'effet de spin est considéré [25, 27, 30, 39].

3.2.4. Les paramètres de simulations de EGSnrc

Les paramètres EGSnrc [25] sont principalement, les algorithmes qui décrivent les interactions des électrons et des photons avec la matière. Ces paramètres constituent, alors, une partie des données d'entrées des programmes utilisateurs BEAMnrc [41] et DOSXYZnrc [54], et sont résumés ci-dessous.

- **Energie de coupure** : définie pour toutes les régions comme l'énergie (MeV) au dessous de laquelle les histoires des électrons et des photons sont arrêtées. Elle est notée GLOBAL ECUT pour les électrons et GLOBAL PCUT pour les photons. Ces deux paramètres prennent respectivement par défaut, les valeurs AE (énergie seuil des électrons secondaires des collisions inélastiques $e^- - e^-$ afin qu'ils soient considérés explicitement dans le transport) et AP (énergie seuil des photons de Bremsstrahlung afin qu'ils soient considérés explicitement dans le transport).

- **‘Maximum step-size’** : défini pour toutes les régions, restreint au transport des électrons, noté par GLOBAL SMAX(en cm). Pas de restriction si les algorithmes PRESTA II et BCA EXACT sont utilisés. Dans ce cas SMAX prend la valeur de $1e^{10}$. Si les algorithmes PRESTA I et BCA PRESTA I sont utilisés, des restrictions sont nécessaires et SMAX prend la valeur de 5cm par défaut.
- **‘Maximum energy loss per step’** : Ce paramètre n’est pas défini pour chaque région, il est global, noté par ESTEPE, sa valeur par défaut est de 0.25 (25%).
- **‘Maximum first elastic scattering moment per step’**: noté XIMAX, sa valeur par défaut est de 0.5, jamais supérieur à 1.
- **‘Boundary crossing algorithm’**: deux sélections sont possibles, EXACT (le mode de diffusion individuelle est utilisé à la frontière à partir d’une distance ‘Skin depth for BCA’) et PRESTA I (pas de corrélations latérales à la distance définie par ‘Skin depth for BCA’ de la frontière et le mode de diffusion multiple est utilisé à la frontière).
- **‘Skin depth for BCA’**: si PRESTA I est utilisé, ce paramètre correspond à la distance (en unité MFP) de la frontière à partir de laquelle les corrélations latérales sont ignorées. Si EXACT est utilisé, il correspond à la distance de la frontière à partir de laquelle le mode de diffusion individuelle est utilisé (=3MFP par défaut).
- **‘Electron-step algorithm’**: deux possibilités, PRESTA II et PRESTA I, défini l’algorithme utilisé pour prendre en considération les corrélations latérales et longitudinales dans la technique de condensation des histoires (CH).
- **‘Spin effects’**: utilisé en modes ‘off’ et ‘on’, défini l’effet de spin dans les diffusions élastiques des électrons. Le mode ‘on’ est nécessaire pour un bon calcul de rétrodiffusion.
- **‘Brems angular sampling’**: deux possibilités, simple (utilisé uniquement le terme principal de la distribution de Koch-Motz pour déterminer l’angle d’émission des photons de rayonnement de freinage) et KM (utilisé l’équation complète de Koch et Motz basée sur l’approximation à petit angle de première ordre relativiste avec l’effet d’écran de Thomas-Fermi appelée équation 2BS).
- **‘Brems cross sections’**: deux possibilités, BH (section efficace de Bethe-Heitler) et NIST (base de donnée NIST des sections efficaces basée sur les pouvoirs d’arrêt radiatifs ICRU)
- **‘Bound Compton scattering’**: deux modes, ‘off’ et ‘on’. Le mode ‘off’ correspond la diffusion de Compton décrite par Klein-Nishina, et le mode ‘on’ correspond à la diffusion Compton avec l’approximation d’impulsion. Aux faibles énergies, le mode ‘on’ est recommandé, et il n’est pas nécessaire au delà de 1MeV.

- **‘Pair angular sampling’**: trois modes possibles, ‘off’, simple et KM. Le mode ‘off’ correspond à une émission de la pair ($e^- - e^+$) sous un angle de m/E (m masse au repos de l’électron et E l’énergie du photon incident) par rapport à la direction du photon incident. Le mode simple correspond à l’utilisation uniquement du terme principal de la distribution de Koch-Motz. Le mode KM correspond à l’utilisation de l’équation 2BS de Koch-Motz.
- **‘Photoelectron angular sampling’**: deux modes sont possibles, ‘off’ et ‘on’. Pour le mode ‘off’, la direction du photon-électron est obtenue de celle du photon primaire. Pour le mode ‘on’, la formule de Sauter est utilisée.
- **‘Rayleigh scattering’**: deux modes sont possibles, ‘off’ et ‘on’. Le mode ‘on’ est recommandé aux faibles énergies, il correspond aux diffusions cohérentes de Rayleigh.
- **‘Atomic relaxations’**: deux modes sont possibles, ‘off’ et ‘on’. Le mode ‘on’ est recommandé aux faibles énergies.
- **‘Electron impact ionization’**: cinq modes sont possibles, ‘off’, ‘on’, Casnati, Kolbenstvedt et Gryzinski. Ces modes déterminent quelle théorie doit être utilisée pour l’impact des électrons dû à l’ionisation. Le mode ‘on’ utilise la théorie de Kawrakow, les autres modes utilisent les théories correspondantes aux noms des auteurs cités. Les modes autres que ‘off’, sont intéressants uniquement dans le cas de la simulation des rayonnements X.
- **‘Photon cross sections’**: quatre modes sont possible, le mode par défaut, epdl, xcom et custom. Si cette instruction n’est pas utilisée, le code considère automatiquement le mode par défaut, qui correspond à l’utilisation des sections efficaces de Storm-Israel obtenues par PEGS4. Le mode epdl, utilise les sections efficaces de la bibliothèque EPDL de Lawrence Livermore. Le mode xcom, utilise les sections efficaces XCOM de Burger et Hubbell. Le mode custom, utilise les sections efficaces propres à l’utilisateur.

3.2.5. Générateurs de nombres aléatoires

Le générateur des nombres “pseudo” aléatoires (RNG) est le cœur battant de la méthode Monte Carlo. Il est intéressant de savoir comment les nombres aléatoires sont générés pour donner une vraie nature stochastique des interactions des particules. EGSnrc utilise deux générateurs de nombres aléatoires: RANLUX et RANMAR [25]. Le générateur utilisé dans EGS4 est RANMAR, tandis que le générateur par défaut dans EGSnrc est RANLUX lequel est utilisé avec une variété de niveau pour les séquences des nombres aléatoires et possède une période supérieure à 10^{165} [25]. L’importance de ces générateurs est de produire les

mêmes séquences de nombres aléatoires dans différentes machines et de garantir l'indépendance de ces séquences en mode de fonctionnement parallèle.

3.2.6. Les données matériaux et le code PEGS4

Les sections efficaces pour EGSnrc [25] sont produites par le code PEGS4 (Préprocesseur pour EGS). PEGS4 [25] est un programme utilitaire qui est utilisé pour générer un fichier de données matériaux, contenant les informations sur les sections efficaces de ces matériaux concernés par les calculs. Les données matériaux sont générées pour des énergies seuils inférieures des électrons *AE* (énergie seuil des électrons secondaires des collisions inélastiques $e^- - e^-$ afin qu'ils soient considérés explicitement dans le transport) et des photons *AP* (énergie seuil des photons de Bremsstrahlung afin qu'ils soient considérés explicitement dans le transport). Les seuils supérieurs correspondants sont *UE* et *UP*.

3.2.7. Les techniques de réduction de variance

Les techniques de réduction de variance permettent de réduire significativement le temps de calcul de la grandeur d'intérêt pour une incertitude donnée. Le code EGSnrc offre la possibilité d'implémenter quatre méthodes de réduction de variance : la roulette russe, le 'splitting', les interactions forcées et la 'range rejection' [25, 26]. Il est donc possible de « tuer » une particule, de la multiplier ou d'accroître préférentiellement une interaction donnée.

La technique des interactions forcées permet d'augmenter la production de photons sans augmenter le poids total des particules. Elle consiste à augmenter artificiellement la probabilité d'occurrence du rayonnement de freinage en diminuant le libre parcours moyen d'un facteur supérieur à 1. Chaque particule initiale primaire possède un poids égal à 1. Les particules secondaires produites, lors de l'interaction forcée, ont leur poids divisé par ce facteur. Le poids des particules secondaires issues de l'interaction forcée est également divisé par ce facteur. Les particules secondaires générées lors d'interactions non forcées ont, quant à elles, un poids inchangé. Lorsque la particule dépose son énergie dans le milieu, cette quantité d'intérêt est pondérée par le poids de la particule. Les techniques du 'splitting' et de la roulette russe sont utilisées conjointement pour favoriser le flux de photons vers 'l'Objet Test' et éliminer ceux ayant peu de chance d'y parvenir. Comme pour les interactions forcées, ces deux techniques modifient le poids des particules pour garder le résultat final inchangé.

Pour le mode électron, une technique de réduction de variance couramment utilisée est appelé 'range rejection'. Cette technique consiste à « tuer » tout électron qui ne peut pas quitter la région où il se situe. Son énergie est absorbée localement et les photons de freinage qui

auraient pu être créés et quitter la région ne le seront pas. Il est donc nécessaire de s'assurer que ces photons ne sont pas essentiels au calcul des quantités d'intérêt.

Ces techniques seront détaillées encore d'avantage dans la suite de ce chapitre, au niveau des codes utilisateurs BEAMnrc [41] et DOSXYZnrc [54].

3.2.8. Les calculs Parallèles

Le calcul Mont Carlo avec EGSnrc [25] fonctionne en mode parallèle. Une simple simulation peut être exécutée simultanément, dans plusieurs machines, dans le but de diminuer le temps de calcul, en s'assurant que les séquences des générateurs des nombres aléatoires dans chaque machine sont indépendantes. Si le travail de simulation est soumis pour être exécuter en mode parallèle, chaque machine effectue une fraction de travail en termes de nombre d'histoires. La subroutine du processus du mode parallèle contrôle chaque simulation dans chaque machine. Quand toutes les histoires sont achevées, des fichiers de sortie de chaque machine sont combinés pour donner un fichier de sortie global.

3.3. Les programmes utilisateurs BEAMnrc et DOSXYZnrc

3.3.1. Introduction

Actuellement, les techniques de simulations Monte-Carlo en radiothérapie ont toutes le même objectif, diminuer le temps de calcul en conservant un résultat de bonne qualité. L'utilisation d'un espace des phases semble pertinente pour réduire les temps de calcul. Cette méthode, aujourd'hui très répandue, consiste à diviser la simulation du transport des particules en deux étapes : une première étape commune à toutes les simulations et une deuxième étape variable selon l'objet test à simuler. La première étape est réalisée par le code utilisateur BEAMnrc [41], qui modélise la tête d'un accélérateur linéaire. La deuxième étape est effectuée par le code utilisateur DOSXYZnrc [54], qui simule le transport des particules dans un fantôme d'eau (voir fig.3.2).

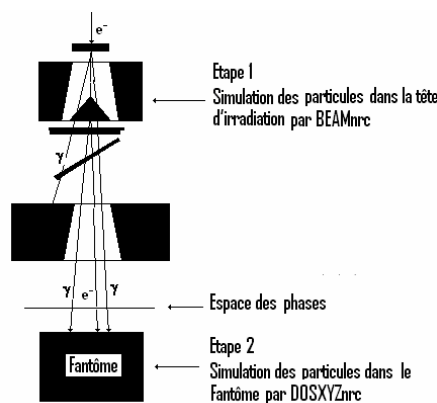


Fig.3.2 : Simulation du transport des particules en 2 étapes.

Cette méthode permet un gain de temps de calcul considérable, sans compromis en termes de précision. Pour réduire encore les temps de calcul (Δt), les techniques de réduction de variance et l'utilisation des symétries sont employées.

3.3.2. Installation sur PC de code système EGSnrc /BEAMnrc /DOSXYZnrc

L'installation du code système EGSnrc /BEAMnrc /DOSXYZnrc sur l'ordinateur donne deux répertoires de travail, EGSnrc_MP et HEN_HOUSE. L'ensemble des fichiers et sous répertoires dérivants de cette installation sont présentes dans les figures ci dessous.

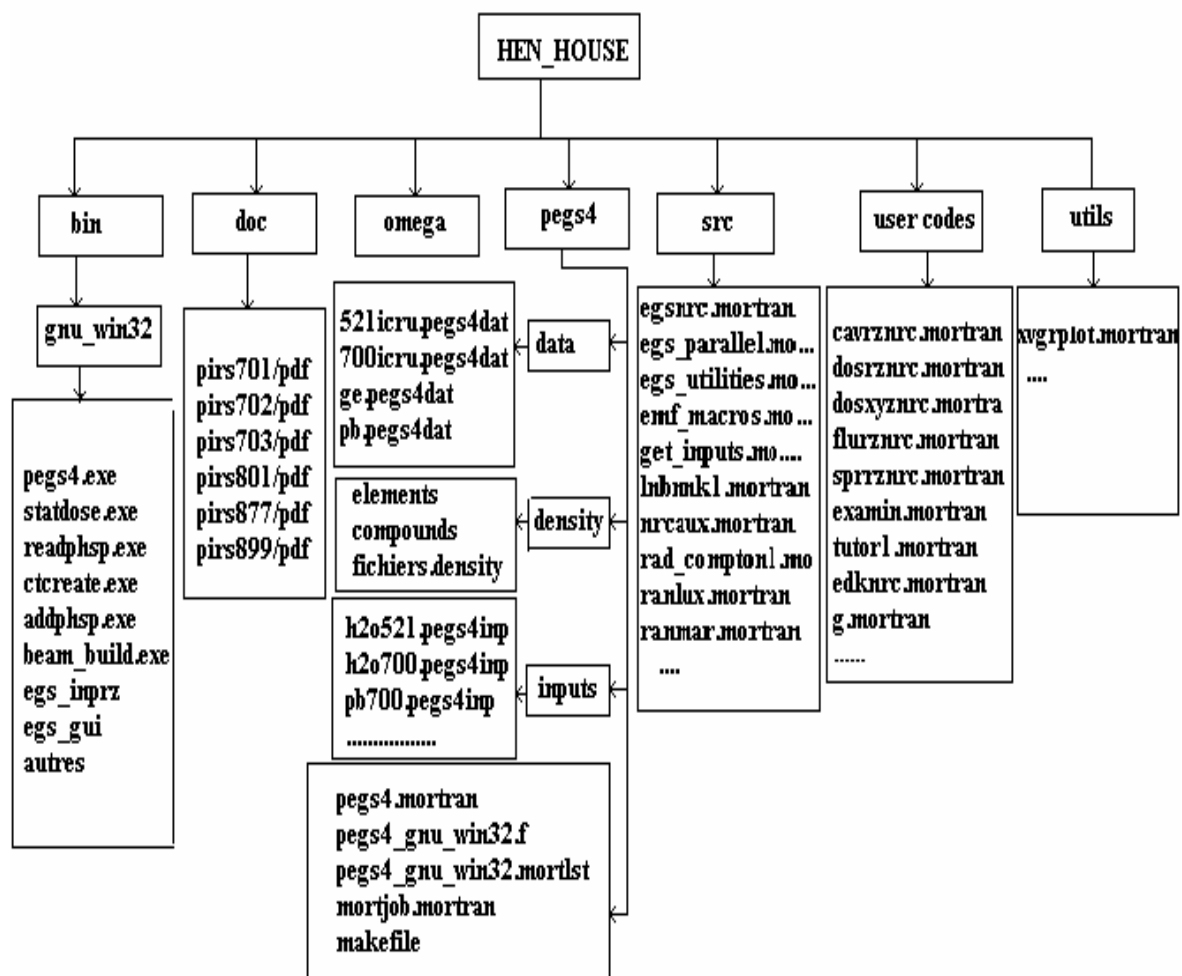


Fig.3.3 : Structure du répertoire hen_house du code système EGSnrc /BEAMnrc /DOSXYZnrc

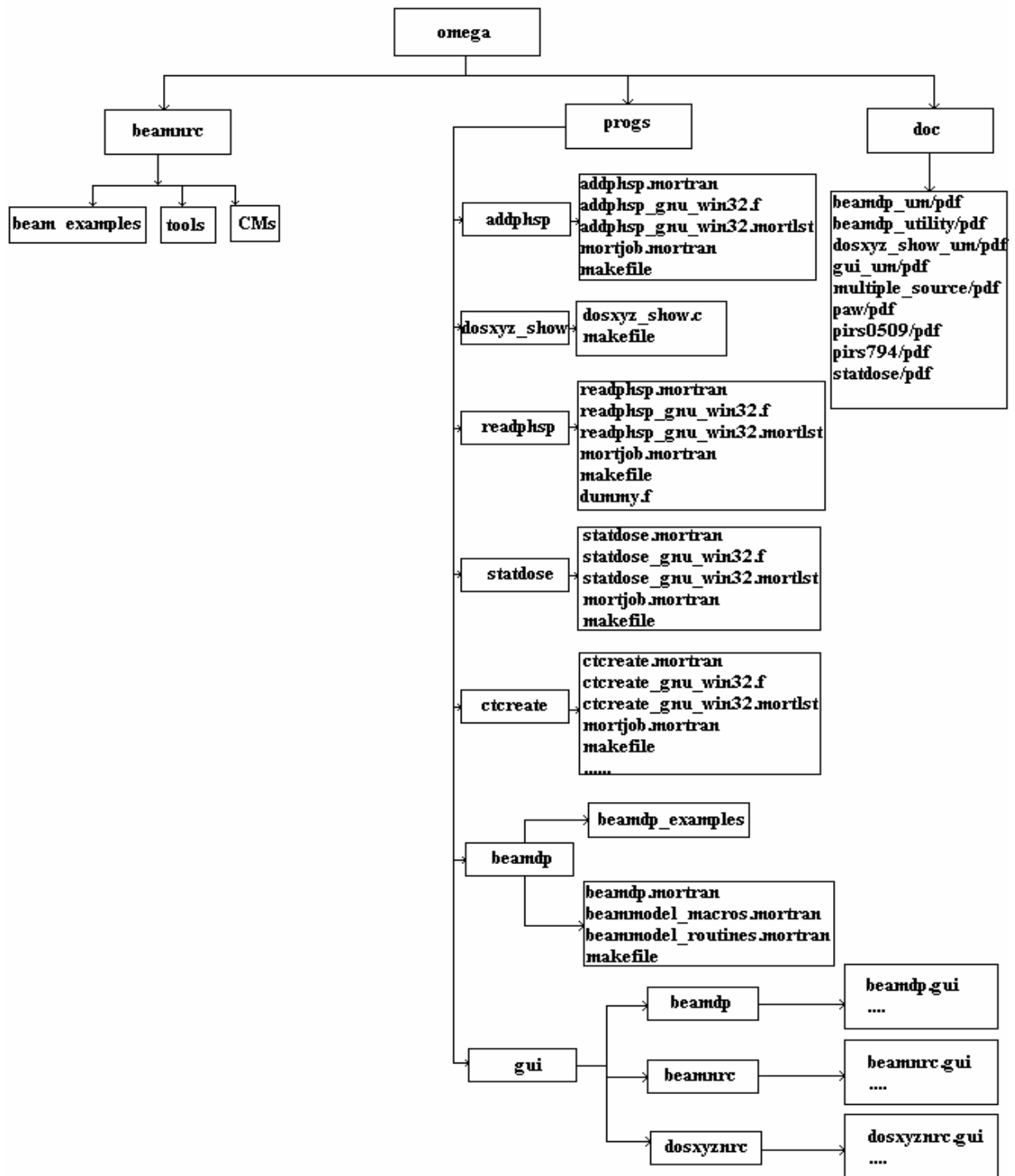


Fig.3.4 : Structure du sous répertoire OMEGA du code système EGSnrc /BEAMnrc /DOSXYZnrc

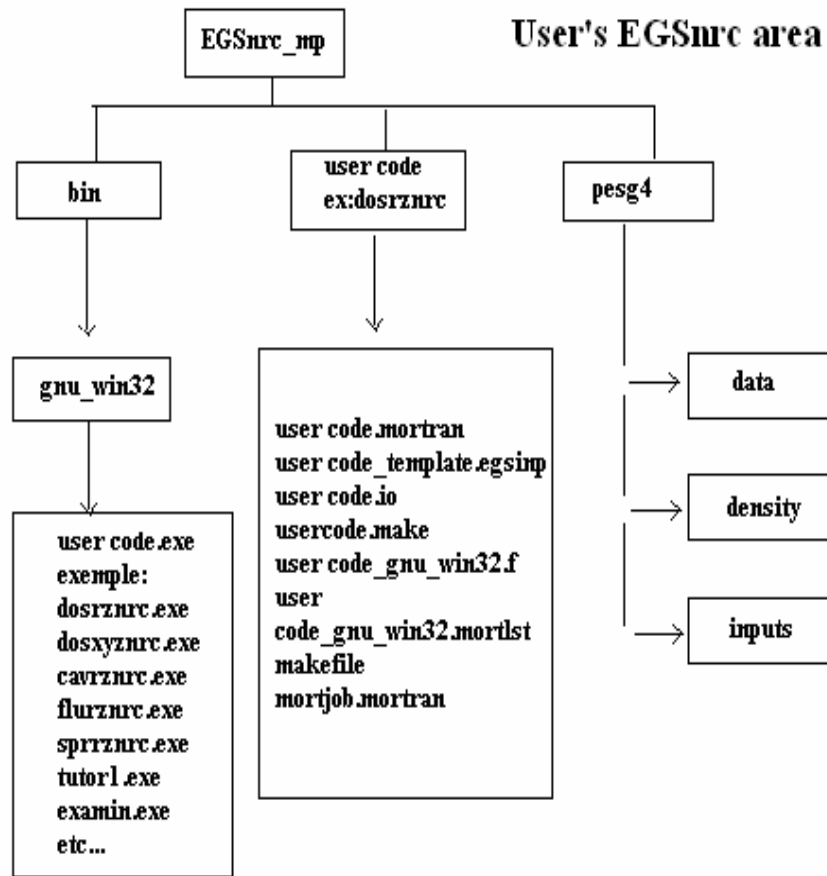


Fig.3.5 : Structure du répertoire EGSnrc_MP du code système EGSnrc /BEAMnrc /DOSXYZnrc

3.3.3. Le code BEAMnrc

3.3.3.1. Description

Le code BEAMnrc [41] est un programme utilisateur du code système EGSnrc, une version améliorée du code BEAM. Ce code a été désigné pour simuler les faisceaux de particules des unités de radiothérapie, incluant les rayons X, les unités de ^{60}Co , et les faisceaux d'électrons et des photons d'une large variété d'accélérateurs. Il a été validé par plusieurs benchmarks pour plusieurs type d'accélérateurs et un très bon accord a été observé [38, 43, 44, 50]. Le code BEAMnrc est écrit en MORTRAN3, un préprocesseur FORTRAN77, qui est utilisé dans le système EGS4/EGSnrc. Il est exécuté sur UNIX, Linux et MS Windows. L'élément de base dans le 'design' du code BEAMnrc est le modèle construit à partir d'une série de composants 'CM', chacun est indépendant de l'autre dans son utilisation. Chaque CM correspond à une certaine forme géométrique bien spécifique. Une fois le modèle est construit, il peut être utilisé pour modéliser une large variété de configurations.

Le code BEAMnrc possède trois formes de fichiers de sortie: fichier 'listing', fichier espace des phases et fichier graphique. La sortie 'listing' créée durant la simulation, contient toutes les informations d'entrées pour l'accélérateur considéré, une spécification précise et exacte de l'accélérateur utilisé et les paramètres géométriques des modules 'CM'. La sortie espace des phases, contient les données relatives à chaque particule traversant le plan d'enregistrement, c'est à dire, la position, l'énergie, la direction, la charge, le poids et l'histoire. Ce fichier peut être réutilisé par BEAMnrc ou être analysé par les programmes BEAMDP1 [31] et PAW [5] pour permettre l'accès aux histoires des particules. Le code BEAMnrc inclue une technique générale de construction utilisant la variable LATCH, cette variable est associée à chaque particule, et permet de séparer les effets des particules, lesquelles rentrantes dans le fantôme d'eau et celles produites par les interactions dans le fantôme. Le fichier graphique est utilisé par le programme EGS_Windows [10] pour représenter la géométrie du modèle construit à travers les données d'entrées (Figure 3.6).

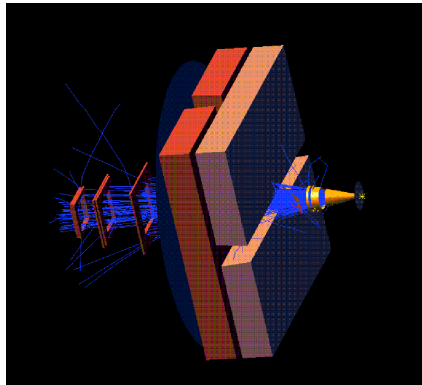


Fig.3.6: Modèle d'un accélérateur linéaire médical

Pour estimer statistiquement l'incertitude des résultats Monte Carlo, BEAMnrc utilise la méthode histoire par histoire. Les quantités d'intérêts peuvent être calculées en moyennant sur le nombre d'histoires considérées. L'incertitude sur la quantité x est donnée par:

$$s_{(x)}^2 = \frac{1}{N-1} \left(\frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{N} - \left(\frac{\sum_{i=1}^N x_i}{N} \right)^2 \right) \quad (3.1)$$

Où x_i est la quantité calculée pour le nombre d'histoires i et N est le nombre total d'histoires.

Il y a plusieurs paramètres d'entrée du code BEAMnrc, incluant les paramètres EGSnrc, qui sont spécifiés pour chaque simulation.

3.3.3.2. La variable LATCH

La variable LATCH [41] (verrou) liée à chaque particule dans une simulation, est une variable à 32 bits employée pour suivre l'histoire des particules. Dans les fichiers d'entrées il y a une opportunité de définir une cartographie des régions géométriques en utilisant la variable 'IREGION_to_BIT'. Ainsi, par exemple il est possible que le bit 5 corresponde à la région géométrique 3, et d'une manière primordiale, un bit, peut correspondre aux régions géométriques multiples, par exemple à 1, 5, et 8. Ainsi, bien que les mâchoires puissent se composer de 6 régions géométriques différentes, elles peuvent toutes être associées à un bit unique. Toutes les régions qui ne sont pas associées à un bit région par l'utilisateur sont associées à la région 23 par défaut. Chaque bit est indiqué comme suit :

- **Bit 0** : égal à 1 si un rayonnement de freinage où un événement d'annihilation de positron se produit; égal à 0 autrement (non utilisé pour LATCH_OPTION = 1).
- **Bit 1-23** : employé pour enregistrer le bit région où la particule a interagit (noter que le bit est réglé pour une région par IREGION_TO_BIT)
- **Bit 24-28** : employé pour stocker le nombre de bit région dans lequel une particule secondaire est créée ; si ces bits sont égaux à 0, la particule est primaire (pas pour LATCH_OPTION= 1).
- **Bit 29-30** : employé pour stocker la charge d'une particule quand la variable LATCH est considérée dans un fichier de l'espace de phase. Pendant une simulation, le bit 30 est employé pour identifier les particules de contamination mais cette information n'est pas considérée dans le fichier de l'espace de phase. Egal à 1 si la particule est une particule de contamination; égal à 0 autrement. Noter que si la variable LATCH n'est pas hérité (c.-à-d. quand LATCH_OPTION = 1), le bit 30 perd sa signification.
- **Bit 31** : égal à 1 si une particule a traversé le plan d'enregistrement plus d'une fois quand la variable LATCH est considérée dans le fichier de l'espace de phase.

L'utilisateur commande le protocole d'utilisation de la variable LATCH par le paramètre 'LATCH_OPTION'.

3.3.3.3. Fichier Espace des Phases

Le programme utilisateur BEAMnrc [41] est utilisé pour obtenir un fichier d'espace des phases, qui peut être utilisé comme fichier d'entrée dans un autre code utilisateur, particulièrement le code DOSXYZnrc. Il simule le transport des électrons primaires et des particules secondaires dans la tête d'irradiation d'un appareil de traitement de radiothérapie et permet d'obtenir, pour un plan d'enregistrement donné, un fichier d'espace des phases

contenant les particules traversant ce plan. Ce fichier d'espace des phases comprend l'énergie, la direction (u, v, w), la position (x, y), la nature de la particule (photons, électrons, positrons), le numéro de l'électron primaire à l'origine de la particule et le poids statistique de la particule ayant traversé le plan d'enregistrement. La position z est définie par la position du plan d'enregistrement. Le plan d'enregistrement est perpendiculaire à l'axe du faisceau d'incidence. Le spectre en énergie des photons ou des électrons atteignant le plan de référence peut être facilement obtenu à partir de l'espace des phases. Ce spectre dépend des différents composants de la tête d'irradiation et permet donc de vérifier la modélisation géométrique d'un accélérateur.

3.3.3.4. Fichier d'entrée du code BEAMnrc

Trois fichiers d'entrées sont nécessaires pour exécuter le code BEAMnrc [41] : *nfichier.module*, *nfichier.pegs4dat* et *nfichier.egsinp*. L'exécution est effectuée par l'interface graphique (Fig.3.7) ou par les commandes MS DOS.



Fig.3.7 : Interface graphique du code BEAMnrc

Le fichier *nfichier.module* contient la liste modules 'CM', utilisés pour construire l'accélérateur composants. Le fichier *nfichier.pegs4dat*, est crée par le programme PEGS4 [41], il contient tous les paramètres nécessaires pour la simulation des interactions des électrons, positrons et photons dans chaque matériau. Ce programme traite différents types de milieux: des milieux simples (de numéro atomique allant de 1 à 92) aux milieux de composition complexe tel que l'os, le muscle... ou encore divers alliages comme ceux rencontrés, dans les têtes d'irradiation des accélérateurs linéaires. Il est également possible de créer un matériau en spécifiant sa composition chimique et sa masse volumique. Le programme utilise une interface graphique (voir fig.3.8) ou des commandes MS DOS pour exécuter le fichier de données d'entrées. Ce fichier de données d'entrées nommé

nfichier.peg4inp, contient les paramètres suivants : le nom, le type, la composition chimique et la densité (g/cm^3) du matériau considéré ; les énergies minimales et maximales *AE*, *AP* et *UE*, *UP* respectivement des électrons et des photons pour lesquelles les sections efficaces seront calculées. Le fichier *nfichier.egsinp* contient les paramètres nécessaires pour la simulation, décrit d'une manière détaillée dans le manuel d'utilisation du code BEAMnrc [41] .

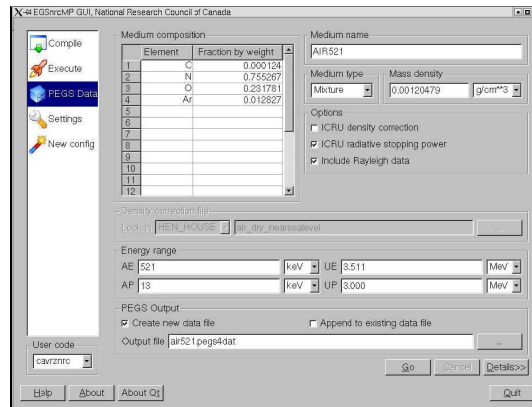


Fig.3.8 : Interface graphique du code utilitaire PEGS4

Ce fichier contient principalement, les données sur: les paramètres Monte Carlo, la géométrie de la source, les paramètres de transport, le plan d'enregistrement du fichier de l'espace des phases, la géométrie des module 'CM' et enfin les paramètres EGSnrc (voir §3.2.4).

3.3.4. Le code DOSXYZnrc

3.3.4.1. Description

DOSXYZnrc [54] est un code utilisateur, utilisé pour calculer les distributions de dose en (3D) dans un fantôme de géométrie cartésienne. Il simule le transport des particules dans un milieu subdivisé en petit volume ΔV ('voxel') et calcule le dépôt d'énergie dans ces petits volumes. Les dimensions des volumes sont indépendantes dans les trois directions. Le matériau et la densité de chaque volume est spécifié individuellement. Pour les erreurs statistiques, la méthode histoire par histoire est utilisée dans le calcul des quantités d'intérêts (e.g. dépôt d'énergie). Il y a plusieurs types de source utilisées dans le fichier d'entrée du code DOSXYZnrc : source ponctuelle, faisceau incident parallèle, fichier de l'espace des phases générées par BEAMnrc, DOSXYZnrc a le pouvoir de calculer la dose due au composant de la tête de l'accélérateur, distinguer la contribution par type de particule ou par ces composants basés sur le paramètre de filtrage LATCH [41]. La sortie du code DOSXYZnrc

contient les distributions de dose en 3D et leur incertitude correspondante pour chaque volume élémentaire considéré. Le programme utilitaire STATDOSE [33], fournis avec le code BEAMnrc, peut être utilisé pour analyser le fichier des doses 3D. Les particules peuvent être recyclées pour réduire l'incertitude des calculs, chaque particule du fichier de l'espace des phases peut être recyclée plusieurs fois. L'exécution du code est effectuée par l'interface graphique (Fig.3.9) ou par les commandes MS DOS.



Fig.3.9 : Interface graphique du code DOSXYZnrc

3.3.4.2. Calcul des distributions de dose

Le calcul des distributions de dose au sein du fantôme test nécessite l'introduction des données de l'espace des phases dans le programme utilisateur DOSXYZnrc. Il permet de calculer en 3 dimensions la dose déposée dans une matrice voxelisée. Les distributions de dose en 1 Dimension (rendements en profondeur et profils de dose à différentes profondeurs) et en 2 Dimensions (isodoses) sont extraites de la matrice de dose 3D. La taille de cette matrice sera adaptée à chaque objet test. La dose moyenne, dans chaque voxel, est égale à l'énergie moyenne déposée divisée par la masse locale du voxel ($m_{\text{locale voxel}} = V_{\text{voxel}} \times \rho_{\text{milieu}}$).

3.3.4.3. Fichier d'entrée du code DOSXYZnrc

Deux fichiers d'entrées sont nécessaires pour exécuter le code DOSXYZnrc [54] : *nfichier.peg4dat* et *nfichier.egsinp*. Le premier fichier est semblable à celui utilisé dans le code BEAMnrc, par contre le fichier *nfichier.egsinp* est différent. Ce dernier est décrit d'une manière détaillée dans le manuel d'utilisation du code DOSXYZnrc [54], contient principalement : les paramètres Monte Carlo, les paramètres de transport, le type de source, la géométrie et la discrétisation (x, y, z) du fantôme, le type de données de sortie et enfin les paramètres EGSnrc (voir §3.2.4)

3.3.5. Réduction de variance dans BEAMnrc et DOSXYZnrc

Pour accélérer la simulation par BEAMnrc et DOSXYZnrc [41, 54], des techniques de réduction de variance sont utilisées, à savoir : ‘Range rejection’, ‘Bremsstrahlung splitting’ et ‘interactions forcées’ [26, 29, 41, 54].

3.3.5.1. ‘Range rejection’

Cette technique est basée sur le calcul du parcours (range) d’une particule chargée depuis le début jusqu’à la fin de son histoire avec une énergie ‘ECUTRR’. ECUTRR est l’énergie de coupure de la technique ‘range rejection’ qui varie d’une région à une autre selon le type de la technique utilisée. Pour déterminer le parcours de cette particule jusqu’à ECUTRR, BEAMnrc calcul d’abord, le parcours de ECUTRR à AE (tables de calcul EGSnrc) pour chaque région au début de la simulation (=0 si ECUTRR=AE). Ensuite, avant chaque étape (step) de cette particule durant la simulation, cette valeur est soustraite du parcours de la particule jusqu’au seuil d’énergie AE. Les parcours sont calculés en utilisant les pouvoirs d’arrêt restreints, qui donnent des valeurs les plus grandes possibles de ces parcours.

Quand la variable de contrôle de cette technique ‘IREJCT_GLOBAL’ est réglée à 2, la ‘range rejection’ est appliquée région par région. Dans ce cas, ECUTRR pour chaque région est simplement égal à ECUT.

Si le parcours jusqu’à ECUTRR est inférieur à la distance perpendiculaire jusqu’à la frontière de la région la plus proche, l’histoire de cette particule est terminée et son énergie est consommée dans la région courante. Autrement, quand IREJCT_GLOBAL est réglée à 1, ECUTRR est l’énergie minimale que peut avoir cette particule chargée pour quitter la région courante et continue son histoire jusqu’à ce qu’elle atteigne le bas de l’accélérateur avec une énergie supérieure à ECUT globale. ECUTRR est automatiquement calculée pour chaque région au début de la simulation. Comme pour IREJCT_GLOBAL=2, si le parcours jusqu’à ECUTRR est inférieur à la distance perpendiculaire jusqu’à la frontière de la région la plus proche, l’histoire de cette particule est terminée et son énergie est consommée dans la région courante. (IREJCT_GLOBAL=1) peut apporter un gain de temps supérieur à (IREJCT_GLOBAL=2), mais il peut être utilisé seulement, si un seul plan d’enregistrement est utilisé et il est situé au bas de l’accélérateur, comme l’aplicateur.

La ‘range rejection’ introduit une approximation dans les calculs en supposant que les photons de bremsstrahlung créés par la particule chargée, ne quittent pas la région d’intérêt. L’utilisateur peut minimiser les erreurs de cette approximation, en utilisant la variable ESAVE_GLOBAL qui est définie comme l’énergie maximale de la particule chargée(en

MeV) pour laquelle la ‘range rejection’ est considérée. Le choix de ‘ESAVE_GLOBAL’ dépend de l’énergie du faisceau incident et du matériau traversé. ESAVE est traité localement région par région, mais seulement dans le module ‘CM SLABS’ que l’utilisateur a généralement l’habilité d’assigner des valeurs individuelles pour chaque région à travers ESAVEIN, ceci et due au fait que ce ‘CM SLABS’ est utilisé comme une cible de freinage pour produire les photons de bremsstrahlung et donc une nécessité d’avoir plus de contrôle. Il a été montré qu’avec ESAVE=2MeV, seulement 0.1% de photons arrivant à la surface du fantôme ont été ignorés.

3.3.5.2. Interactions forcées

Cette technique offre une option à l’utilisateur pour pouvoir forcer les photons d’interagir dans une région d’intérêt spécifiée durant la simulation. Cette option est utile pour améliorer les statistiques de la diffusion des photons. Brièvement, un photon forcé pour interagir dans une région donnée, il est ‘divisé’ (split) en un photon diffusé, pondéré avec un poids égal à la probabilité d’interaction, et un autre photon non diffusé, pondéré avec le poids restant.

Le photon non diffusé procède comme si une interaction n’a pas eu lieu, et il ne peut pas être forcé de plus d’interagir dans la région spécifique, qui peut se composer d’un ou plusieurs zones. Cependant, une fois que le photon non diffusé sort de la région spécifiée, il peut interagir encore selon la longueur de parcours prélevée. Le photon diffusé peut être forcé encore dans la région spécifiée selon le nombre d’interactions qui sont permises d’être forcées.

Les variables utilisées pour contrôler les interactions forcées dans le code BEAMnrc sont :

IFORCE: =0 pas d’interaction forcée (par défaut); =1 interaction forcée

NFMIN: Nombre d’interaction minimale de photons forcés (1 par défaut).

NFMAX: Nombre d’interaction maximale de photons forcés (1 par défaut).

NFCMIN: le module CM auquel va commencer le ‘forcing’ (1 par défaut)

NFCMAX: le module CM auquel va cesser le ‘forcing’ (= nombre total de CM dans l’accélérateur par défaut)

Ces paramètres sont aussi utilisés pour les photons secondaires. Forcer des photons secondaires n’affecte pas le nombre de fois où le photon parent est forcé d’interagir. La manière d’utiliser les paramètres de ‘forcing’ aux photons secondaires est particulièrement utile pour obtenir de bonnes statistiques pour des interactions de photon de bremsstrahlung.

3.3.5.3. Les techniques ‘Bremsstrahlung Splitting’ et la roulette russe

La ‘Bremsstrahlung splitting’ offre à l’utilisateur une autre technique de réduction de la variance qui améliore les statistiques des photons de rayonnement de freinage résultant des

interactions des électrons. Le code BEAMnrc utilise trois types de ‘splitting’, uniforme (UBS), sélective(SBS) et directionnelle(DBS). UBS et SBS sont utilisées avec la roulette russe, alors que DBS ne nécessite pas la roulette russe.

a) La technique ‘Uniforme Bremsstrahlung Splitting’

Les paramètres ‘inputs’ associés à UBS, sont:

IBRSPL: =1

NBRSPL: Nombre de ‘splitting’.

Chaque événement de bremsstrahlung produit NBRSPL photons, et chaque photon a un poids égal à $1/\text{NBRSPL}$ fois le poids de l’électron donnant naissance à cet événement. L’énergie et la direction de chaque photon sont prélevées individuellement selon les distributions de probabilité appropriées. L’énergie de l’électron primaire est décrétementée par l’énergie d’un seul photon.

Ceci doit être effectué afin de préserver les effets du ‘straggling’ sur l’énergie, il signifie que l’énergie n’est pas conservée sur une histoire donnée, mais moyennement un certain nombre d’histoires (l’énergie devrait être décrétementée par une énergie moyenne des photons créés).

b) La technique ‘Selective Bremsstrahlung Splitting’

La technique ‘Sélective Bremsstrahlung Splitting’ (SBS) est plus efficace que la technique ‘UBS’ (par un facteur de 3 à 4), mais elle a été remplacée par la technique ‘DBS’, qui offre une amélioration encore plus grande en efficacité.

Les paramètres ‘inputs’ associés à la technique ‘SBS’, sont:

IBRSPL: =29

NBRSPL: Nombre maximal de ‘splitting’ (les valeurs appropriées sont entre 200 et 1000)

NMIN: Nombre minimal de ‘splitting’.

FS: = taille du champ de traitement + 10cm. e.g., 14 pour 4×4 où 50 pour 40×40 .

SSD: la distance de la surface inférieure de la cible de bremsstrahlung au point où est défini le FS. L’approximation suppose que tout le bremsstrahlung soit créé au niveau de cette surface.

La technique ‘SBS’ utilise une variable du nombre de ‘splitting’, NBR, qui reflète la probabilité qu’un photon de bremsstrahlung entrera dans le champ défini par le FS et SSD. Cette probabilité est calculée en utilisant l’énergie et la direction de l’électron incident qui produira le rayonnement de freinage. NBR fait l’objet de restriction : $\text{NMIN} < \text{NBR} < \text{NBRSPL}$. Les photons de ‘splitting’ ont un poids égal à $1/\text{NBR}$ fois le poids de l’électron incident.

c) Roulette russe

Quand les techniques ‘UBS’ où ‘SBS’, sont utilisées, le suivi de toutes les particules chargées secondaires créées par les photons de ‘splitting’ augmente le temps ‘CPU’ nécessaire à la simulation. Si l’intérêt primaire est dans ces électrons secondaires où leurs effets, la durée de calcul supplémentaire est évidemment acceptable. Mais si l’intérêt principal est dans les photons de bremsstrahlung eux-mêmes, réduire le temps CPU tout en préservant toujours les avantages de réduction de la variance de ‘bremsstrahlung splitting’ est possible avec l’utilisation de la roulette russe. Le paramètre ‘input’ associés à la roulette russe est : $IRRLTT=0$ (pas de roulette russe), $IRRLTT = 1$ et 2 (avec roulette russe).

La roulette russe est mise en application en donnant aux particules chargées secondaires résultantes des photons de ‘splitting’ un seuil de survie.

Le seuil de survie est toujours l’inverse du nombre de photons de ‘splitting’. Ainsi, dans le cas de la technique ‘UBS’, le seuil est fixé à $1/NBRSPL$, alors que dans le cas de la technique ‘SBS’, le seuil de survie est de $1/NBR$. Alors, un nombre aléatoire est choisi pour chaque particule chargée, si ce nombre aléatoire est moins que le seuil de survie, la particule chargée survit, et son poids est augmenté par un facteur de $NBRSPL$ (pour UBS) où de NBR (pour des SBS). Autrement, la particule chargée est éliminée. Les particules chargées secondaires faisant l’objet de la roulette russe sont des électrons résultant des effets Compton, photoélectriques et de production de paires.

Dans le cas où la roulette russe est considérée, les photons de rayonnement du freinage et d’annihilation sont également dédoublés. Ceci parce que, n’importe quelle particule chargée qui survit à la roulette russe a un poids supérieur au photon qui l’a créé. Si les photons produits par ces particules chargées ne sont pas dédoublés, leur poids élevé peut fausser les statistiques des photons de ‘splitting’ originaux de rayonnement du freinage. En outre, la division du rayonnement du freinage et les photons d’annihilation n’augmente pas considérablement la durée de calcul, parce que la plupart des particules chargées secondaires ont été éliminées.

d) La technique ‘Directionnel Bremsstrahlung Splitting’

La technique ‘DBS’ a été utilisée dans BEAMnrc en 2004 avec une plus grande efficacité que la technique ‘SBS’. Les résultats de simulation ont montré, qu’utiliser la technique ‘DBS’ dans un faisceau de photons, peut avoir une efficacité jusqu’à 8 fois supérieure qu’avec la technique ‘SBS’ (jusqu’à 20 fois qu’avec la technique ‘UBS’). Les améliorations réelles dépendront de l’énergie et d’autres détails du faisceau de particules simulé.

La technique 'DBS' a la même philosophie que la technique 'SBS', cependant, les deux algorithmes sont complètement différents. Les paramètres 'input' utilisés pour cette technique sont:

IBRSPL: =2

NBRSP: ~1000 si vous utilisez la division des particules chargées où ~5000 si non.

FS: même définition que 'SBS'

SSD: même définition que 'SBS'

ICM DBS: le module CM où la division des particules chargées ait lieu (filtre égalisateur). Noter que la division des électrons est possible uniquement dans 'FLATFILT CM'. Si ICM DBS est égal à 0, pas de division des électrons.

ZPLANE DBS: la surface du module 'ICM DBS' où la division des électrons ait lieu (surface inférieure du filtre égalisateur, ZPLANE DBS=nombre de plaques dans le filtre égalisateur + 1).

IRAD DBS: =1, pour redistribuer les 'NBRSP' particules chargées dans une symétrie radiale par rapport à l'axe Z. Ceci peut améliorer les statistiques des particules chargées si le faisceau a une symétrie radiale.

ZRR DBS: Z, position de la surface où la roulette russe est utilisée conjointement avec la division des particules chargées. Considérer à quelques mm au dessous de cette surface de division, toujours avec le filtre égalisateur.

L'algorithme de la technique 'DBS' est le suivant : Si une particule chargée produit un rayonnement de freinage ou s'annihile, alors la technique 'DBS' multiplie cet événement NBRSP fois. Tous les photons résultants ont leur poids multiplié par 1/NBRSP. La technique 'DBS' fait une boucle sur ces photons et pour chacun, elle détermine s'il est visé dans le champ de division défini par le FS et SSD. S'il est dans ce champ, alors le photon est gardé et est considéré « léger ». Sinon, la roulette russe est appliquée sur le photon en comparant un nombre aléatoire à un seuil de survie de 1/NBRSP. Si le nombre aléatoire est inférieur à ce nombre, alors le photon est gardé et son poids est multiplié par NBRSP et on le considère comme un photon « lourd ». La division n'est pas limitée aux événements de rayonnement du freinage et d'annihilation, mais aussi à ces photons « lourd » qui subissent un événement de Compton.

Chapitre 4

‘Commissionning’ du système de planification de traitement

‘Theraplan Plus’

4.1. Introduction

Dans ce chapitre est présenté la procédure de la vérification des performances de l’algorithme de calcul utilisé dans le système ‘TPS’ Theraplan Plus de l’unité de radiothérapie externe du CPMC. L’approche suivie est d’utiliser un accélérateur virtuel, comme unité de traitement pour trois énergies des faisceaux d’électrons 6, 9 et 12MeV. Il s’agit de caractériser le système TPS, en utilisant des données, dites de référence, obtenues par simulation Monte Carlo dans un fantôme d’eau homogène en utilisant le code DOSXYZnrc [54]. Ces données sont introduites dans le système de planification de traitement Theraplan Plus pour obtenir trois unités 6, 9 et 12MeV. La deuxième étape consiste à la vérification des performances de ce système par un certain nombre de tests choisis. Ces tests correspondent à des calculs de distributions de dose dans plusieurs configurations du fantôme d’eau. Ces calculs sont effectués par Monte Carlo et par le système Theraplan Plus, la comparaison des résultats est effectuée par l’indice gamma. Le test est dit concluant si la valeur de cet indice est inférieure à 1.

4.2. Système de planification de traitement Theraplan Plus

L’algorithme de base du système Theraplan Plus [14] pour les faisceaux d’électrons est basé sur la décomposition en faisceaux élémentaires (*pencil beam*). Cet algorithme n’est pas précis pour le calcul des distributions de dose dans des objets irréguliers, proche des surfaces obliques ou dans des milieux hétérogènes. Les propriétés de chaque faisceau élémentaire, comme les profils d’intensités, sont représentés par des fonctions caractéristiques. Les différents paramètres de ces fonctions sont déterminés d’une manière empirique pour chaque machine.

Pour rendre une unité disponible pour la planification du traitement [14], le système exige des données d’entrée décrivant l’unité de traitement et le faisceau de rayonnement. L’unité modélisée traite ces données pour produire d’autres données qui seront employées par les algorithmes de calcul de dose dans ce système de planification de traitement. Les caractéristiques de l’unité de traitement incluent : le potentiel d’accélération nominal, la géométrie du collimateur, données de calibration, facteurs de dose relative, description des modificateurs de faisceau [14], etc.

Les données de faisceau de rayonnement se composent : des données de dose sur l’axe central (pourcentages de dose en profondeur ‘PDD’, des facteurs d’éparpillement ‘PSF’, des rapports Tissu-fantôme ‘TPR’, des rapports tissu-air ‘TAR’) et des profils de dose [14].

Pour les données de dose sur l’axe central, sept tailles au minimum de champ et sept profondeurs sont exigées, mais tout nombre au delà de ceci, jusqu’à 100 pour chacun, est permis. Il est clair que, les résultats finaux seront meilleurs si des nombres au-delà du minimum sont employés. Le minimum utilisé pour les profils de dose est quatre profondeurs pour une taille large du champ [14].

L’algorithme ‘3D pencil beam’ utilisé dans le Theraplan Plus, utilise les données intermédiaires (SAR, TAR, PBD, PBFF, PBPF, ESR, TRAN, ..., etc) générées par l’unité modélisée en utilisant les données primaires fournies au système par l’utilisateur (PDD, profils de dose) pour calculer la dose en tout point du milieu considéré. Ces données intermédiaires sont présentées en détail, ci-dessous.

L’unité modélisée peut être validé en comparant graphiquement, les données saisis et les données calculées, où des différences absolues pour chaque point de repères sont montrées. Vous pouvez alors accepter les paramètres produits ou les ajuster jusqu’à ce qu’une comparaison optimale soit réalisée [14].

4.2.1. Spécification de la machine de traitement

- **Type** : décrit le type de rayonnement employé par l’unité de traitement : faisceau de photons, isotope (ex., ^{60}Co), faisceau d’électrons. Bien que le même algorithme de base soit employé pour tous les types de rayonnement, quelques détails des calculs de dose sont différents et quelques paramètres descriptifs peuvent être exigés.

- **Nom** : est nécessaire pour chaque unité de traitement.

- **Potentiel d’accélération nominal** : utilisé pour représenter la qualité de faisceau pour une unité donnée de traitement. L’information peut être obtenue du fabricant, ou le mesurer selon le protocole d’AAPM TG-21, il est relatif au quotient des rapports de tissu-fantôme pris aux profondeurs 10 et 20cm dans un fantôme l’eau.

En mode électron, ce potentiel d’accélération nominal n’a aucune signification physique claire, utiliser n’importe quel nombre comme par exemple, l’énergie nominale des électrons. Ce nombre ne sera pas employé dans aucun calcul.

- **Distance source-patient** : définie comme la distance, en centimètres, entre la source et le point où est défini la taille du champ, elle est notée ‘DSP’.

- **Excentricité de la source effective** : cette excentricité est nulle si la source effective se trouve à la même position que la source réelle. Il est positif si la source effective se trouve au-dessus de la source physique (c.-à-d., la distance SSD effective est plus grande que la distance SSD nominale, et vice versa pour une valeur négative). Cet excentricité est employée dans l'unité modélisée pour corriger le facteur d'ISL [14] pour le calcul de la dose en chaque point en convertissant les PDPs (pourcentage de dose en profondeur) d'entrées en RTFs (rapport tissu fantôme).
- **Données de calibration de la dose** : pour calculer le temps de traitement ou le nombre d'unités moniteur (MU) exigées pour une prescription de dose, des données de calibration de dose doivent être saisies. Theraplan Plus exige que la calibration soit faite dans un fantôme d'eau.
- **Spécifications du collimateur** : écrire la distance source-diaphragme (requis pour le calcul de la pénombre de faisceau). Cette valeur doit correspondre au diaphragme utilisé en mesurant les profiles de dose. Ce diaphragme correspond à l'ouverture au plus bas du système de collimation du faisceau qui définit la taille du champ d'irradiation.
- **Taille de champ d'irradiation** : se rapporte à la section transversale du faisceau d'irradiation à une distance spécifique de la source. La taille du champ est considérée normalement, comme la largeur complète correspondante à 50% du maximum du profile de dose pour le champ d'irradiation.
- **Facteurs relatifs de dose ('RDFs')** : par convention, le débit de dose pour une unité de traitement de radiothérapie est déterminé avec une taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$, à une distance spécifique et à une profondeur spécifique dans un fantôme d'eau. Le facteur relatif de dose rapporte le débit de dose pour d'autres tailles de champ à celui de la taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ [14]. Il y a d'autres paramètres de la machine à considérer, comme : les angles de rotation de la machine, les atténuateurs et les modificateurs de faisceau [14].

4.2.2. Les données de dose sur l'axe central

Les données du faisceau de rayonnement employées par l'algorithme de calcul de dose sont dérivées des données conventionnelles mesurées le long de l'axe central de l'unité de traitement. Ces données sont [14] : pourcentages des doses en profondeur (PDDs), les rapports tissu-fantôme ou tissu-air (TPRs, TAR) et les facteurs d'éparpillement du faisceau (PSFs). Theraplan Plus utilise un nouvel algorithme 'pencil beam' qui exige des fonctions de distributions, décrivant la dispersion du rayonnement à partir des éléments de volume formés par les faisceaux élémentaires ('pencil beam') [14]. Les données des faisceaux élémentaires

(‘PBDs’) sont générées par l’unité modélisée en respectant la distance du point de calcul de la dose à la position du faisceau élémentaire [14].

Il est demandé à l’utilisateur de fournir des données mesurées pour sept tailles de champ et sept profondeurs. Ces données couvrent la gamme appropriée pour l’unité de traitement. Les données pour la taille du champ 0x0, peut être obtenue par extrapolation des données des autres tailles de champ.

- **Pourcentage de dose en profondeur (PDD):** défini comme le rapport en pourcent de la dose à la profondeur d dans un fantôme à la dose à la profondeur de référence d_{ref} , sous les mêmes conditions. Il dépend de la profondeur, de la taille du champ, de la distance source-patient et de l’énergie du faisceau. La profondeur de référence est normalement considérée comme la profondeur de la dose maximale. Theraplan Plus exige que les doses en profondeur soient normalisées par rapport à la profondeur de dose maximale (d_{max}).
- **Rapports tissu-fantôme (TPRs):** défini comme les ‘PDDs’ pour une distance source – patient infinie. Ils sont mesurés normalement avec un dosimètre placé à l’isocentre et varier la profondeur. Les données pour chaque taille de champ sont normalisées à d_{max} (ceci correspond au rapport tissu maximum, mais dans Theraplan Plus il est appelé rapport tissu-fantôme). Les rapports tissu-fantôme (TPRs) sont déterminés à partir des pourcentages de dose en profondeur (PDDs) [14].
- **Les facteurs d’éparpillement (PSFs) :** défini comme le rapport de la dose dans un fantôme à la profondeur de référence à la dose à la même profondeur dans l’air. Les ‘PSFs’ sont exigés pour avoir les fonctions de diffusion décrivant la dispersion du rayonnement d’un élément de volume formé par le faisceau élémentaire. Dans Theraplan Plus, ces fonctions sont obtenues à partir des ‘PDDs’ et des ‘TPRs’. Les ‘PSFs’ sont normalisés par rapport au champ de taille nulle.
- **Rapports tissu-air (TARs) :** peuvent être obtenus directement à partir des ‘PDDs’ ou des ‘TPRs’, défini comme le rapport des doses mesurées dans le fantôme et dans l’air à une distance source détecteur constante et sous les mêmes conditions d’irradiation. Ils dépendent de la profondeur dans le fantôme et de la taille du champ d’irradiation.
- **Rapports ‘scatter’-air (SARs) :** défini comme la différence entre les ‘TARs’ pour un champ de taille r avec un champ de taille zéro. Ils sont utilisés dans l’algorithme ‘pencil beam’ du système Theraplan Plus.
- **Les données ‘pencil beam’ (PBD) :** quand un faisceau très fin et collimaté (pencil) pénètre dans un fantôme, il y a apparition graduelle d’une dispersion latérale de l’énergie

transporté par ce faisceau. La forme de cette dispersion peut être exprimée en fonction de la profondeur et de la distance latérale. Les données ‘PBDs’ peuvent être obtenues par différenciation des ‘SARs’ ou des ‘TARs’.

4.2.3. Les données des profils de dose

Les profils de dose sont exigés par le système pour produire des fonctions qui s'appliquent aux calculs de dose aux points outre ceux de l'axe central du faisceau. Ce sont les fonctions du filtre égalisateur de faisceau primaire (PBFF) et les fonctions de la pénombre du faisceau (PBPF). Les fonctions ‘PBFF’ sont tabulées, tandis que, les ‘PBPF’ sont analytiques et dépendent de trois paramètres : le rayon effectif de la source (ESR), le multiplicateur ‘ESR’ et le facteur de transmission du collimateur (TRAN). Les fonctions ‘PBPF’ décrivent la forme du faisceau primaire dans la région de la pénombre, tandis que, les ‘PBFF’ donnent les modifications du faisceau par le filtre égalisateur et par le système de collimation. Les ‘PBFF’ sont obtenues à partir des profils de dose du champ le plus large. Les paramètres des fonctions ‘PBPF’ sont déterminés par les profils de dose des autres tailles du champ. Le minimum de profil de dose exigé par le système est de quatre.

4.3. Génération de l'accélérateur virtuel par simulation Monte Carlo

Il consiste à modéliser la tête d'irradiation d'un accélérateur virtuel pour trois énergies des faisceaux d'électrons 6, 9 et 12MeV par le code BEAMnrc [41]. Ensuite, utiliser les fichiers de l'espace des phases obtenues par cette modélisation pour calculer les distributions de dose dans un fantôme d'eau homogène pour obtenir les données de référence d'une part, et d'autre part, calculer les distributions de dose dans plusieurs configurations du fantôme d'eau pour obtenir les données de vérification. Ces calculs sont effectués par le code DOSXYZnrc [54].

4.3.1. L'accélérateur linéaire virtuel

Les accélérateurs linéaires à usage médical accélèrent des électrons afin de produire des faisceaux de rayonnement (électrons ou photons) assez énergétiques pour être utilisés en radiothérapie pour le traitement de tumeurs superficielles et profondes. Les électrons sont produits, par effet thermoélectronique, à partir d'un filament de tungstène et sont ensuite accélérés dans une section accélératrice au moyen du champ électrique d'une onde électromagnétique de forte puissance produite par un klystron. A la sortie de la section accélératrice, les électrons atteignent une énergie comprise entre 4 MeV et 21 MeV. Ils subissent une déviation magnétique à 270° qui rend le faisceau vertical, quasi-mono énergétique, focalisé et centré sur l'axe de collimation du faisceau. Le faisceau d'électrons

pénètre alors dans la tête d'irradiation de l'accélérateur et peut avoir une double destinée : soit, traverser un premier diffuseur de façon à élargir le faisceau initial d'électrons, soit, frapper une cible de tungstène de façon à produire des photons X de freinage.

L'accélérateur virtuel utilisé dans ce travail est basé sur les données génériques de l'accélérateur linéaire médical Varian 1800 [51]. Les électrons sortant de la déviation magnétique ont une dispersion en énergie qui dépend de l'ouverture des fentes d'énergie. Lorsque l'accélérateur est en régime "électrons", ces fentes d'énergie sont pratiquement fermées afin d'obtenir un faisceau le plus monoénergétique possible.

La tête d'irradiation de l'accélérateur contient le système de mise en forme du faisceau en vue de son utilisation thérapeutique. Elle fixe le mode de fonctionnement de l'accélérateur (mode photon ou électron), et permet de contrôler les caractéristiques du faisceau (dimensions, intensité, . . .). En mode électron, le faisceau est simplement élargi, ses dimensions passant de quelques millimètres à la sortie de la déviation magnétique à quelques dizaines de centimètres au niveau du patient. A la sortie de la déviation magnétique, le faisceau contient déjà les particules d'intérêt. Ainsi, on trouve sur le trajet du faisceau, par ordre de traversée après le collimateur primaire :

- Les diffuseurs primaires dont la principale fonction est d'élargir le faisceau
- Chambre d'ionisation
- Les diffuseurs secondaires qui homogénéisent le faisceau en l'atténuant de manière dégressive en allant du centre vers les bords. Les diffuseurs primaires et secondaires doivent être d'épaisseur limitée afin de limiter la pollution du faisceau par les photons de freinage.
- Le miroir
- Les mâchoires qui jouent le rôle de collimateur intermédiaire. Pour chaque champ, leur ouverture est supérieure, de plusieurs centimètres, à la taille de ce dernier.
- Les applicateurs : positionnés sous les mâchoires, qui délimitent le champ d'irradiation.

Les collimateurs permettent d'avoir la taille de champ souhaitée, et grâce à l'emploi de collimateurs additionnels réduisent la contribution de la diffusion des électrons dans l'air. Une représentation schématique de l'accélérateur virtuel utilisé dans ce présent travail est donnée en figure (4.1).

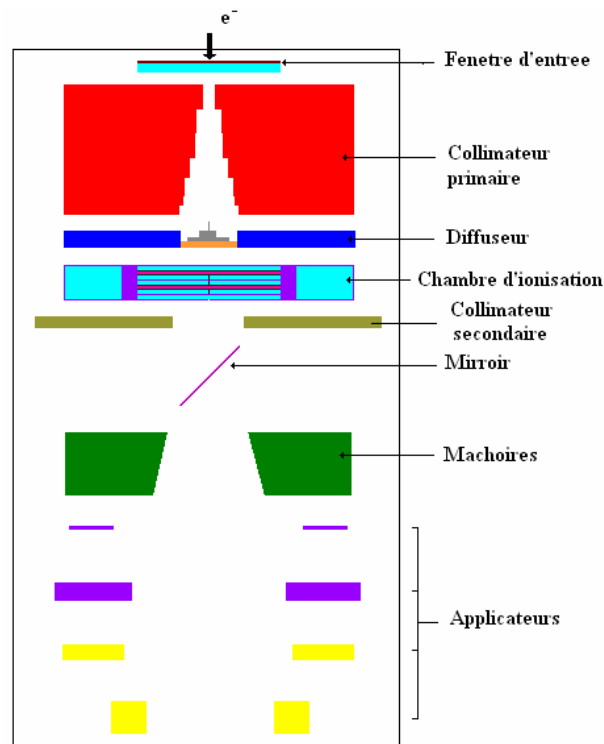


Fig.4.1 : Représentation schématique de la tête de traitement de l'accélérateur virtuel utilisé dans les simulations en mode électron.

4.3.2. Simulation de la tête d'irradiation

4.3.2.1. Principe

Cette simulation consiste à utiliser le code BEAMnrc en interaction avec le code EGSnrc selon l'organigramme donné en figure (4.2), pour obtenir les fichiers de données de l'espace des phases (voir §3.3.3.3).

Les sections efficaces sont obtenues par le code préprocesseur PEGS4 [41].

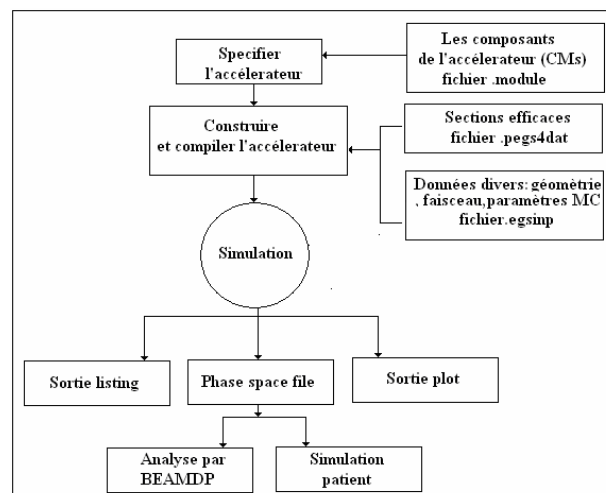


Fig.4.2: Organigramme de la simulation de la tête d'irradiation de l'accélérateur

L'ensemble « section accélératrice / déviation » n'a pas été modélisé et la simulation Monte Carlo démarre au niveau de la fenêtre de sortie. Pour modéliser la tête d'irradiation, les coordonnées de l'accélérateur sont décrites dans un repère cartésien, l'axe z correspondant à l'axe d'incidence du faisceau d'irradiation. Chaque composant de la tête a été défini par un module 'CM', l'ensemble des modules sont listés dans un fichier de type *mfichier.module*, ces modules sont, du haut vers le bas de l'accélérateur : fenêtre d'entrée, collimateur primaire, filtre égalisateur, chambre d'ionisation, collimateur secondaire, le miroir, les mâchoires et les applicateurs (voir fig4.1). C'est sur la base de ce fichier que l'accélérateur est construit. Les espaces existants entre les différentes parties de la tête ont été comblés par de l'air (voir fig.4.1). L'outil de visualisation 'preview' de l'interface graphique GUI du code BEAMnrc permet de vérifier la géométrie des éléments de la tête, leurs dimensions relatives et l'attribution du numéro de matériau utilisé dans leurs descriptions. Les ajustements des ouvertures des mâchoires, celles des applicateurs et la distance source patient ('DSP'), donnent plusieurs configurations de la tête d'irradiation.

Pour effectuer cette modélisation il faut définir la géométrie exacte de l'accélérateur, préparer les bibliothèques de sections efficaces des différents matériaux utilisés, fixer les paramètres de simulation Monte Carlo et identifier la source primaire. Tous ces paramètres sont spécifiés dans trois fichiers d'entrées différents (voir §3.3.3.4)

A l'issue de cette modélisation, plusieurs fichiers d'espace des phases (*egspshp1*) sont obtenus. Ces fichiers seront utilisés par le code DOSXYZnrc dans les simulations sur fantôme homogène dans le cas d'obtention des données de référence et dans les différentes configurations hétérogènes de ce fantôme pour l'obtention des données de vérification.

4.3.2.2. Paramètres de simulation du code BEAMnrc

Les valeurs des paramètres utilisés dans nos calculs pour la modélisation de la tête d'irradiation de l'accélérateur virtuel par le code BEAnrc selon les procédures définies au chapitre 3, sont données dans les différents fichiers 'input' de ce code, à savoir:

- Le fichier *nfichier.module* contient la liste des modules utilisés pour construire l'accélérateur virtuel [51]
- Le fichier *nfichier.pegs4dat* contient les sections efficaces d'interactions des électrons et des photons de tout les matériaux utilisés dans les calculs de simulation. Ce fichier est créé lors de l'installation du code système, il contient les données physiques de tout les éléments simples ou composés utilisés dans l'accélérateur. Ces données sont calculées pour des gammes

d'énergies (AE, UE) pour les électrons et (AP, UP) pour les photons. Les valeurs en MeV de AE, UE, AP et UP sont respectivement 0.521, 55.511, 0.01 et 55.0MeV.

- Les fichiers *nfichier.egsinp*, correspondent aux différents cas de simulations utilisés dans ce travail. Quelques paramètres jugés importants sont cités ici, comme les énergies de coupures des électrons et des photons (ECUT=0.7MeV et PCUT=0.01 MeV) et les réductions de variance (Interaction forcée pour les photons=off, 'Bremsstrahlung Splitting' =off, Roulette russe=off et 'Range rejection' pour les électrons=on).

4.4. Simulation des distributions de dose

4.4.1. Principe

Les fichiers de sortie (*espace des phases*) obtenus par le code BEAMnrc dans la simulation de la tête d'irradiation de l'accélérateur virtuel sont utilisés par le code DOSXYZnrc pour simuler les distributions de dose dans un fantôme d'eau. Les simulations de dose sont effectuées dans un fantôme homogène pour obtenir les données de référence et dans des configurations différentes du fantôme d'eau pour obtenir les données de vérification.

4.4.2. Les données de référence

Les simulations sont effectuées dans un fantôme d'eau homogène de dimension $40 \times 40 \times 10 \text{ cm}^3$, qui est subdivisé en plusieurs volumes élémentaires en géométrie cartésienne. Les cas considérés dans ces simulations sont :

- Les doses en profondeur pour trois énergies 6, 9 et 12MeV, pour les tailles de champ 4×4 , 6×6 , 10×10 , 15×15 , 20×20 et $25 \times 25 \text{ cm}^2$; et pour une distance source patient de 100cm.
- Les profiles de dose pour trois énergies 6, 9 et 12MeV, pour le champ $25 \times 25 \text{ cm}^2$, pour des profondeurs, d100(Dose=100%), d90(Dose=90%), d80(Dose=80%), d70(Dose=70%), d60(Dose=60%), d50(Dose=50%), d40(Dose=40%) et d20(Dose=20%); et pour une distance source patient de 100cm.

4.4.3. Les données de vérification

Les simulations sont effectuées dans 9 configurations différentes du fantôme d'eau de dimension $40 \times 40 \times 10 \text{ cm}^3$, subdivisé en plusieurs volumes élémentaires en géométrie cartésienne (voir fig. 4.3 à 4.11). Ces configurations ont été choisies selon des considérations cliniques réelles, qui correspondent à des situations de traitement rencontrées au niveau des patients. Les tailles des champs d'irradiations utilisées sont $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pour toutes les configurations sauf pour la configuration 7, où la taille de champ est de $15 \times 15 \text{ cm}^2$. La distance source patient ('DSP') utilisée est de 100cm. Les différents cas de simulations pour

chaque configuration sont donnés dans le tableau (4.1). La géométrie des configurations considérées et les cas de simulations effectués sont présentés en détail dans ce qui suit:

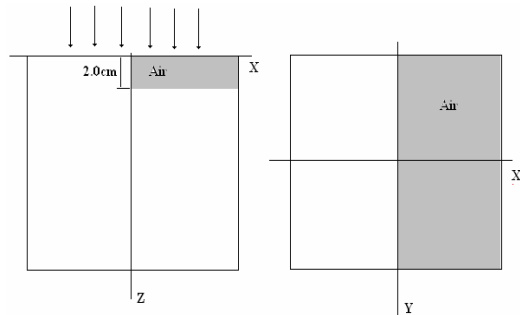


Fig.4.3 : Configuration 1, **Surface irrégulière**

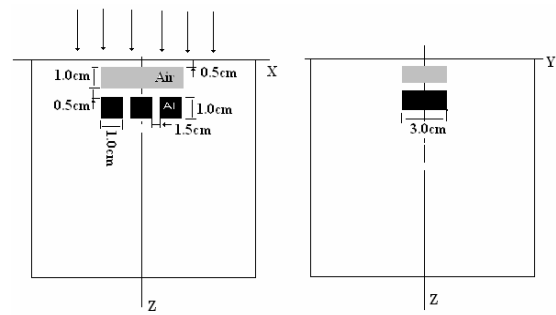


Fig.4.4 : Configuration 2, **Trachée et colonne vertébrale**

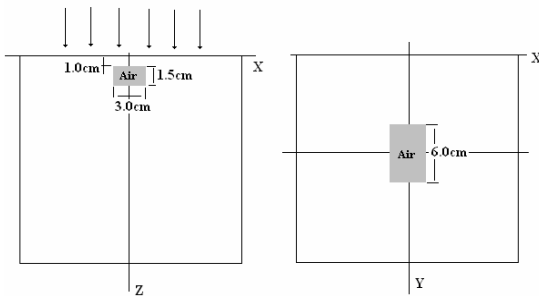


Fig.4.5 : Configuration 3, **Cavité d'air 3D**

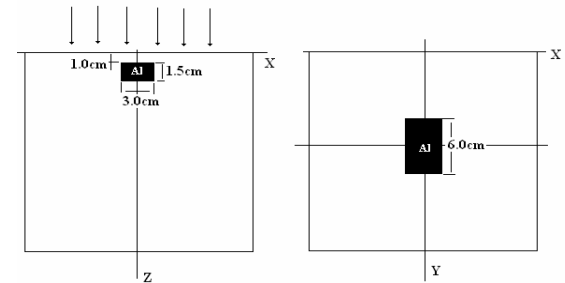


Fig.4.6 : Configuration 4, **Cavité d'Al 3D**

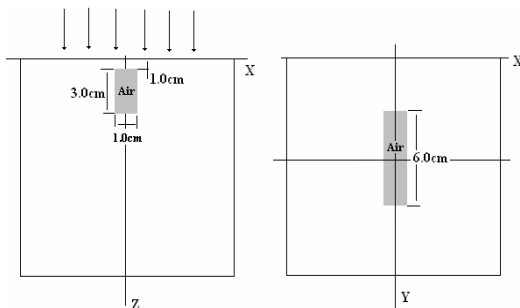


Fig.4.7 : Configuration 5, **Cavité d'air 3D verticale**

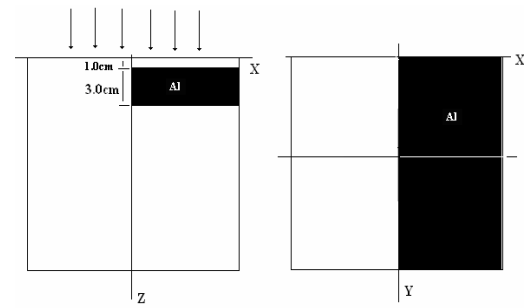


Fig.4.8 : Configuration 6, **Cavité d'Al 1D**

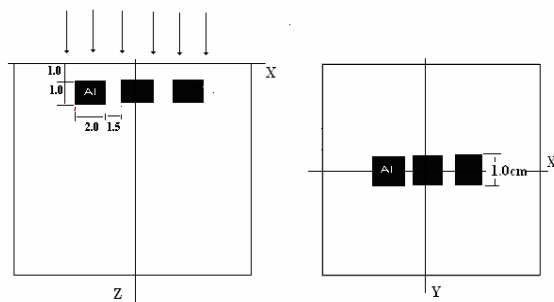


Fig.4.9 : Configuration 7, **Trachée**

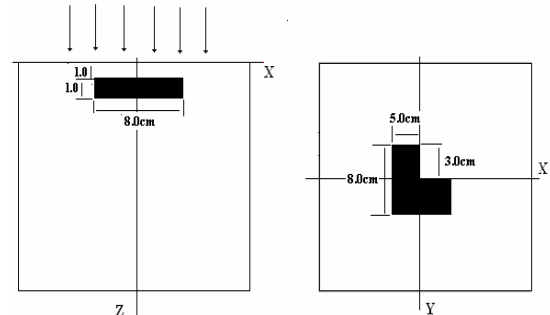


Fig.4.10: Configuration 8, **Mandibule**

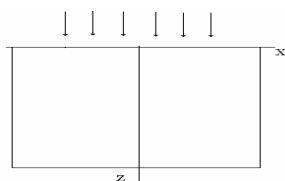


Fig.4.11: Configuration 9, Champ rectangulaire

Tableau 4.1 : Les cas de simulation considérés pour ‘commissionning’

Configuration	Cas	z (cm)	E (MeV)	Configuration	Cas	z (cm)	E (MeV)
1	PDD	--	6, 9, 12	2	PDD	—	6, 9, 12
	Profile (y=0)	1.25	6, 9		Profile (y=0)	1.75	6, 9, 12
	//	1.5	6, 12		//	2.5	9
	//	2.0	6, 9, 12		//	3.25	9, 12
	//	2.5	6, 9, 12		//	3.5	12
	//	3.0	9		//	4.0	12
	//	3.5	12				
Configuration	Cas	z (cm)	E (MeV)	Configuration	Cas	z (cm)	E (MeV)
3	PDD	--	6, 9, 12	4	PDD	—	6, 9, 12
	Profile (y=0)	1.75	6		Profile (y=0)	1.75	6
	//	2.75	6, 9, 12		//	2.75	6, 9, 12
	//	3.0	9, 12		//	3.0	9, 12
	//	3.5	9, 12		//	3.5	9, 12
	//	4.0	9, 12		//	4.0	9, 12
Configuration	Cas	z (cm)	E (MeV)	Configuration	Cas	z (cm)	E (MeV)
5	PDD	--	6, 9, 12	6	PDD	—	6, 9, 12
	Profile (y=0)	2.0	6, 9, 12		Profile (y=0)	2.0	6, 9, 12
	//	4.25	9, 12		//	4.25	9, 12
	//	4.5	12		//	5.0	12
	//	5.0	12				
Configuration	Cas	z (cm)	E (MeV)	Configuration	Cas	z (cm)	E (MeV)
7	PDD	--	6, 9, 12	8	PDD	—	6, 9, 12
	Profile (y=0)	2.0	6, 9, 12		Profile (y=0, -		
	//	3.0	9 et 12		2, +2))	2.5	6, 9, 12
	//	4.0	12		//	3.5	9, 12
9					//	4.5	12
	PDD	--	6, 9, 12				
	Profile (y=0)	1.0	6				
	//	2.0	6, 9				
	//	2.5	12				
	//	3.0	9				
	//	4.0	12				
	//	4.5	12				

4.4.4. Paramètres de simulation DOSXYZnrc

Comme dans le cas du code BEAMnrc, les valeurs des paramètres utilisés dans nos calculs de dose dans le fantôme d'eau par le code DOSXYZnrc et selon les procédures définies au chapitre 3, sont données dans les fichiers 'input' de ce code, à savoir:

- Le fichier '.pegs4dat' contient les sections efficaces d'interactions des électrons et des photons de tout les matériaux utilisés dans les calculs des distributions de dose. Ces données sont calculées pour les mêmes gammes d'énergies que dans le cas du code BEAMnrc.
- Les fichiers '#.egsinp' correspondent aux différents cas de simulations utilisés dans ce travail. Quelques paramètres jugés importants sont cités ici, comme les énergies de coupures des électrons et des photons (ECUTIN=0.7MeV et PCUTIN=0.01 MeV).

4.4.5. Résultats des simulations des données de référence

Les données de référence servent à caractériser les unités de traitement 6, 9 et 12MeV dans le système de planification de traitement Theraplan plus. Les erreurs statistiques des simulations sont de l'ordre de 1% à l'intérieur du champ d'irradiation et de 3% à l'extérieur du champ. Les doses en profondeur et les profiles de dose sont normalisées par rapport à la dose maximale pour chaque taille de champ et pour chaque énergie. Les résultats sont présentés dans les figures ci dessous.

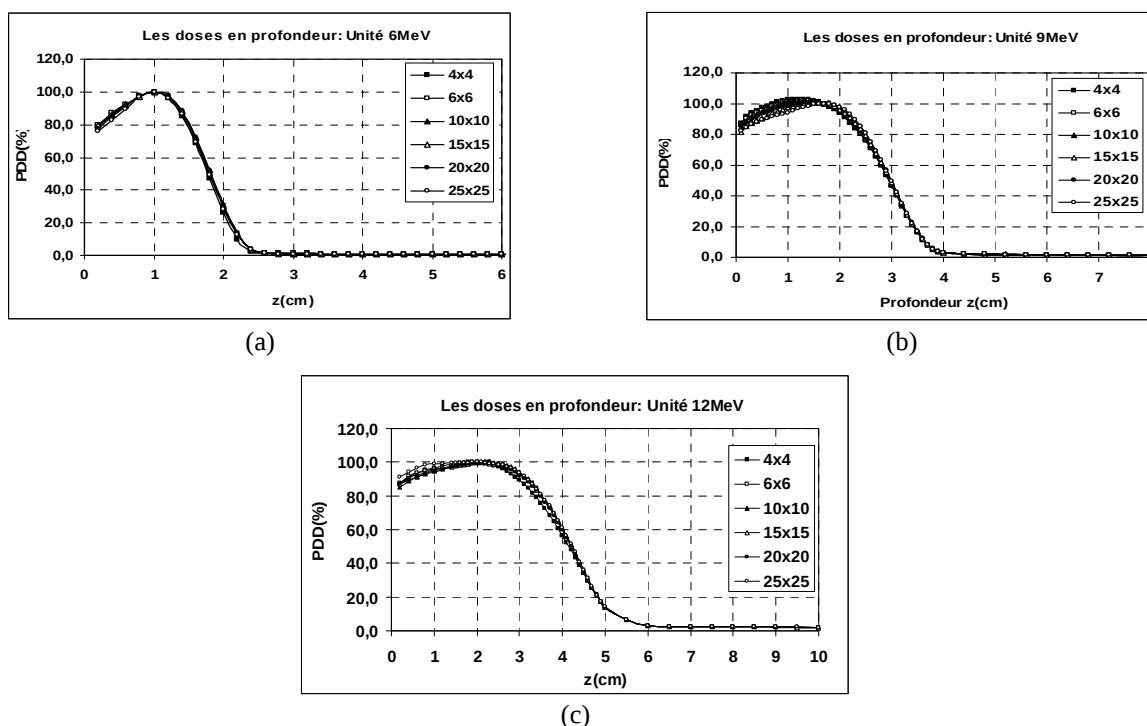


Fig. 4.13 : Les doses en profondeur pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV et (c) 12MeV, pour une distance source patient de 100cm et pour les champs 4x4, 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 et 25x25cm².

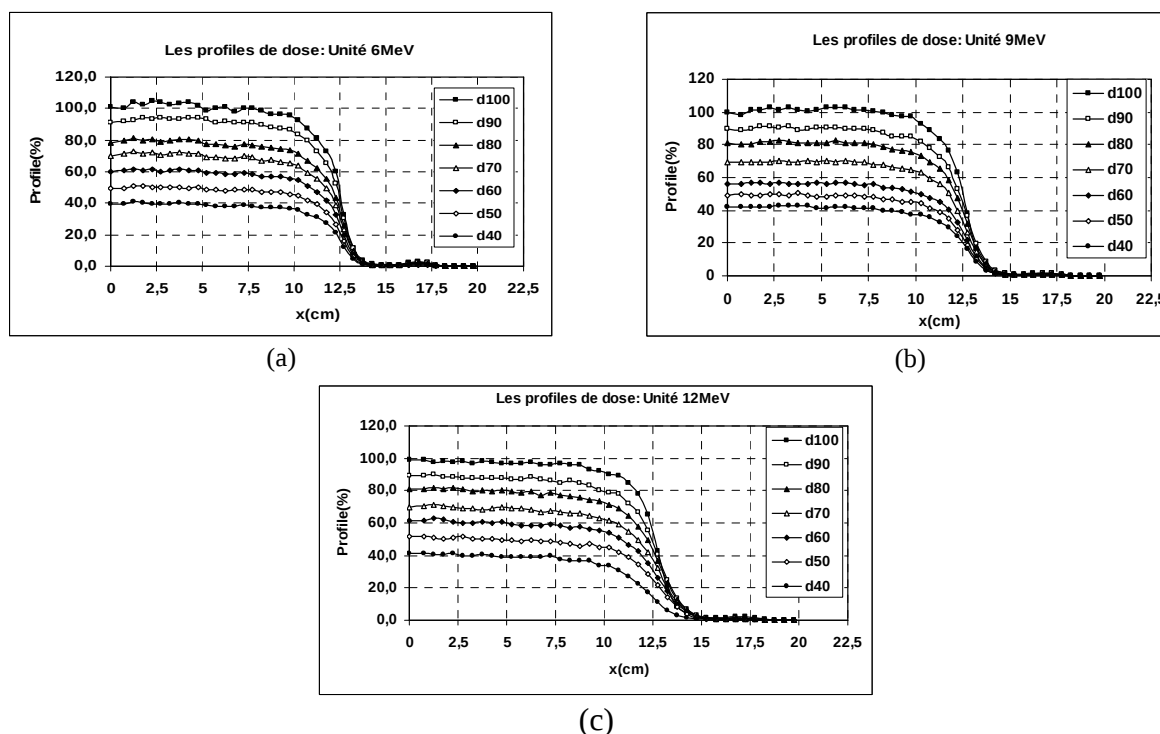


Fig.4.16: Les profile de dose pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV et (c) 12MeV, pour une distance source patient de 100cm, pour le champ $25 \times 25 \text{ cm}^2$ à des profondeurs d100, d90, d80, d70, d60, d50 et d40.

4.5. Caractérisation des unités de traitement dans le système Theraplan Plus

Pour caractériser les unités de traitement dans le système Theraplan Plus, deux types de données sont nécessaires : description de l'unité (type, tension accélératrice, données de calibration, géométrie du collimateur, facteur de dose relatif, ...) et du faisceau de rayonnement (les doses en profondeurs et les profiles de dose). L'unité à caractériser utilise ces données pour générer de nouvelles données qui seront utilisées par l'algorithme pour le calcul de la dose. L'accélérateur virtuel défini plus haut représente l'unité de traitement et les données de références simulées, représentent les données du faisceau de rayonnement.

Les données nécessaires pour cette caractérisation sont : les doses en profondeurs pour 7 tailles de champ, les profiles de dose pour la taille de champ $25 \times 25 \text{ cm}^2$, les facteurs d'output (RDF), les facteurs de diffusion (PSF). Les tailles de champ considérées sont : 0×0 , 4×4 , 6×6 , 10×10 , 15×15 , 20×20 et $25 \times 25 \text{ cm}^2$. Les simulations Monte Carlo des faisceaux d'électrons du champ 0×0 , n'a pas été effectuée et pour avoir les données de ce champ, un sous programme (zéro-PDD calculations) est utilisé.

Ces résultats corrigés ainsi que ceux des profiles de dose pour le champ 25×25 , sont utilisés comme données de référence pour caractériser les unités 6, 9 et 12MeV dans le système Theraplan Plus. A partir des ces résultats, les facteurs de diffusion (PSF) sont obtenus en utilisant la formule suivante :

$$PSF(t_0, t) = \frac{D(t, \max)}{D(t_0, \max)} \quad (4.1)$$

Avec : t_0 , t les indices de taille de champ, respectivement taille 0x0 et autres. D , la dose maximale pour la taille de champ t . Les valeurs de ce facteur (PSF) en fonction de la taille du champ et de l'unité sont présentées dans le tableau ci dessous :

Tableau 4.2: les facteurs de diffusion

Taille de champ	PSF-6MeV	PSF-9MeV	PSF-12MeV
0x0	1.000	1.000	1,000
4x4	2.137	1.999	1,500
6x6	2.127	2.032	1.485
10x10	2.125	2.061	1.525
15x15	2.119	2.139	1.500
20x20	2.174	2.054	1.500
25x25	2.223	2.125	1.438

Les facteurs d'output (RDF) sont aussi déduits des résultats des doses en profondeurs pour les différents champs, 4x4, 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 et 25x25cm². Ce facteur est calculé en utilisant la formule suivante :

$$RDF(t_{10}, t) = \frac{D(t, \max)}{D(t_{10}, \max)} \quad (4.2)$$

Avec : t_{10} , t les indices de taille de champ, respectivement taille 10x10 et autres. D , la dose maximale pour la taille de champ t . Les valeurs de ce facteur (RDF) en fonction de la taille du champ et de l'unité sont présentées dans le tableau ci dessous :

Tableau 4.3: les facteurs d'output

Taille de champ	RDF-6MeV	RDF-9MeV	RDF-12MeV
4x4	0.997	1,015	0,957
6x6	1.005	1,302	0,979
10x10	1.000	1,000	1,000
15x15	1.031	0,984	1,004
20x20	1.037	0,950	0,979
25x25	1.092	0,928	0,944

4.6. Indice gamma

4.6.1. Les origines de l’indice gamma

Initialement, la méthode retenue pour comparer les distributions de dose mesurées et calculées par les TPS consistait à « soustraire » les distributions de dose afin d’obtenir des cartographies de différence de dose. Le principal inconvénient de ces cartographies était leur grande sensibilité, dans les régions à fort gradient de dose. En effet, dans ces régions, une grande différence de dose peut résulter d’un faible décalage spatial entre les distributions de dose calculée et mesurée. Or ces régions de fort gradient de dose correspondent en radiothérapie aux limites du volume à irradier et le critère le plus pertinent n’est donc pas la différence de dose pour une même position mais, la différence de position pour une même dose. Ces critères d’écart de distance et de différence de dose permettent d’identifier les régions des distributions de dose qui ne répondent pas aux tolérances fixées. Pourtant, aucun de ces critères ne fournit une évaluation quantitative complète des distributions de dose avec un indicateur unique. C’est dans cette optique que Low et autres [2] ont développé l’indice gamma γ , qui combine simultanément un test d’écart de distance et un test de différence de dose. Il est, aujourd’hui, couramment utilisé, en routine clinique, pour évaluer les distributions de dose calculées par les TPS.

4.6.2. Définition

L’indice gamma γ permet de comparer deux distributions de dose, l’une étant considérée comme la distribution de référence $D_r(x)$ et l’autre étant celle à évaluer $D_e(x)$. Une ellipse est définie, autour de chaque point (x_r, D_r) , appartenant à la distribution de référence. Le demi-grand axe et le demi-petit axe de cette ellipse correspondent aux deux critères d’acceptabilité propres à l’indice gamma γ . Il s’agit respectivement de Δx_{max} (en mm) qui définit l’écart de distance maximal acceptable et de ΔD_{max} (en %) qui décrit la différence de dose maximale acceptable (Figure 5.1).

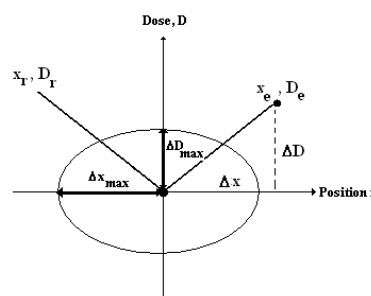


Figure 5.1: Représentation géométrique du concept de l’indice gamma γ [2].

L'ellipse d'acceptabilité est définie par :

$$1 = \sqrt{\left(\frac{\Delta D}{\Delta D_{\max}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta x}{\Delta x_{\max}}\right)^2} \quad (4.3)$$

où, $\Delta x = |x_e - x_r|$ et $\Delta D = |D_e(x_e) - D_r(x_r)|$

Pour que la distribution de dose à évaluer $D_e(x)$ concorde avec la distribution de référence D_r au point x_r , il est nécessaire qu'au moins un point de la distribution $D_e(x)$ soit dans l'ellipse d'acceptabilité, c'est-à-dire qu'au moins un point (x_e, D_e) réponde à:

$$\Gamma(x_e, D_e) = \sqrt{\left(\frac{\Delta D}{\Delta D_{\max}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta x}{\Delta x_{\max}}\right)^2} \leq 1 \quad (4.4)$$

$\Gamma(x_e, D_e)$ est calculé à chaque position x_r pour l'ensemble des points de la distribution à évaluer $D_e(x)$. Pour chaque position x_r , la valeur minimale de $\Gamma(x_e, D_e)$ correspond au point de la distribution à évaluer $D_e(x)$ qui a le plus petit écart avec le point de référence (x_r, D_r) . Cette valeur minimale, nommée indice gamma γ , est égale à:

$$\gamma(x_r) = \min[\Gamma(x_e, D_e)] \quad \forall x_e \quad (4.5)$$

Si $\gamma(x_r)$ est ≤ 1 , le point (x_e, D_e) répond aux critères d'acceptabilité. Si $\gamma(x_r)$ est > 1 , le point (x_e, D_e) est situé en dehors de l'ellipse d'acceptabilité.

4.7. Evaluation de la caractérisation

Les trois unités caractérisées sont évaluées afin de déterminer le degré de validité du système Theraplan Plus dans les calculs de dose de traitement. Cette évaluation est effectuée pour un certain nombre de tests, effectués dans un fantôme homogène. Il s'agit de comparer certains résultats obtenus par Monte Carlo à ceux calculés par le système Theraplan Plus pour les unités caractérisées 6, 9 et 12MeV.

Cette comparaison est effectuée par l'indice gamma entre les valeurs simulées par Monte Carlo comme valeurs de référence et les valeurs calculées par TPS comme valeurs estimées. Les valeurs de cet indice sont calculées pour des incertitudes sur la distance et la dose, respectivement de 2mm et 3%.

Les tests choisis pour effectuer cette évaluation sont :

- Les doses en profondeur pour les trois unités 6, 9 et 12MeV, pour la taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et pour une distance source patient de 100cm.
- Les profils de dose pour les trois unités 6, 9 et 12MeV, pour la taille de champ $25 \times 25 \text{ cm}^2$ et pour une distance source patient de 100cm. Les profondeurs utilisées sont respectivement, 1.0cm, 1.7cm et 3.2cm pour les unités 6, 9 et 12MeV.

Les résultats de cette évaluation sont présentés dans le chapitre 5 (Résultats et discussion).

4.8. ‘Commisionning’ du système de planification de traitement Theraplan Plus

Ce ‘commisionning’ consiste à comparer les distributions de dose obtenues par le système Theraplan Plus et par Monte Carlo pour les trois unités caractérisées dans les différentes configurations du fantôme d’eau défini plus haut (§4.4.3). Pour l’ensemble des configurations considérées, le travail du commissionning utilise l’indice gamma pour effectuer ces comparaisons, avec les résultats Monte Carlo comme valeurs de référence (x_r , D_r), et celles du système Theraplan Plus comme valeurs estimées (x_e , D_e). Les erreurs appliquées dans ces cas sont : 2mm pour la distance et 3% pour la dose. Les points de normalisation de la dose sont choisis d’une manière adéquate, tenant en compte de la position de l’hétérogénéité et de la valeur de la dose à cette position. L’erreur statistique des calculs Monte Carlo est de l’ordre de 3% à l’extérieur du champ d’irradiation, et de l’ordre de 2% à l’intérieur du champ d’irradiation. Les résultats de ce commissionning sont présentés dans le chapitre 5 (Résultats et discussions).

Chapitre 5 : Résultats et discussion

5.1. Evaluation de la caractérisation des unités de traitement dans le système Theraplan Plus

5.1.1. Résultats

Les cas de tests réalisés pour cette évaluation sont présentés plus haut (voir §4.7). Ces tests représentent des doses en profondeur et des profils de dose pour les trois unités 6, 9 et 12MeV. Toutes les distributions de dose sont normalisées par rapport à la dose maximale pour chaque énergie et pour chaque taille de champ. Les résultats de l'évaluation de la caractérisation des unités de traitement dans le système de planification de traitement sont présentés par les courbes ci dessous (fig. 5.1 et 5.2).

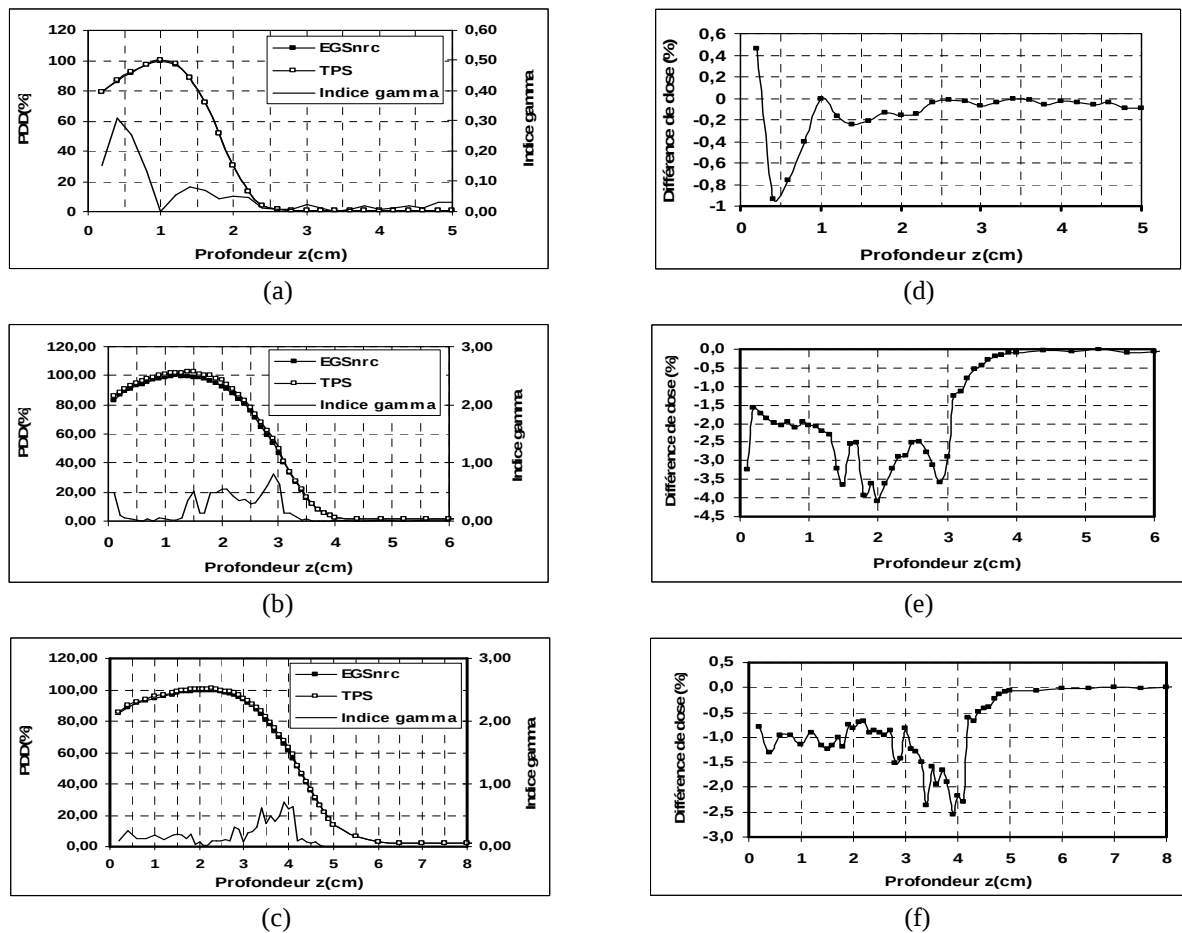


Fig.5.1: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose $[D(MC)-D(TPS)]$ des doses en profondeur (%), calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan Plus) dans un fantôme d'eau homogène pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV, (c) 12MeV, (d) différence de dose pour l'unité 6MeV, (e) Différence de dose pour l'unité 9MeV et (f) Différence de dose pour l'unité 12MeV. Avec un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

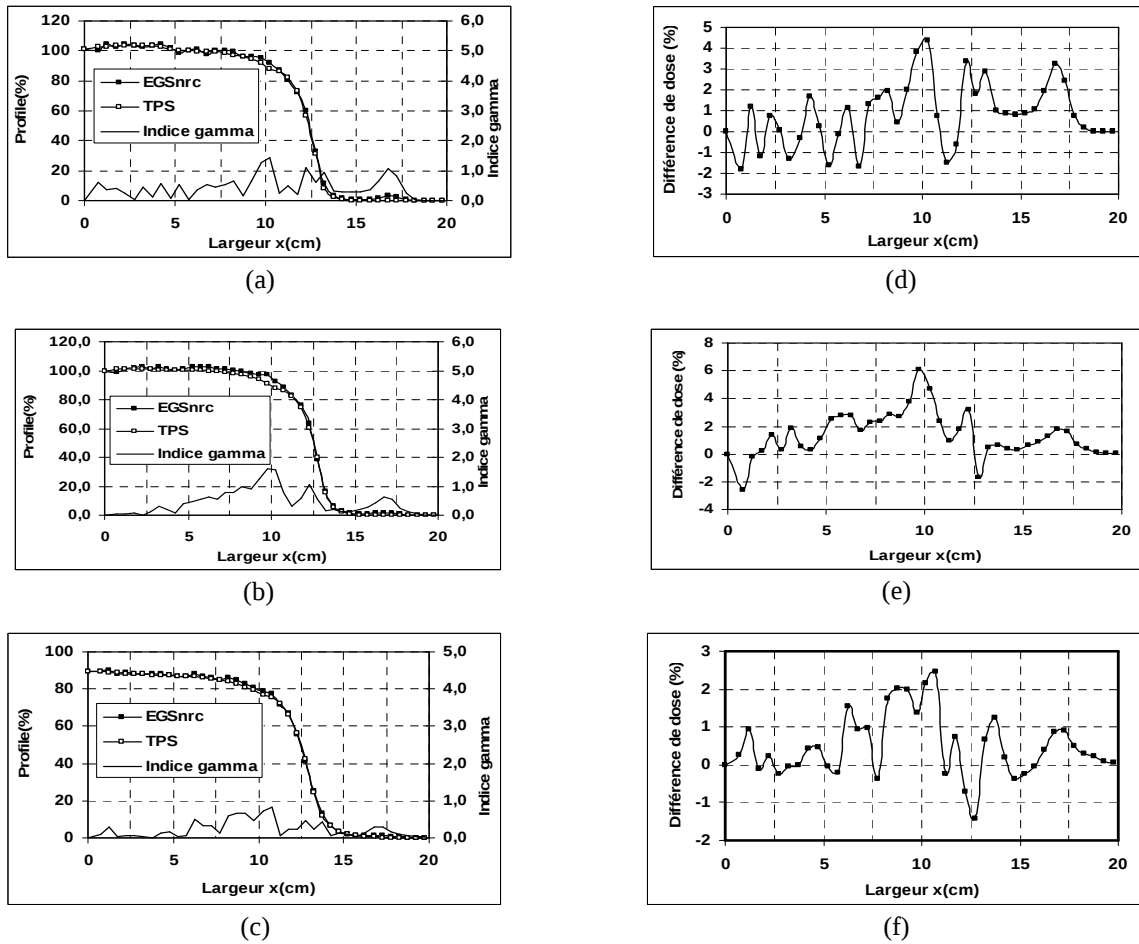


Fig.5.2: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose des profils de dose(%), calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan Plus dans un **fantôme d'eau homogène** pour les unités (a) **6MeV** à la profondeur **1.0cm**, (b) **9MeV** à la profondeur **1.7cm**, (c) **12MeV** à la profondeur **3.2cm**, (d) Différence de dose pour l'unité 6MeV, (e) Différence de dose pour l'unité 9MeV et (f) Différence de dose pour l'unité 12MeV. Avec un champ $25 \times 25 \text{cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

5.1.2. Discussion

Les résultats du test de l'indice gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.1 et 5.2) indiquent que le meilleur accord entre les rendements en profondeur et les profils de dose calculées par le 'TPS' et simulés par MC est obtenu. Toutefois, il est important de préciser que le test de l'index gamma est rejeté pour les points des profils de dose ($x = +10\text{cm}$ pour l'unité 9MeV, $x = +10.25\text{cm}$ pour l'unité 6MeV). Etant donné que la valeur de cet indice n'est que de 1.4 (différence de dose 4.2%) pour l'unité 6MeV et 1.5 (différence de dose 6%) pour l'unité 9MeV, le rejet du test de l'index gamma n'est donc pas important. Les incertitudes statistiques Monte Carlo associées aux différents points de calcul pour ces évaluations, sont inférieures à 2%.

5.2. Commissioning du système de planification de traitement Theraplan Plus

Les différents cas de tests réalisés pour ce ‘commissioning’ sont donnés dans le tableau (4.1 §4.3.3). Ces tests représentent les doses en profondeur pour les trois unités 6, 9 et 12MeV, ainsi que les profils de dose à plusieurs profondeurs. Ces profondeurs ont été choisies selon la position de l’hétérogénéité et selon l’unité utilisée. Les incertitudes statistiques Monte Carlo associées aux différents points de calcul pour ce ‘commissioning’, sont inférieures à 2%. Les résultats obtenus pour l’ensemble des tests sont présentés dans les figures ci dessous.

5.2.1. Configuration 1

a) Résultats

Au total 15 tests sont utilisés pour la configuration 1 (voir fig. 4.3 et tab 4.1, §4.3.3), 3 distributions de dose en profondeur et 12 distributions de profils de dose. Toutes ces distributions sont normalisées, pour chaque unité, par rapport au point de calcul défini par : $x=-3.0\text{cm}$, $y=0.0$ et $z=1.0\text{cm}$. Par rappel (voir §4.3.3), tous ces tests sont effectués pour une distance source patient de 100cm et pour une taille de champ de $10\times 10\text{cm}^2$.

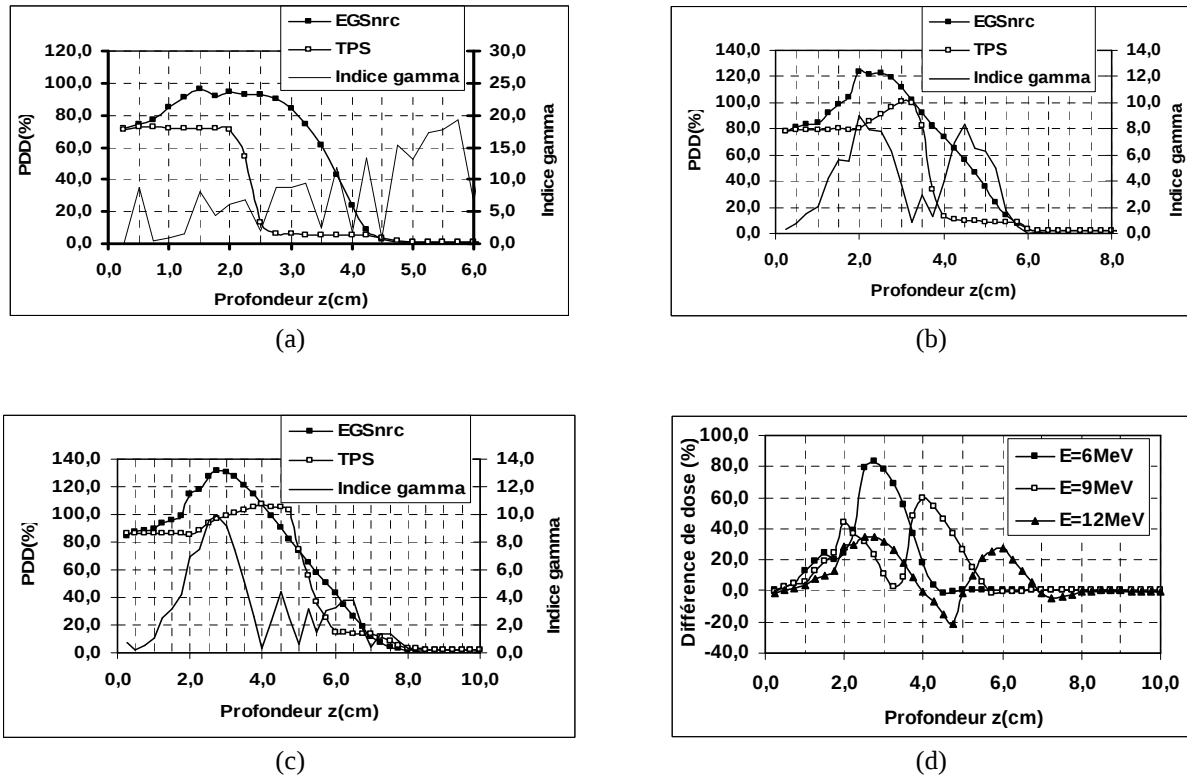
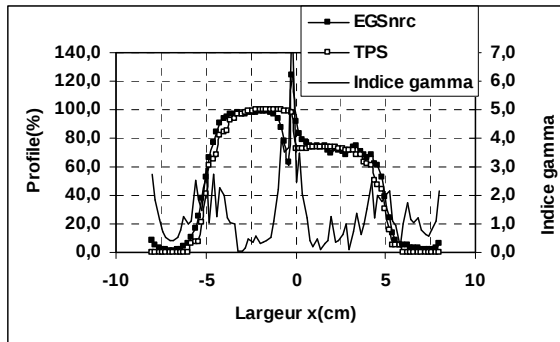
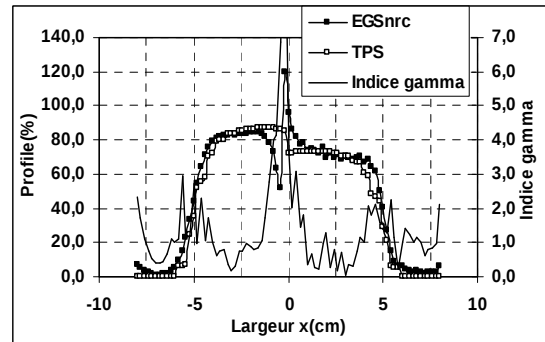


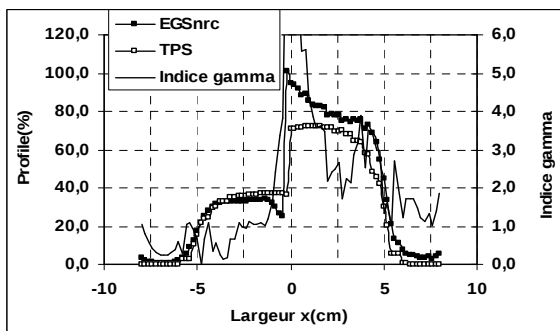
Fig.5.3: Comparaison par l’indice gamma et par les différences de dose, des doses en profondeur (%), calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan Plus) dans la **configuration 1**. Avec un champ $10\times 10\text{cm}^2$, une distance source patient de 100cm et pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV, (c) 12MeV et (d) différences de dose pour les trois unités.



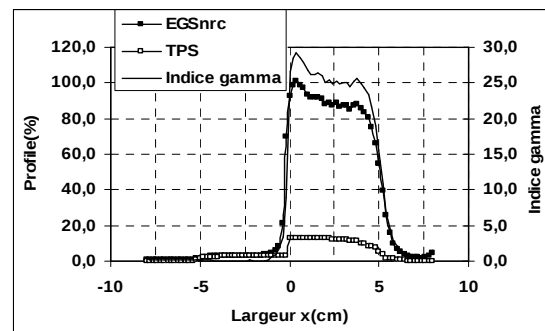
(a)



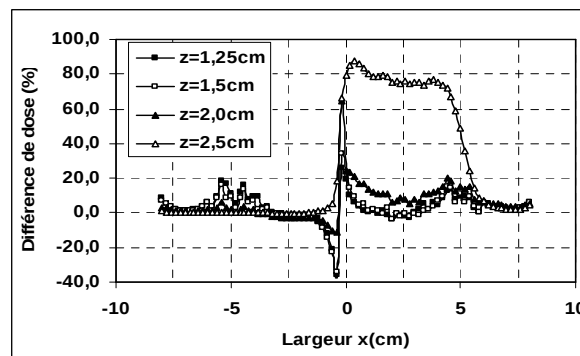
(b)



(c)



(d)



(e)

Fig.5.4: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan Plus) dans la **configuration 1**, pour l'unité **6MeV**, aux profondeurs (a) **1.25cm**, (b) **1.5cm**, (c) **2.0cm**, (d) **2.5cm** et (e) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Avec un champ de $10 \times 10 \text{cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

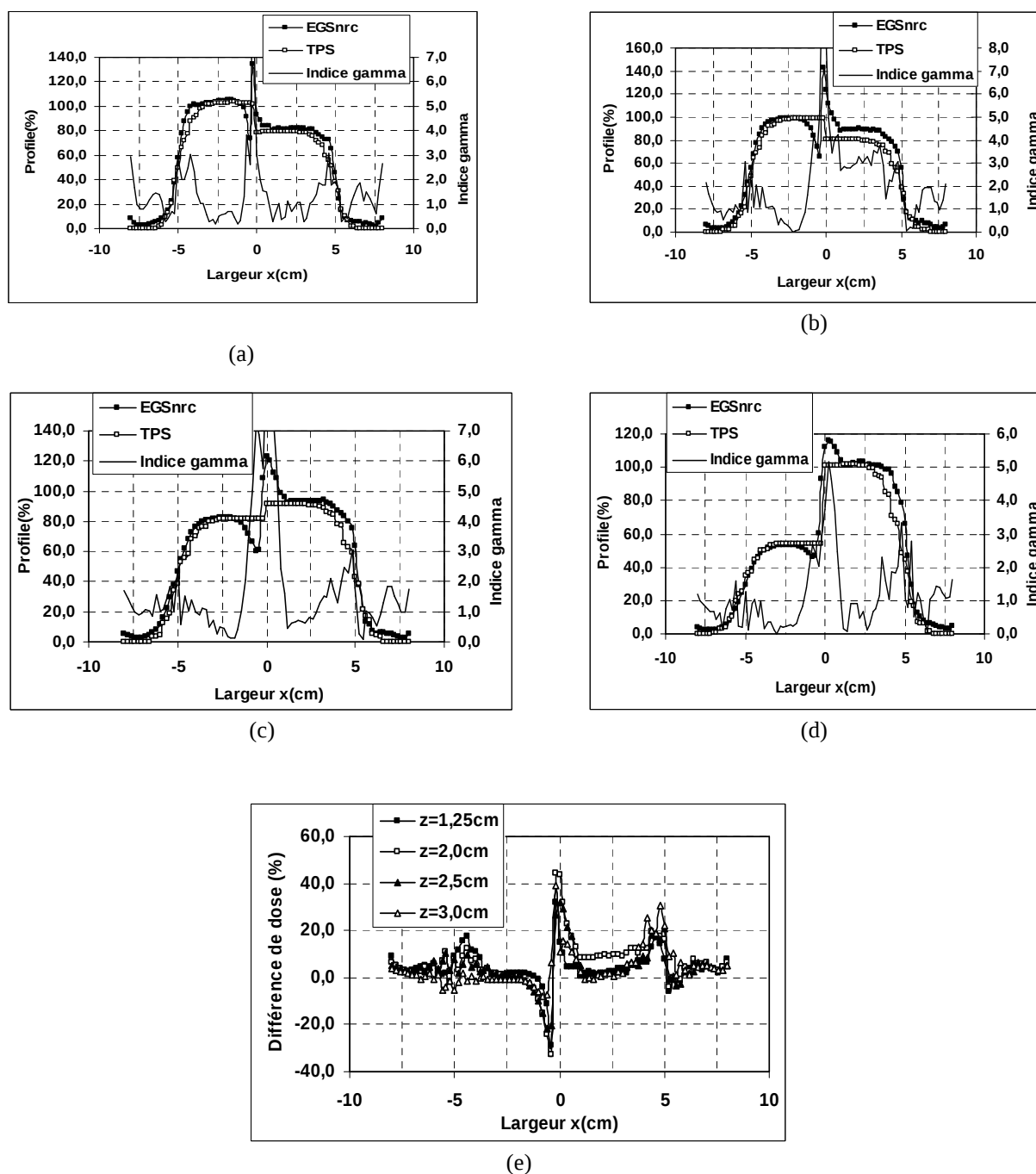


Fig.5.5: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan Plus) dans la **configuration 1** pour l'unité **9MeV** aux profondeurs (a) **1.25cm**, (b) **2.0cm**, (c) **2.5cm**, (d) **3.0cm** et (e) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Avec un champ de $10 \times 10 \text{cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

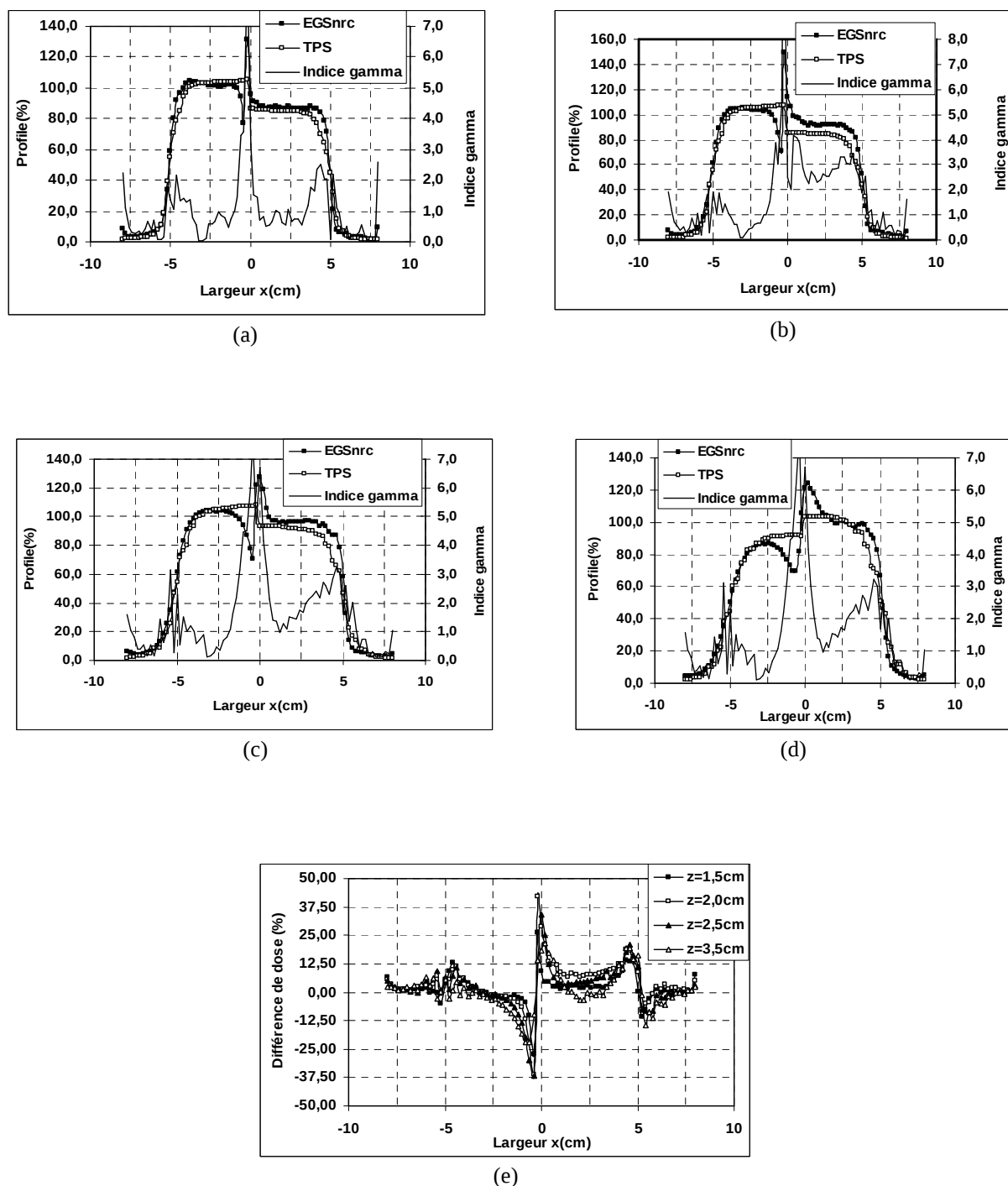


Fig.5.6: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan Plus) dans la **configuration 1** pour l'unité 12MeV aux profondeurs (a) 1.5cm, (b) 2.0cm, (c) 2.5cm, (d) 3.5cm et (e) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

b) Discussion

- **Les doses en profondeur :**

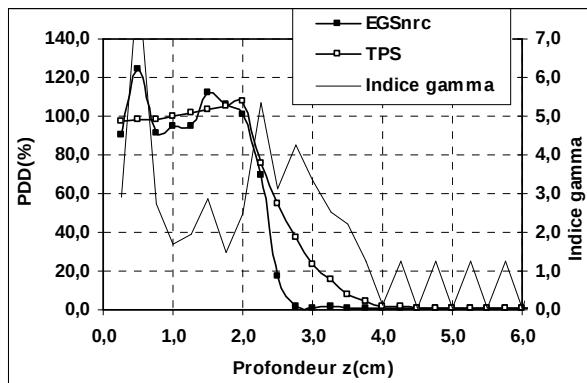
Les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.3) indiquent qu'un désaccord (indice gamma > 1) important entre les rendements en profondeur calculées par le 'TPS' et simulés par MC est obtenu. La dose obtenue par Monte Carlo est plus élevée par rapport à celle obtenue par 'TPS', ceci peut être expliqué par la rétrodiffusion au niveau de l'interface eau-air située aux profondeurs comprises entre 0 et 2.0cm. Cette rétrodiffusion n'est pas prise en compte dans les calculs par 'TPS'.

- **Les profiles de dose :**

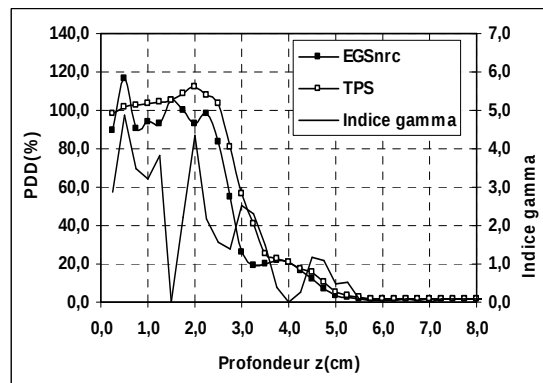
Les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.4, 5.5 et 5.6) indiquent qu'un accord entre les profiles de dose calculées par le 'TPS' et simulés par MC est obtenu. Toutefois, un désaccord est observé à l'interface eau-air ($-1\text{cm} < x < +1\text{cm}$) et dans la pénombre. Ce désaccord est observé aussi, dans la zone ($+1\text{cm} < x < +4\text{cm}$) pour la profondeur 2.0cm et 2.5cm. Ces désaccords sont dus à la rétrodiffusion aux interfaces et au déplacement du maximum de dose vers le bas, causé par la présence de la plaque d'air.

5.2.2. Configuration 2**a) Résultats**

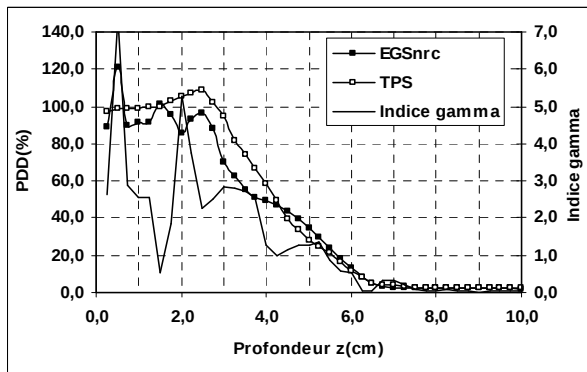
Au total 11 tests sont utilisés pour la configuration 2 (voir fig. 4.4 et tab 4.1, §4.3.3), 3 distributions de dose en profondeur et 8 distributions de profiles de dose. Toutes ces distributions sont normalisées par rapport au point de calcul défini par : $x=-4.0\text{cm}$, $y=0.0$ et $z=1.0\text{cm}$. Par rappel (voir §4.3.3), tous ces tests sont effectués pour une distance source patient de 100cm et pour une taille de champ de $10 \times 10\text{cm}^2$.



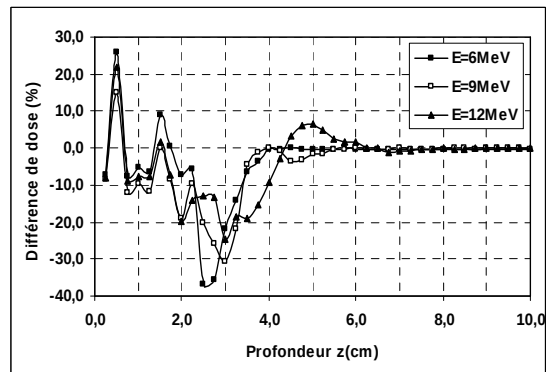
(a)



(b)

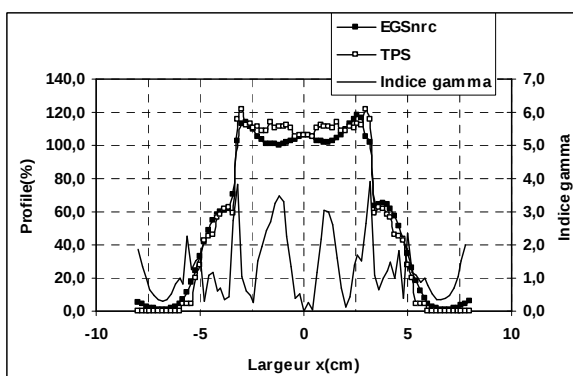


(c)

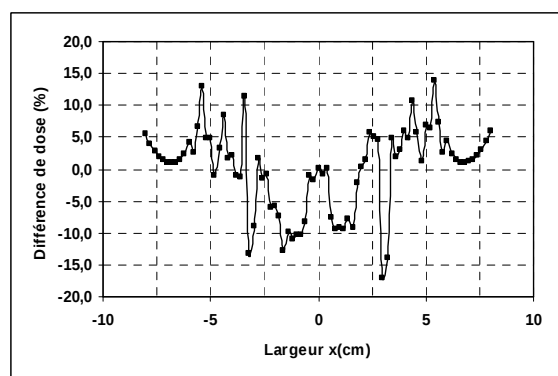


(d)

Fig.5.7: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des doses en profondeur (%), calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan Plus) dans la **configuration 2**. Avec un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$, une distance source patient de 100cm et pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV, (c) 12MeV et (d) différences de dose pour les trois unités.



(a)



(b)

Fig.5.8: Comparaison des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan Plus) dans la **configuration 2** pour l'unité **6MeV** à la profondeur **1.75cm**. par : (a) l'indice gamma et (b) les différences de dose. Avec un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

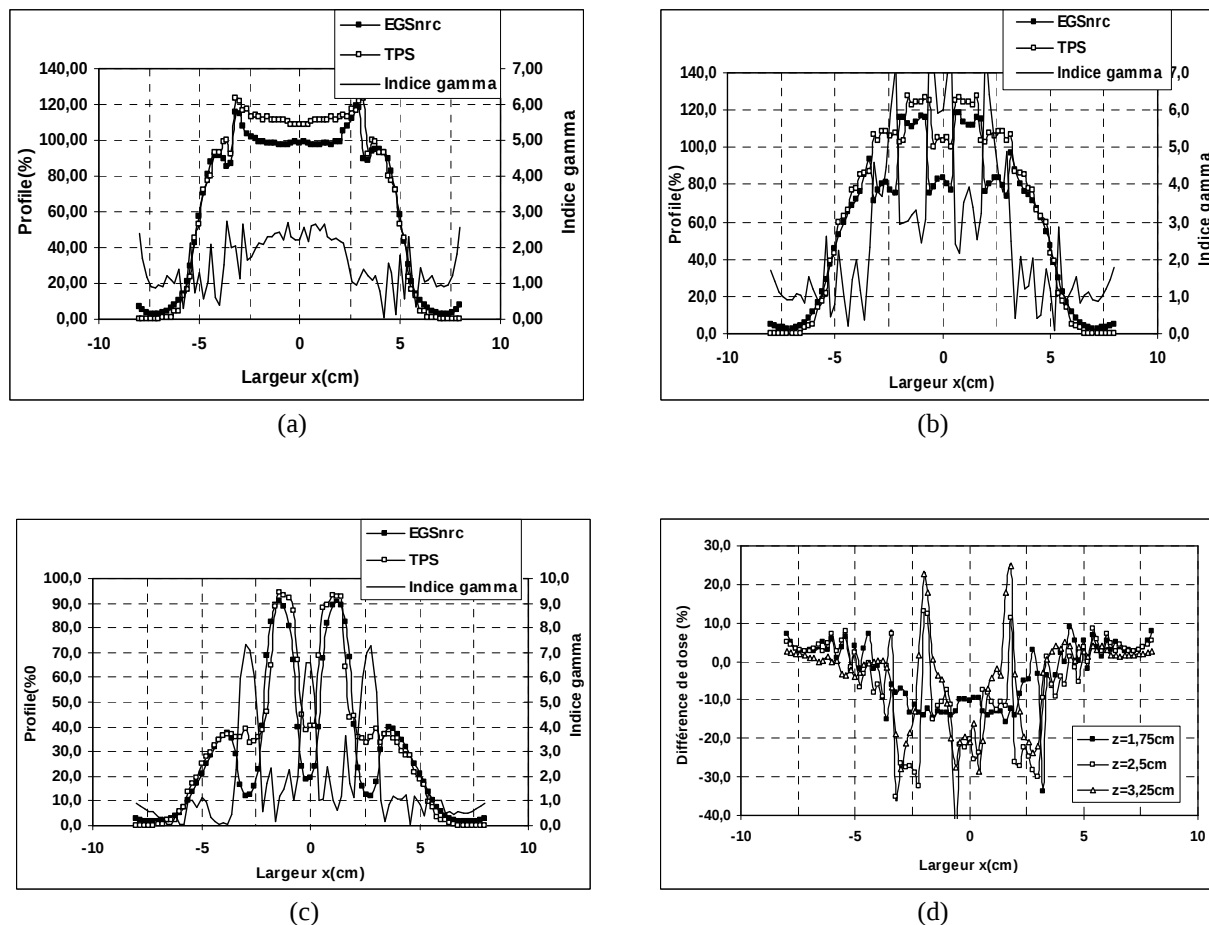


Fig.5.9: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan Plus) dans la configuration 2 pour l'unité 9MeV aux profondeurs (a) 1.75cm, (b) 2.5cm, (c) 3.25cm et (d) Différences de dose pour différentes profondeurs. Champ de 10x10cm² et une distance source patient de 100cm.

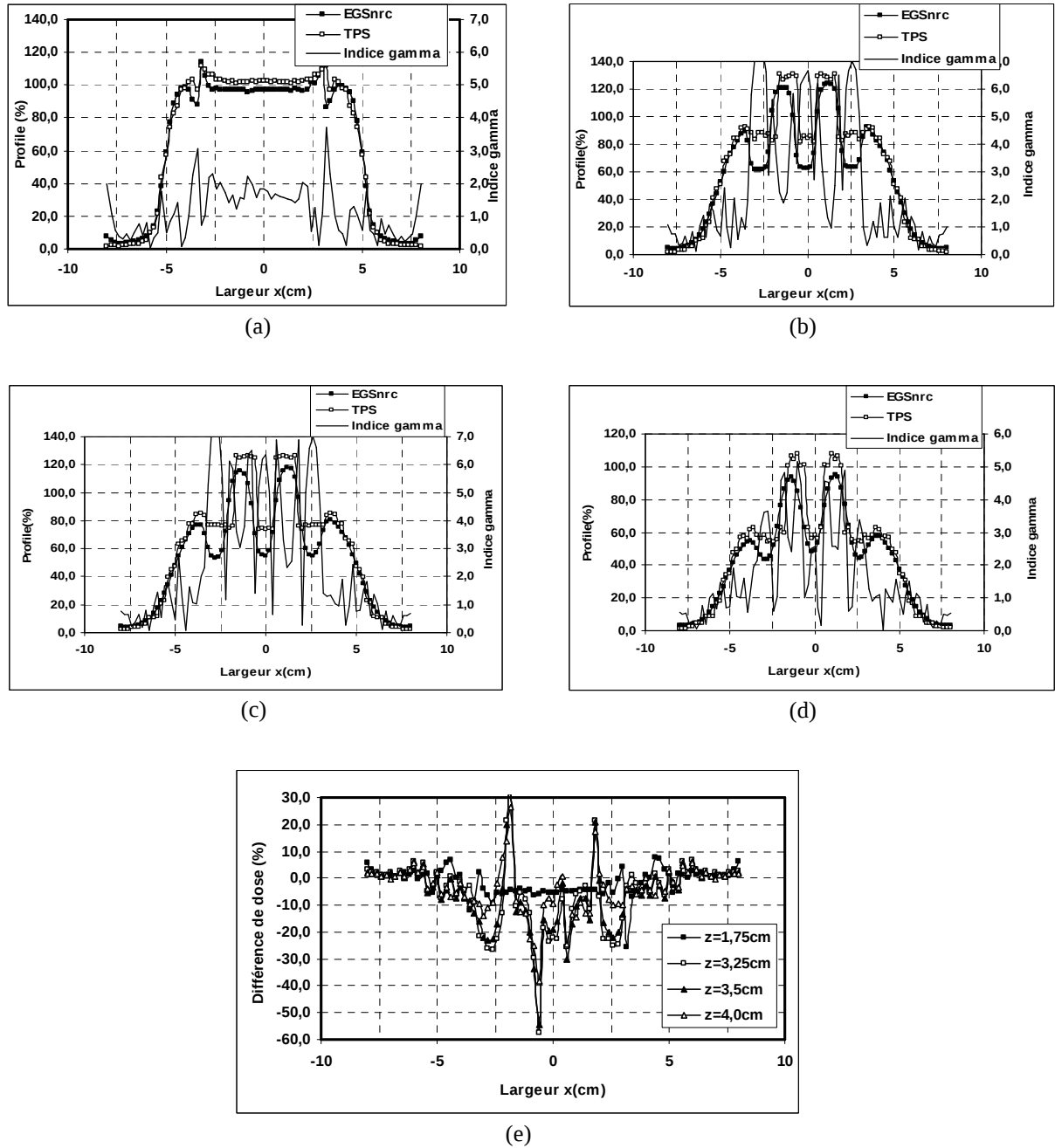


Fig.5.10: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan Plus) dans la **configuration 2** pour l'unité **12MeV** aux profondeurs (a) **1.75cm**, (b) **3.25cm**, (c) **3.5cm**, (d) **4.0cm** et (e) Différences de dose pour différentes profondeurs. Champ de $10 \times 10 \text{cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

b) Discussion

- **Les doses en profondeur :**

Dans la zone ($0 < z < +3\text{cm}$), contenant l'hétérogénéité, les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.7) indiquent un désaccord important entre les rendements en profondeur calculées par le 'TPS' et simulés par MC au niveau de la zone hétérogène ($0 < z < 3\text{cm}$). L'indice gamma évolue rapidement au niveau des interfaces eau-air ($z=0.5\text{cm}$), air-eau ($z=1.5\text{cm}$), eau-Al ($z=2.5\text{cm}$) et Al-eau ($z=3.0\text{cm}$). A partir de ($z=3\text{cm}$), à la fin de l'hétérogénéité, l'indice gamma diminue rapidement et descend au dessous de 1. Ce comportement de l'indice gamma est expliqué par le fait que, les calculs Monte Carlo sont exactes aux interfaces, contrairement aux calculs effectués par le système 'TPS', Theraplan Plus.

- **Les profiles de dose :**

Les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.8, 5.9 et 5.10) indiquent qu'un désaccord entre les profiles de dose calculées par le 'TPS' et simulés par MC est obtenu dans les zones hétérogènes 'air' ($-3\text{cm} < x < +3\text{cm}$) et 'Al' ($-3\text{cm} < x < -2\text{cm}$, $-0.5\text{cm} < x < +0.5\text{cm}$ et $+2\text{cm} < x < +3\text{cm}$). L'indice gamma varie rapidement au niveau des interfaces eau-air et eau-Al ($z=-3, -2, -0.5, +0.5, +2$ et $+3\text{cm}$). Ailleurs, dans la zone ($x < -3\text{cm}$ et $x > +3\text{cm}$), l'indice gamma diminue jusqu'au dessous de 1.

5.2.3. Configuration 3**a) Résultats**

Au total 13 tests sont utilisés pour la configuration 3 (voir fig.4.5 et tab 4.1, §4.3.3), 3 distributions de dose en profondeur et 10 distributions de profiles de dose. Toutes ces distributions sont normalisées par rapport au point de calcul défini par : $x=-3.0\text{cm}$, $y=0.0$ et $z=1.0\text{cm}$. Par rappel (voir §4.3.3), tous ces tests sont effectués pour une distance source patient de 100cm , pour une taille de champ de $10 \times 10\text{cm}^2$.

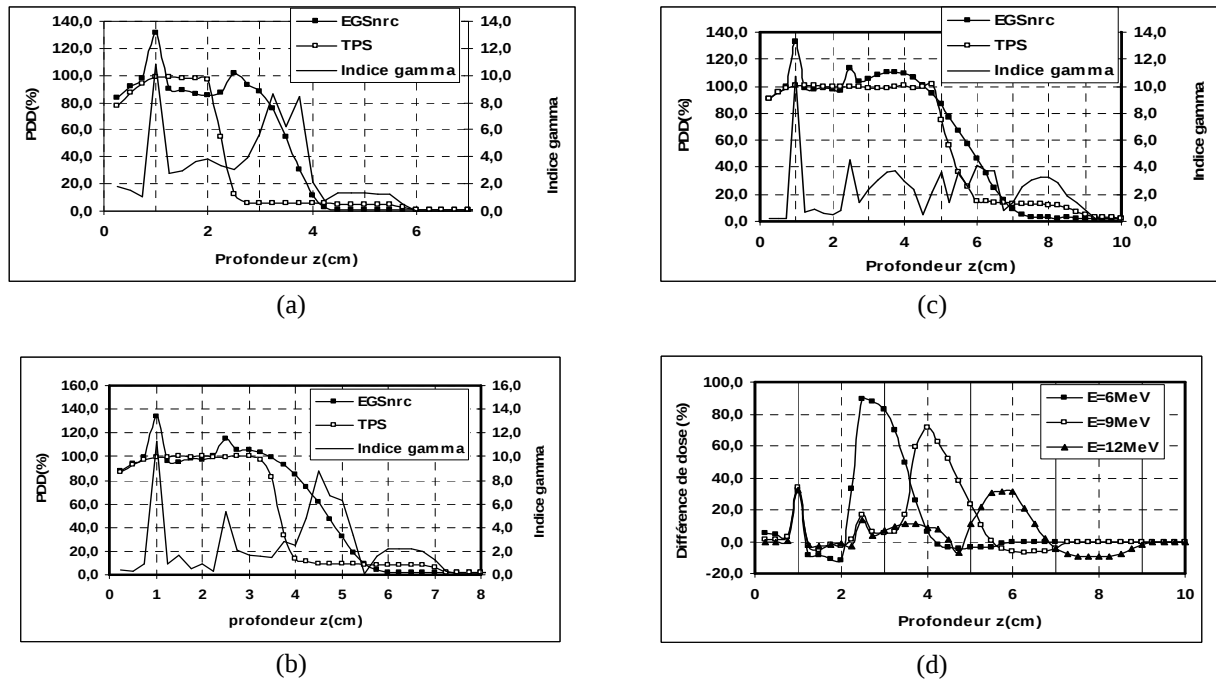


Fig.5.11: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des doses en profondeur (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 3** pour le champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une distance source patient de 100cm, pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV, (c) 12MeV et (d) les différences de dose pour les trois unités.

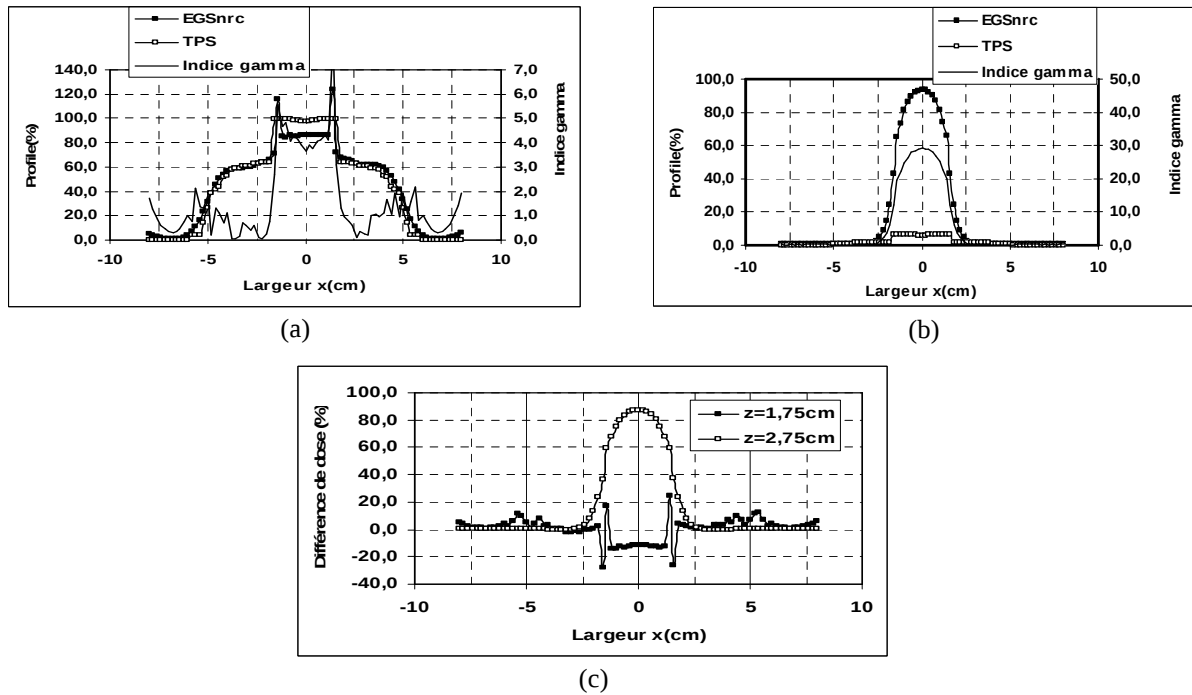


Fig.5.12: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 3** pour l'unité **6MeV** aux profondeurs (a) **1.75cm**, (b) **2.75cm** et (c) différences de dose pour les différentes profondeurs. Champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

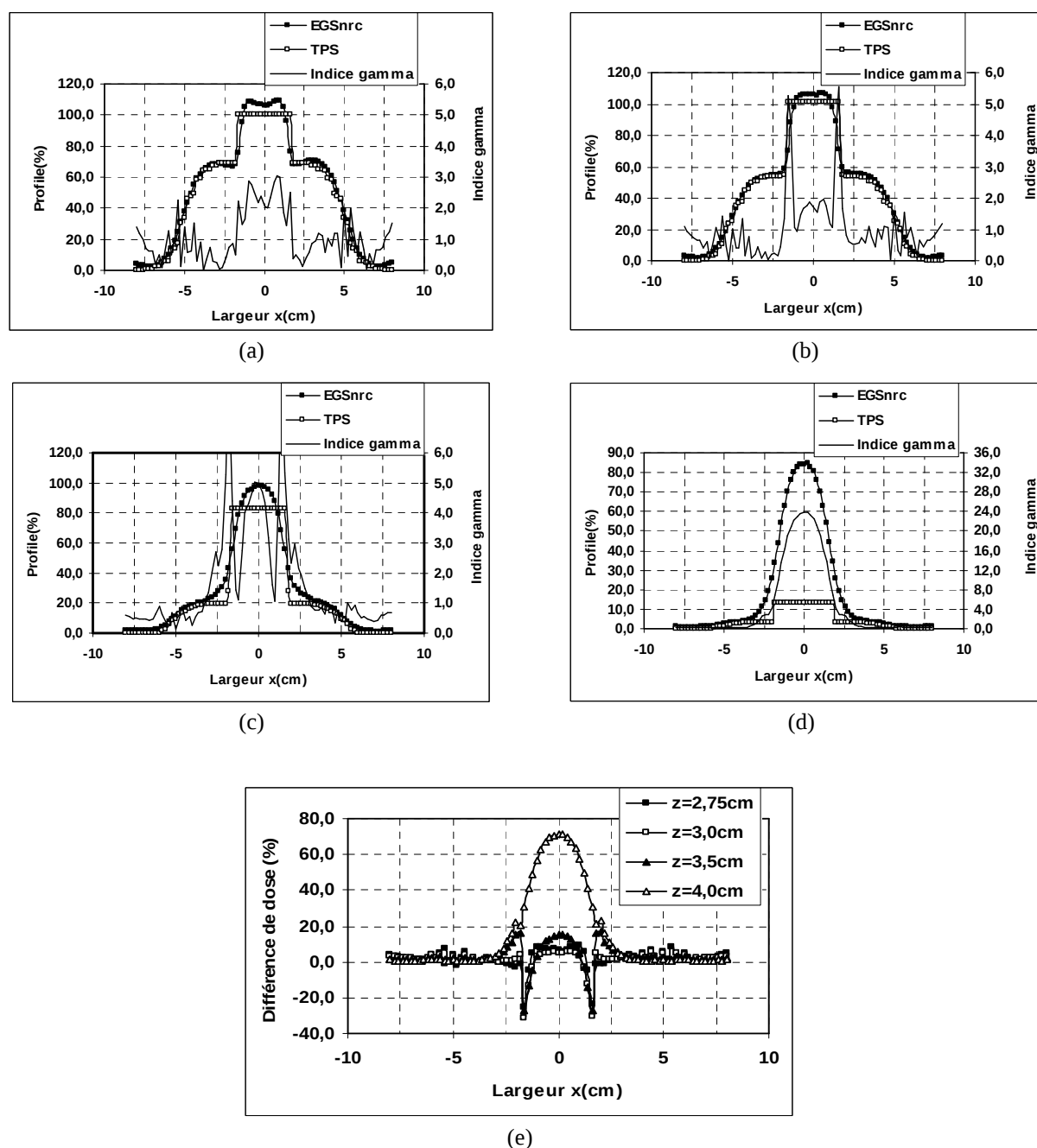


Fig.5.13: Comparaison par l'indice gamma des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 3** pour l'unité **9MeV** aux profondeurs (a) **2.75cm**, (b) **3.0cm**, (c) **3.5cm**, (d) **4.0cm** et (e) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Avec un champ d'irradiation de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

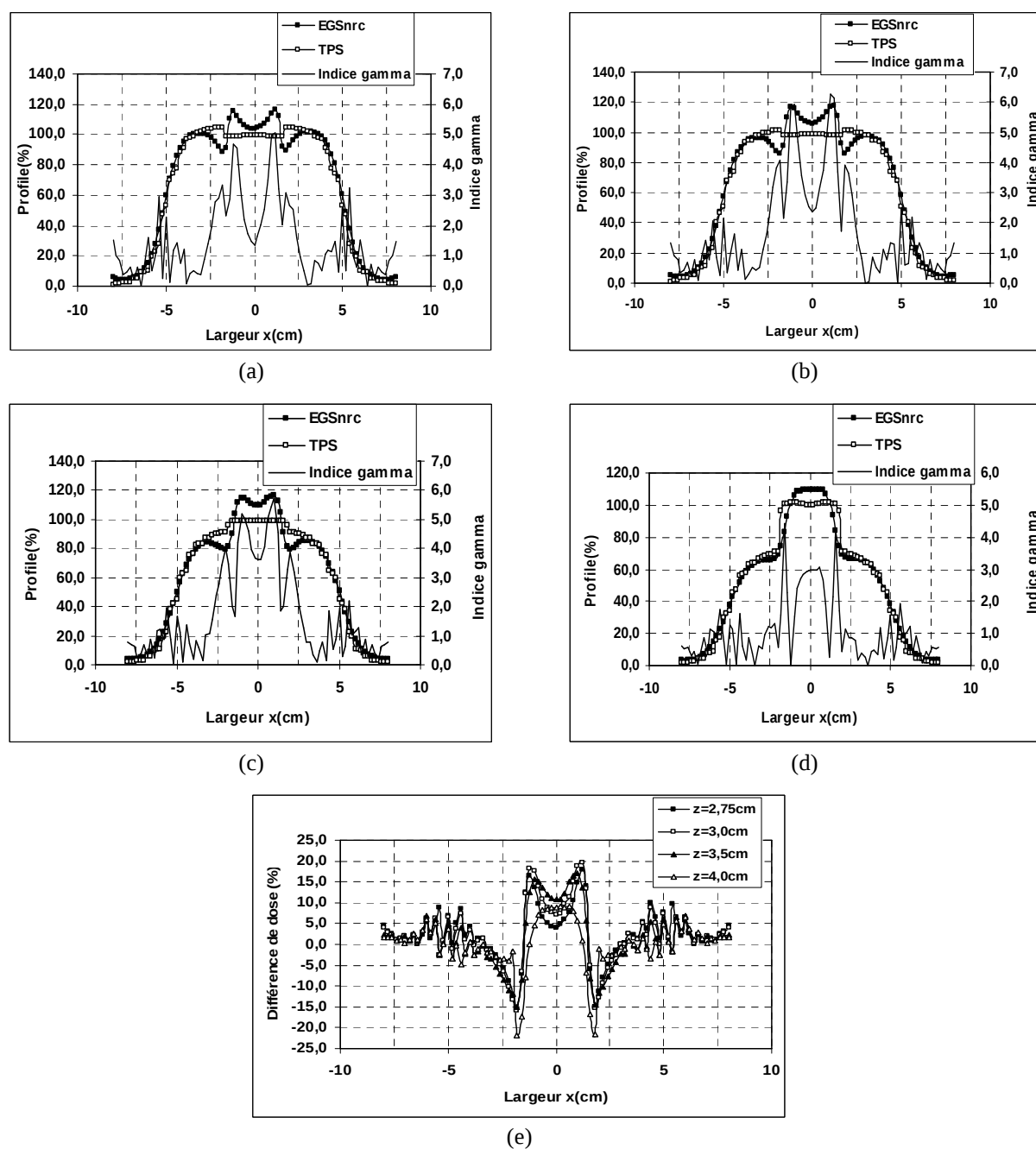


Fig.5.14: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 3** pour l'unité **12MeV** aux profondeurs (a) **2.75cm**, (b) **3.0cm**, (c) **3.5cm**, (d) **4.0cm** et (e) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Avec un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

b) Discussion

- **Les doses en profondeur :**

L'indice gamma au niveau des interfaces supérieures ($z=1\text{cm}$) et inférieures ($z=2.5\text{cm}$) augmente rapidement et atteint des pics respectifs de l'ordre de 10 ($\Delta D=30\%$) et de 4 ($\Delta D=15\%$ et 80% pour l'unité 6MeV). Globalement, les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.11) indiquent qu'un désaccord est observé entre les doses en profondeur calculées par le 'TPS' et simulés par MC. Ce désaccord est plus important aux interfaces eau-air ($z=1\text{cm}$ et 2.5cm).

- **Les profils de dose :**

Au niveau de la zone hétérogène 'air' ($-1.5\text{cm} < x < +1.5\text{cm}$) et au niveau des interfaces 'eau-air' ($x=-1.5\text{cm}$ et $x=1.5\text{cm}$), l'indice gamma dépasse l'unité et atteint des valeurs importantes, de l'ordre de 7. Dans ces mêmes zones, pour certaines profondeurs (Fig.5.12.b et 5.13.d), les valeurs de l'indice gamma et de la différence de dose sont beaucoup plus élevés ($\gamma=25$ et $\Delta D=70\%$). Globalement, les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.12, 5.13 et 5.14) indiquent qu'un désaccord entre les profils de dose calculées par le 'TPS' et simulés par MC est obtenu. Ailleurs, dans les zones ($x < -1.5\text{cm}$ et $x > +1.5\text{cm}$), l'indice gamma diminue jusqu'au dessous de 1. Donc, comme pour la configuration 2, le désaccord est observé dans la zone hétérogène et aux interfaces entre les milieux différents.

5.2.4. Configuration 4**a) Résultats**

Au total 13 tests sont utilisés pour la configuration 4 (voir fig.4.6 et tab 4.1, §4.3.3), 3 distributions de dose en profondeur et 10 distributions de profils de dose. Toutes ces distributions sont normalisées par rapport au point de calcul défini par : $x=-3.0\text{cm}$, $y=0.0$ et $z=1.0\text{cm}$. Par rappel (voir §4.3.3), tous ces tests sont effectués pour une distance source patient de 100cm , pour une taille de champ de $10 \times 10\text{cm}^2$.

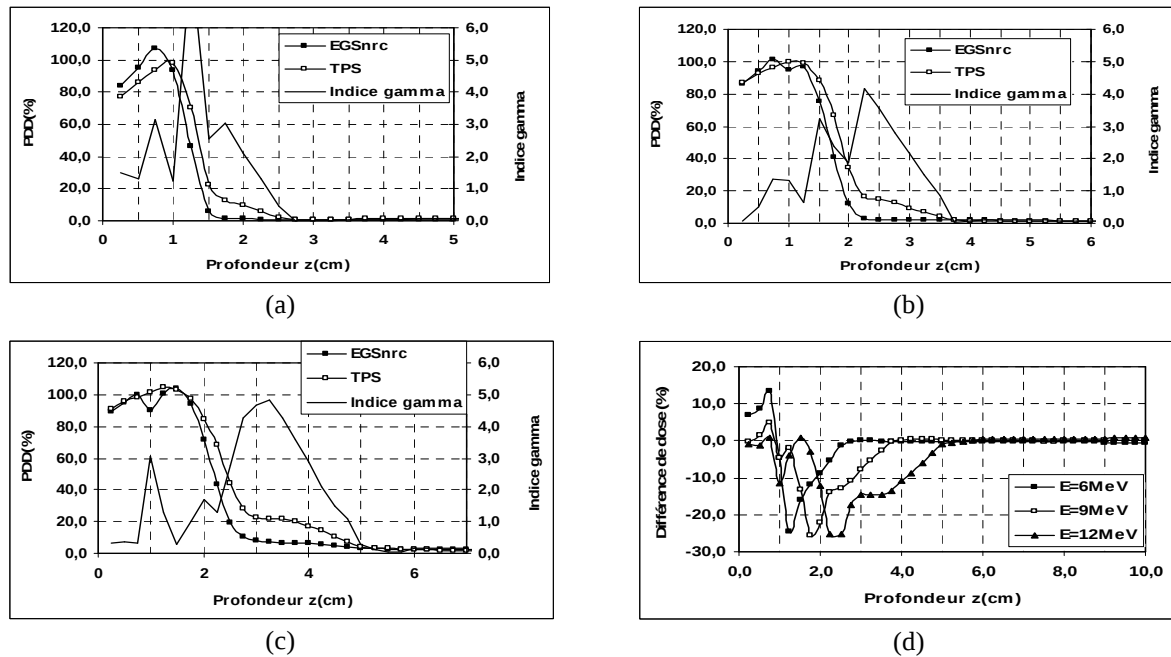


Fig.5.15: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des doses en profondeur (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 4** pour le champ 10x10cm² a une distance source patient de 100cm, pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV, (c) 12MeV et (d) Différences de dose pour les trois unités.

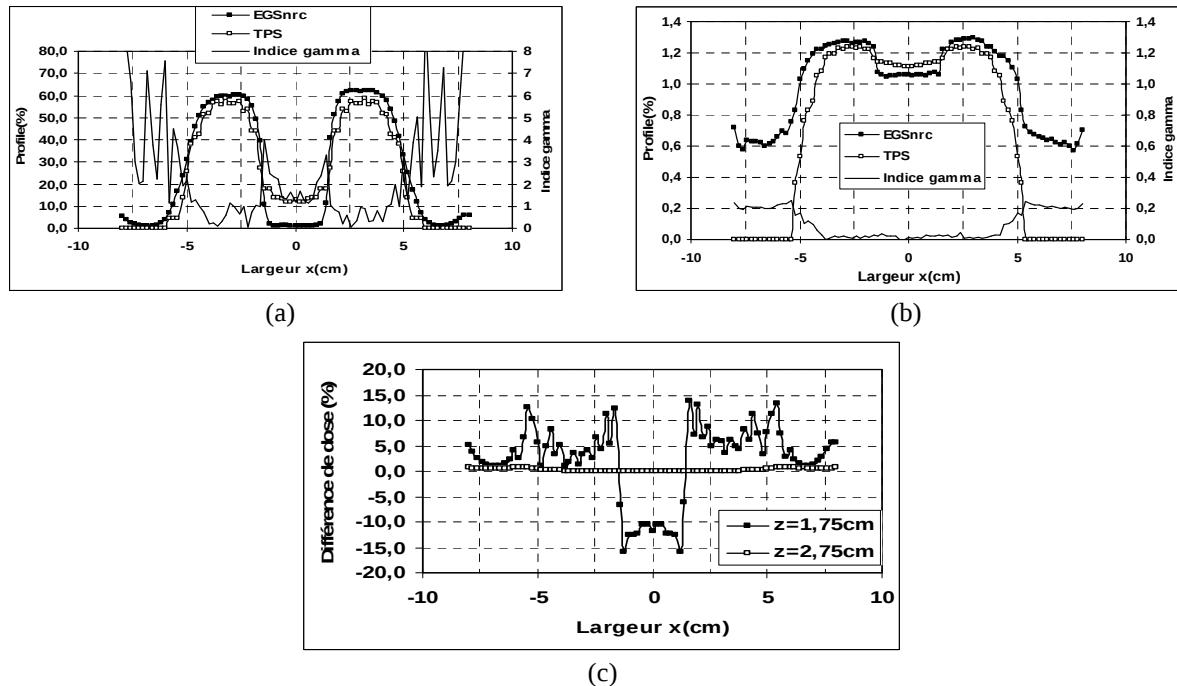


Fig.5.16: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 4** pour l'unité 6MeV aux profondeurs (a) 1.75cm, (b) 2.75cm et (c) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Avec un champ de 10x10cm² et une distance source patient de 100cm.

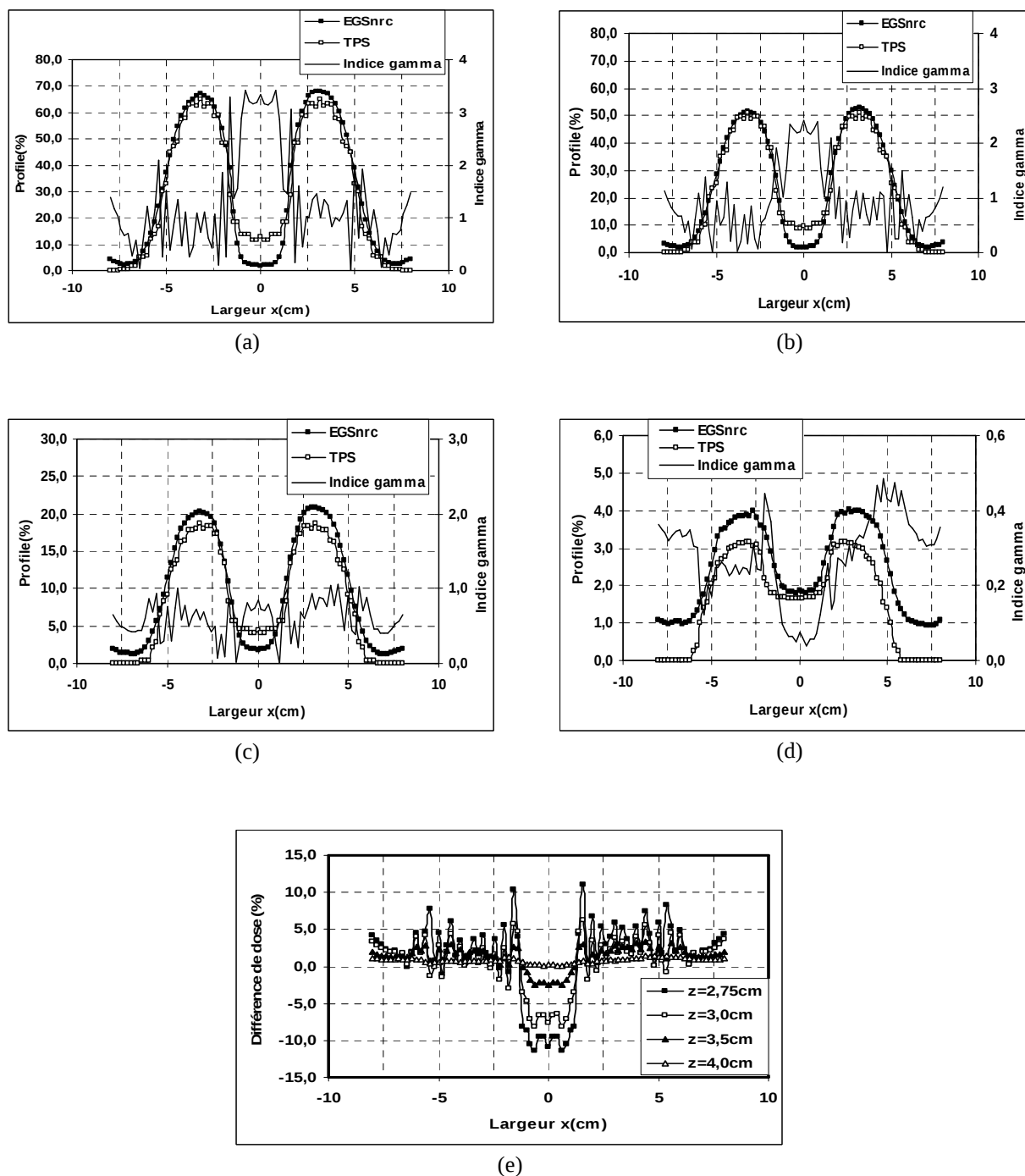
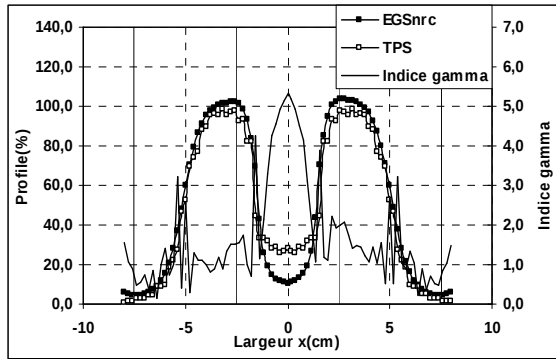
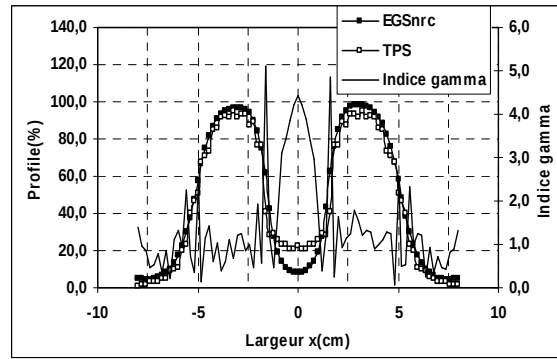


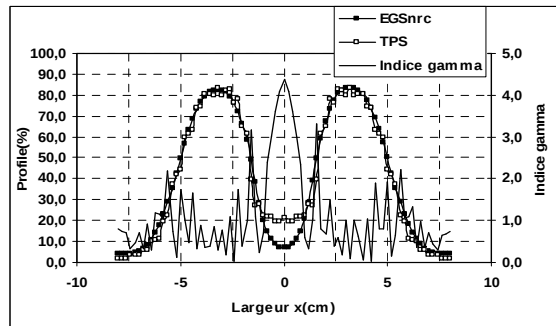
Fig.5.17: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 4** pour l'unité **9MeV** aux profondeurs (a) **2.75cm**, (b) **3.0cm**, (c) **3.5cm**, (d) **4.0cm** et (e) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.



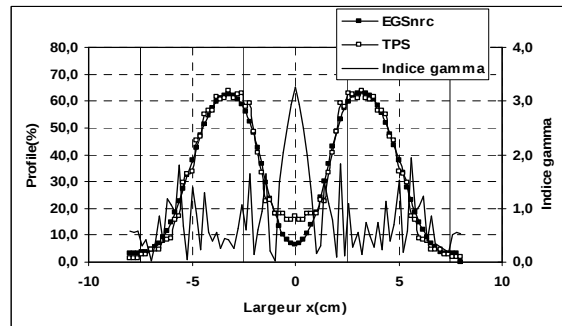
(a)



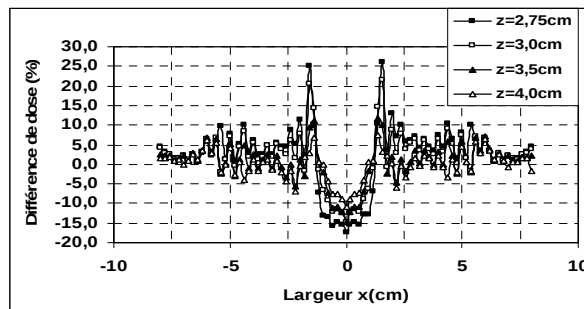
(b)



(c)



(d)



(e)

Fig.5.18: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 4** pour l'unité **12MeV** aux profondeurs (a) **2.75cm**, (b) **3.0cm**, (c) **3.5cm**, (d) **4.0cm** et (e) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Avec un champ de $10 \times 10 \text{cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

b) Discussion

- **Les doses en profondeur :**

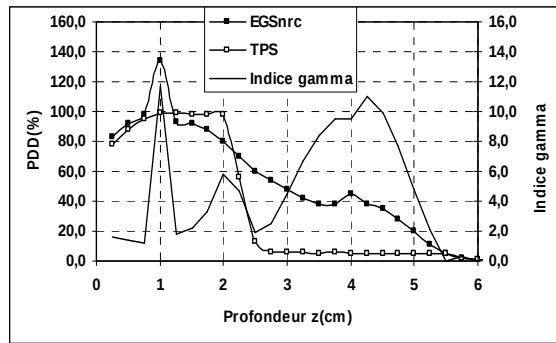
Les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.15) indiquent qu'un désaccord entre les doses en profondeur calculées par le 'TPS' et simulées par MC est obtenu. Ce désaccord est moins important que dans le cas de la configuration 3. Ici l'air est changé par l'aluminium, ainsi les valeurs de l'indice gamma sont moins importantes par rapport à celles obtenues pour la configuration 3. Aux interfaces eau-Al ($z=1\text{cm}$ et 2.5cm), les valeurs de cette indice sont inférieures à 3.

- **Les profiles de dose :**

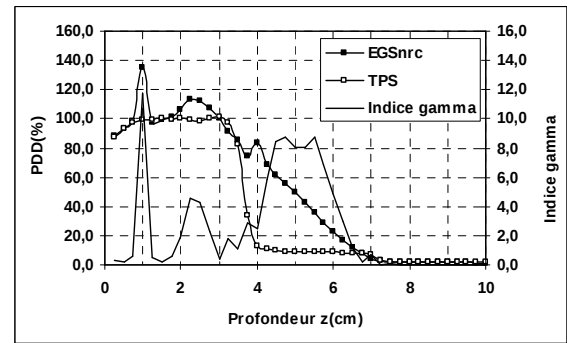
Comme dans le cas de la configuration 3, les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.16, 5.17 et 5.18) indiquent qu'un désaccord entre les profiles de dose calculés par le 'TPS' et simulés par MC est obtenu dans la zone hétérogène 'Al' ($-1.5\text{cm} < x < +1.5\text{cm}$) et aux interfaces eau-Al ($x=-1.5\text{cm}$ et $x=1.5\text{cm}$). L'indice gamma varie rapidement au niveau de ces interfaces. Ailleurs, dans les zones ($x < -1.5\text{cm}$ et $x > +1.5\text{cm}$), l'indice gamma diminue jusqu'au dessous de 1.

5.2.5. Configuration 5**a) Résultats**

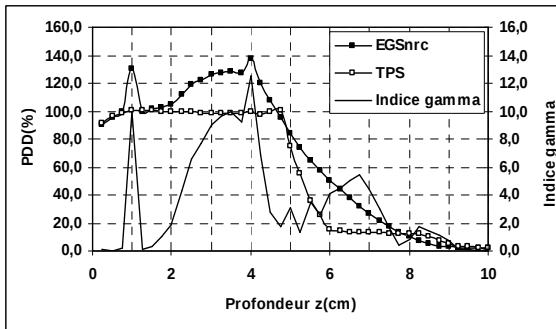
Au total 10 tests sont utilisés pour la configuration 5 (voir fig.4.7 et tab 4.1, §4.3.3), 3 distributions de dose en profondeur et 7 distributions de profiles de dose. Toutes ces distributions sont normalisées par rapport au point de calcul défini par : $x=-3.0\text{cm}$, $y=0.0$ et $z=1.0\text{cm}$. Par rappel (voir §4.3.3), tous ces tests sont effectués pour une distance source patient de 100cm , pour une taille de champ de $10 \times 10\text{cm}^2$.



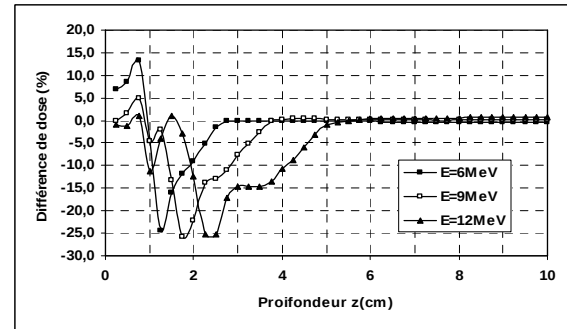
(a)



(b)

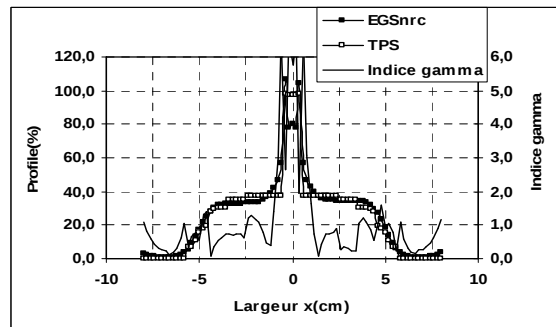


(c)

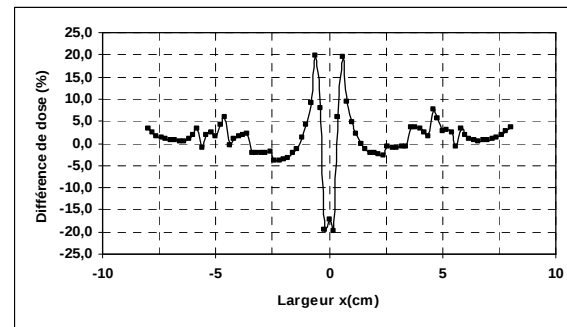


(d)

Fig.5.19: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des doses en profondeur (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 5** pour le champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a une distance source patient de 100cm, pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV, (c) 12MeV.

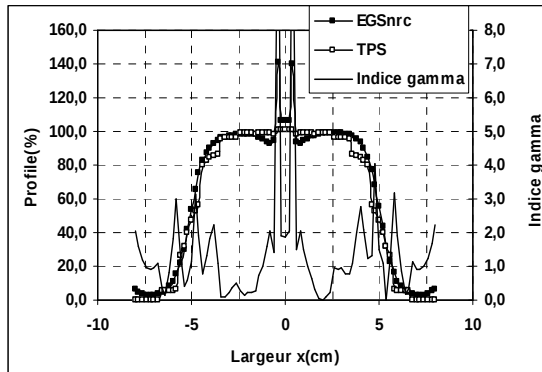


(a)

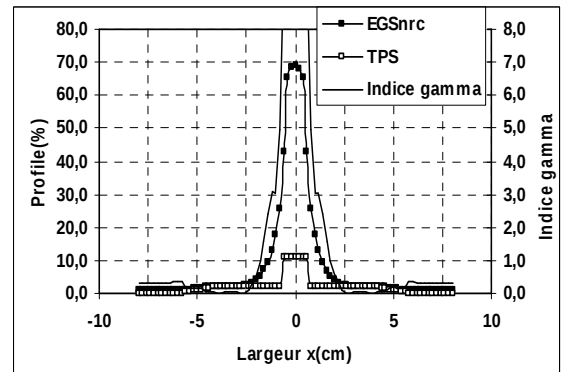


(b)

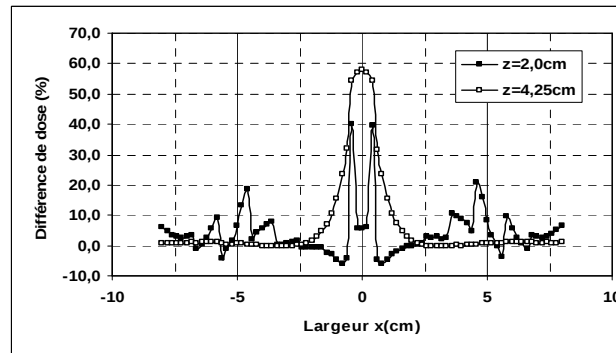
Fig.5.20: Comparaison par l'indice gamma (a) et par les différences de dose (b), des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 5** pour l'unité **6MeV** a la profondeur **2.0cm**. Avec un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.



(a)



(b)



(c)

Fig.5.21: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 5** pour l'unité **9MeV** aux profondeurs (a) **2.0cm**, (b) **4.25cm** et (c) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

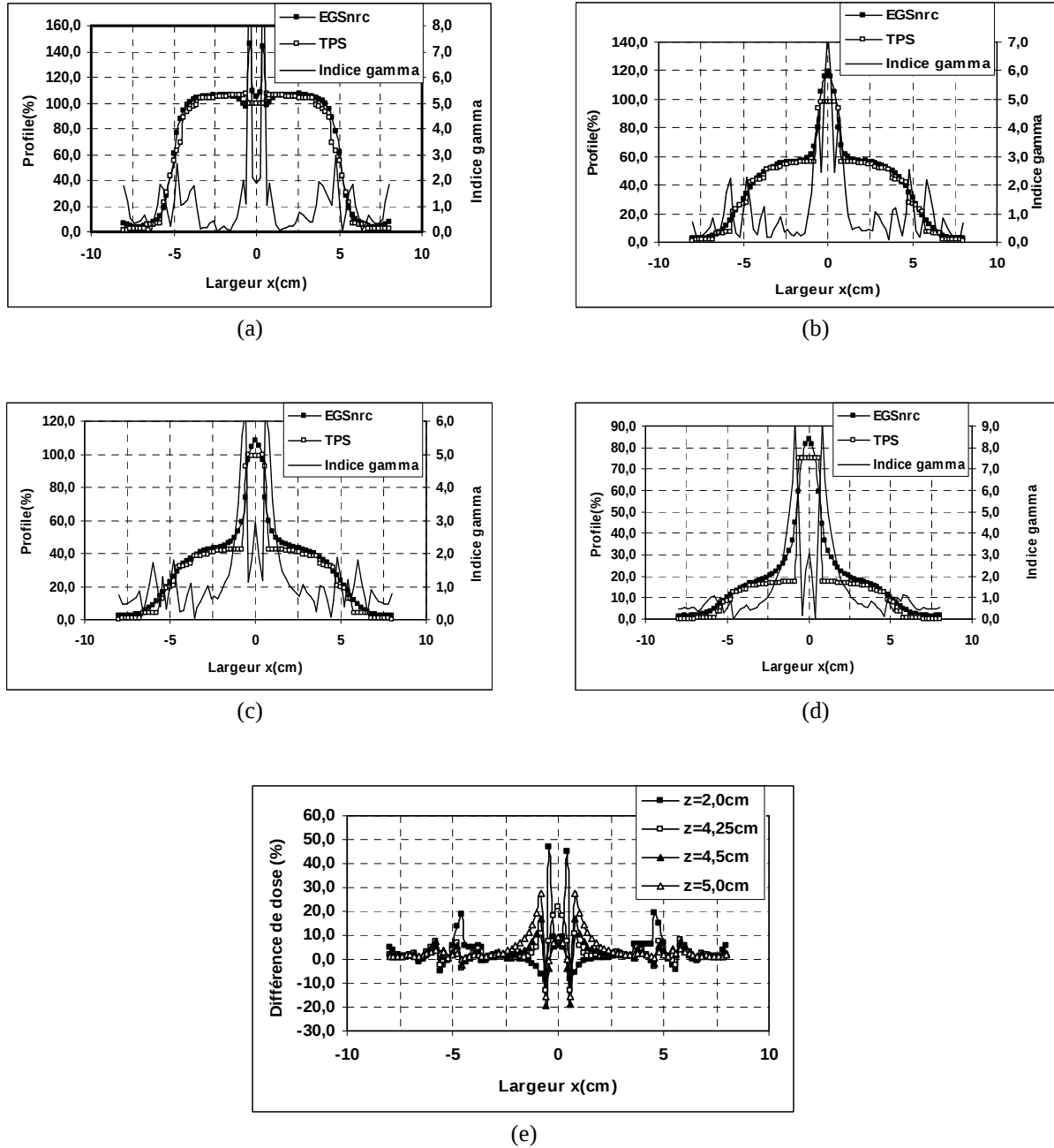


Fig.5.22: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 5** pour l'unité **12MeV** aux profondeurs (a) **2.0cm**, (b) **4.25cm**, (c) **4.5cm**, (d) **5.0cm** et (e) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

b) Discussion

- **Les doses en profondeur :**

Comme dans le cas de la configuration 3, l'indice gamma au niveau des interfaces supérieures ($z=1\text{cm}$) et inférieures ($z=4.0\text{cm}$) augmente rapidement et atteint des pics de l'ordre de 12. Globalement, les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.11) indiquent qu'un désaccord est observé entre les doses en profondeur calculées par le 'TPS' et simulées par MC. Ce désaccord est plus important aux interfaces eau-Al ($z=1\text{cm}$ et 4.0cm).

- **Les profiles de dose :**

Au niveau de la zone hétérogène 'Al' ($-0.5\text{cm} < x < +0.5\text{cm}$) et au niveau des interfaces 'eau-Al' ($x=-0.5\text{cm}$ et $x=0.5\text{cm}$), l'indice gamma dépasse l'unité et atteint des valeurs importantes, de l'ordre de 8. Dans ces mêmes zones, pour certaines profondeurs (Fig.5.21.b), les valeurs de l'indice gamma et de la différence de dose sont beaucoup plus élevées ($\gamma > 10$ et $\Delta D = 60\%$). Globalement, les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.12, 5.13 et 5.14) indiquent qu'un désaccord est observé entre les profiles de dose calculés par le 'TPS' et simulés par MC dans la zone hétérogène ($-0.5\text{cm} < x < 0.5\text{cm}$) et aux interfaces ($x=0.5\text{cm}$ et $x=0.5\text{cm}$). Ailleurs, dans les zones ($x < -0.5\text{cm}$ et $x > +0.5\text{cm}$), l'indice gamma diminue jusqu'au dessous de 1.

5.2.6. Configuration 6

a) Résultats

Au total 9 tests sont utilisés pour la configuration 6 (voir fig.4.8 et tab 4.1, §4.3.3), 3 distributions de dose en profondeur et 6 distributions de profiles de dose. Toutes ces distributions sont normalisées par rapport au point de calcul défini par : ($x=-2.5\text{cm}$, $y=0.0$, $z=1.5\text{cm}$) pour l'unité 6MeV, ($x=-2.5\text{cm}$, $y=0.0$, $z=2.5\text{cm}$) pour les unités 9 et 12MeV. Par rappel (voir §4.3.3), tous ces tests sont effectués pour une distance source patient de 100cm, pour une taille de champ de $10 \times 10\text{cm}^2$.

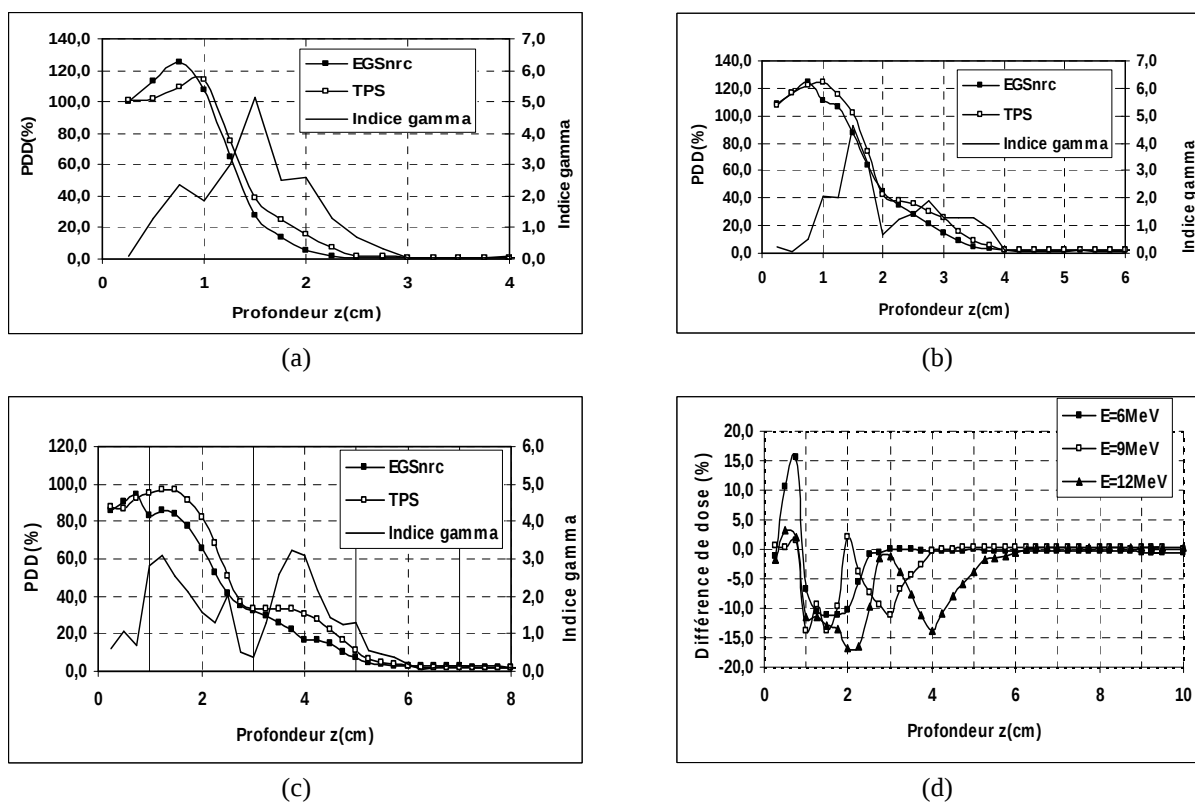


Fig.5.23: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des doses en profondeur (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 6** pour le champ 10x10cm² a une distance source patient de 100cm, pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV, (c) 12MeV et (d) Différences de dose pour les trois unités.

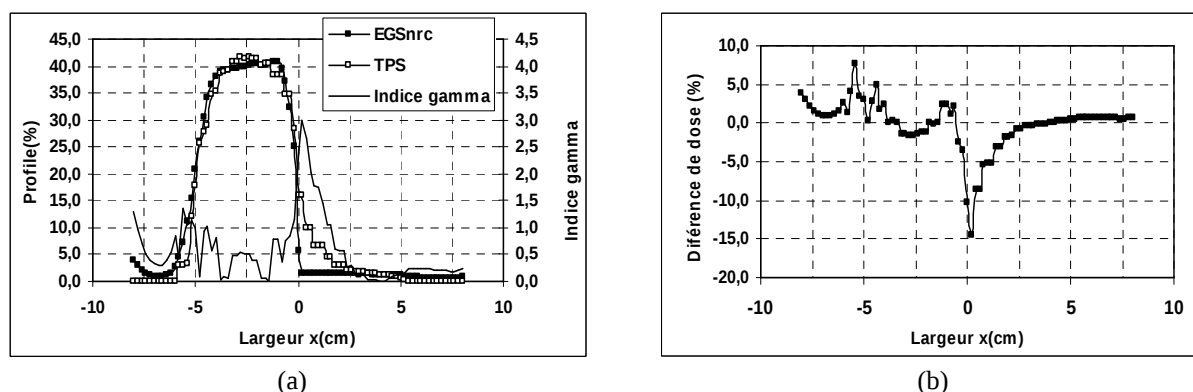


Fig.5.24: Comparaison par l'indice gamma (a) et par les différences de dose (b), des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 6** pour l'unité 6MeV a la profondeur 2.0cm. Avec un champ de 10x10cm² et une distance source patient de 100cm.

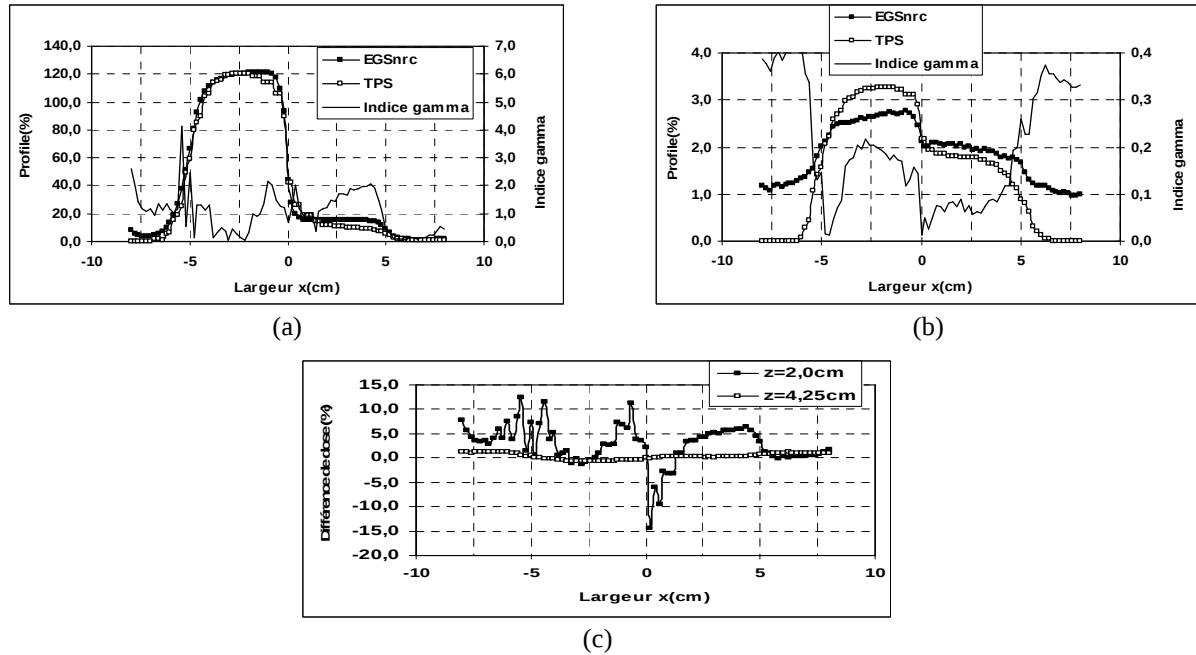


Fig.5.25: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la configuration 6 pour l'unité 9MeV aux profondeurs (a) 2.0cm, (b) 4.25cm et (c) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Champ de 10x10cm² et une distance source patient de 100cm.

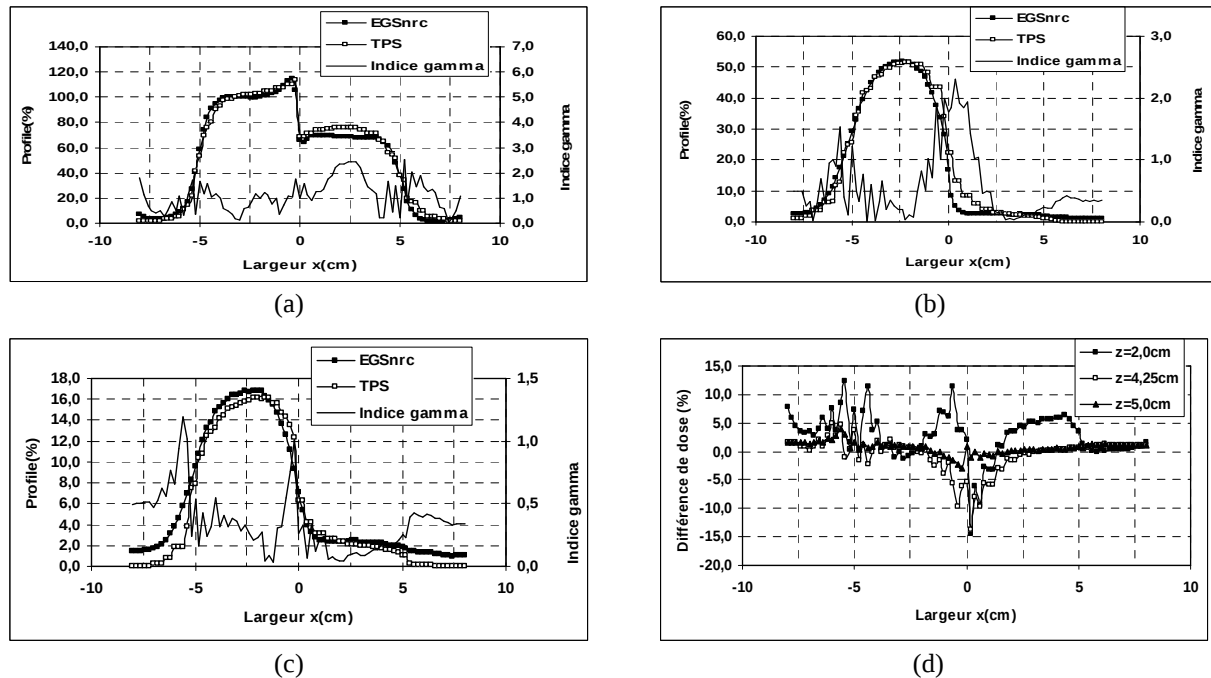


Fig.5.26: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la configuration 6 pour l'unité 12MeV aux profondeurs (a) 2.0cm, (b) 4.25cm, (c) 5.0cm et (d) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Champ de 10x10cm² et une distance source patient de 100cm.

b) Discussion

- **Les doses en profondeur :**

Cette configuration 6 ressemble à la configuration 1, sauf ici, l'air est changé par l'aluminium. L'influence de l'hétérogénéité est moins importante par rapport à celle montrée dans la configuration 1 (fig.5.23). Globalement, pour les trois unités, les résultats montrent que les valeurs de l'index gamma ne s'écartent pas beaucoup de 1, atteignent une valeur maximale de 5 au niveau de l'interface eau-Al ($1\text{cm} < z < 4\text{cm}$).

- **Les profiles de dose :**

Les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (fig.5.24, 5.25 et 5.26) indiquent qu'un désaccord entre les profiles de dose calculés par le 'TPS' et simulés par MC est obtenu dans la zone hétérogène 'Al' ($x > 0.0\text{cm}$) et à l'interface eau-Al ($x = 0.0\text{cm}$). L'indice gamma varie rapidement au niveau de cette interface. Ailleurs, dans les zones ($x < 0.0\text{cm}$), l'indice gamma diminue jusqu'au dessous de 1.

5.2.7. Configuration 7**a) Résultats**

Au total 10 tests sont utilisés pour la configuration 7 (voir fig.4.9 et tab 4.1, §4.3.3), 3 distributions de dose en profondeur et 7 distributions de profiles de dose. Toutes ces distributions sont normalisées par rapport au point de calcul défini par : ($x = 5.0\text{cm}$, $y = 0.0$, $z = 1.5\text{cm}$). Par rappel (voir §4.3.3), tous ces tests sont effectués pour une distance source patient de 100cm, pour une taille de champ de $15 \times 15\text{cm}^2$.

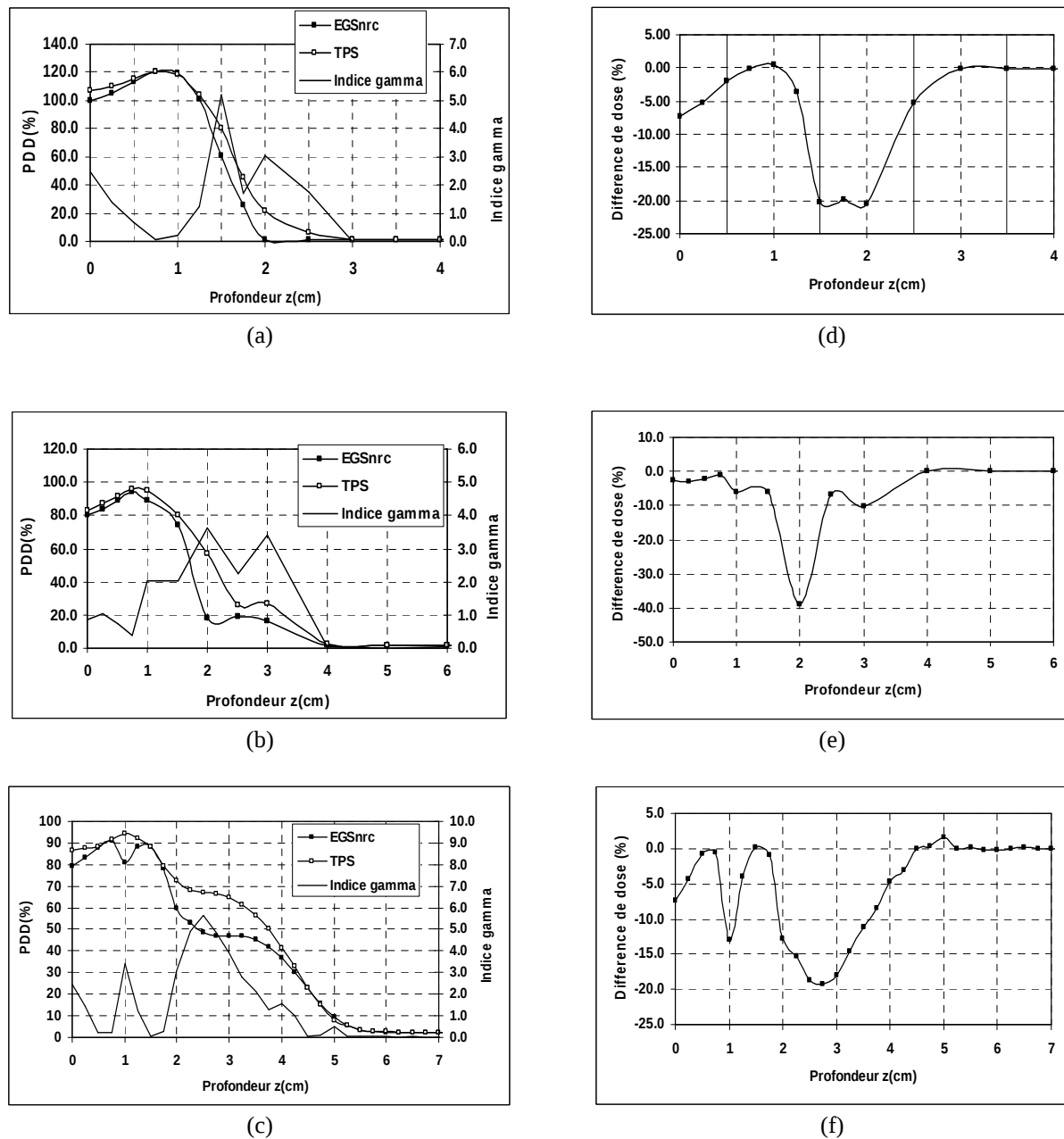


Fig.5.27: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose $[D(MC)-D(TPS)]$ des doses en profondeur (%), calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la configuration 7 pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV, (c) 12MeV, (d) différence de dose pour l'unité 6MeV, (e) Différence de dose pour l'unité 9MeV et (f) Différence de dose pour l'unité 12MeV. Avec un champ $15 \times 15 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

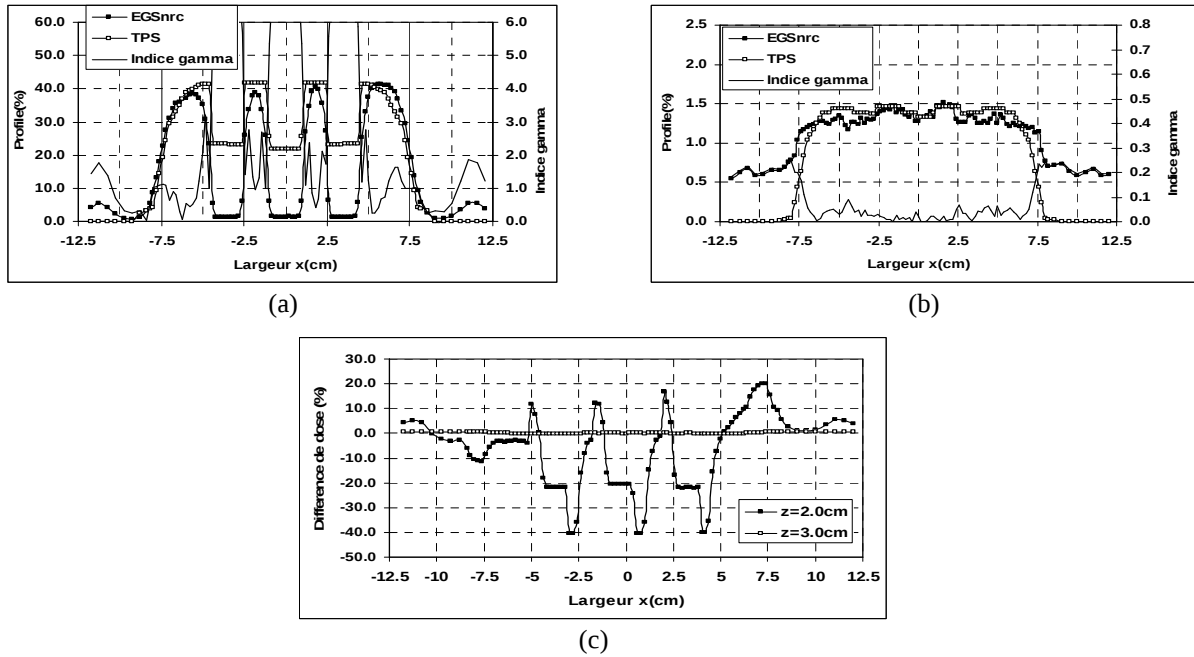


Fig.5.28: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 7** pour l'unité **6MeV** aux profondeurs (a) **2.0cm**, (b) **3.0cm** et (c) Différence de dose pour les différentes profondeurs. Avec un champ de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

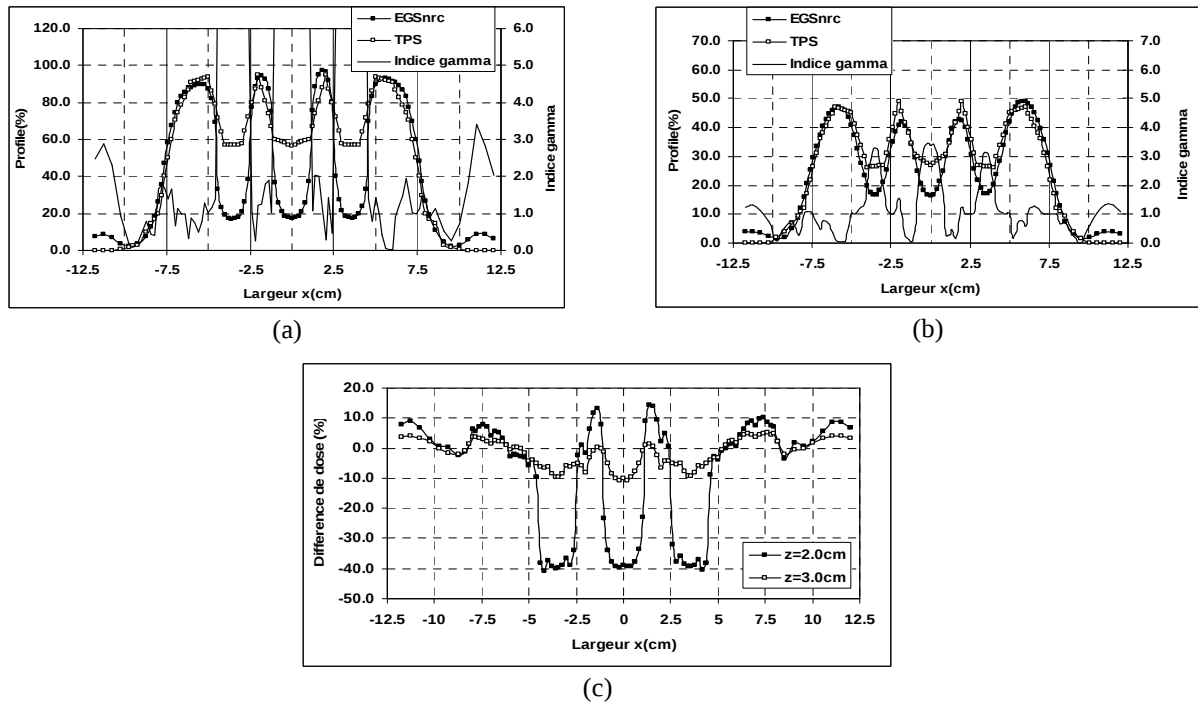


Fig.5.29: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 7** pour l'unité **9MeV** aux profondeurs (a) **2.0cm**, (b) **3.0cm** et (c) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Avec un champ de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

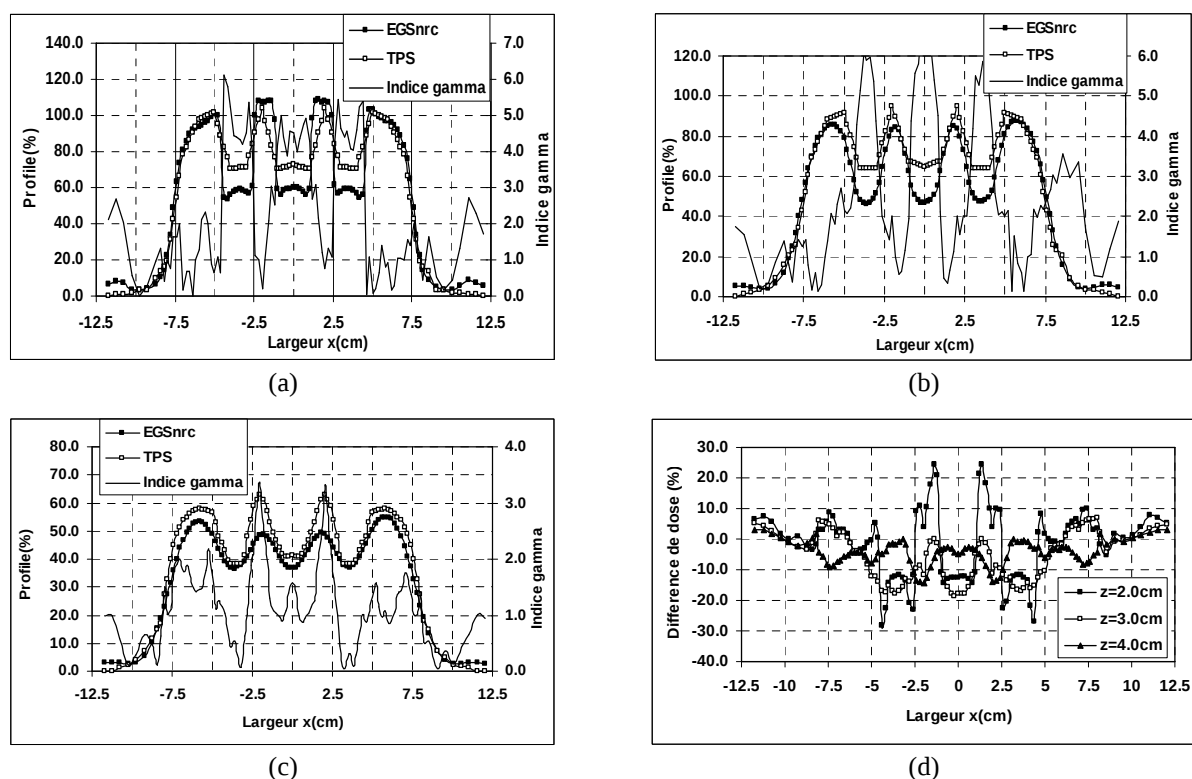


Fig.5.30: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 7** pour l'unité **12MeV** aux profondeurs (a) **2.0cm**, (b) **3.0cm**, (c) **4.0cm** et (d) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Champ de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

b) Discussion

• Les doses en profondeur :

Pour les doses en profondeur, la configuration 7 est semblable à la configuration 4, les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.27) indiquent qu'un désaccord entre les doses en profondeur calculées par le 'TPS' et simulées par MC est obtenu. L'indice gamma augmente rapidement aux interfaces eau-Al ($z=1\text{cm}$ et $z=2\text{cm}$), et atteint une valeur maximale de 6.

• Les profils de dose :

Comme dans le cas de la configuration 4, les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.28, 5.29 et 5.30) indiquent qu'un désaccord est observé entre les profils de dose calculés par le 'TPS' et simulés par MC. Ce désaccord est obtenu dans les zones hétérogènes 'Al' ($-4.5\text{cm} < x < -2.5\text{cm}$, $-1.0\text{cm} < x < +1.0\text{cm}$ et $+2.5\text{cm} < x < +4.5\text{cm}$). Ailleurs, l'indice gamma diminue jusqu'au dessous de 1.

5.2.8. Configuration 8

a) Résultats

Au total 21 tests sont utilisés pour la configuration 8 (voir fig.4.10 et tab 4.1, §4.3.3), 3 distributions de dose en profondeur et 18 distributions de profils de dose. Toutes ces distributions sont normalisées par rapport au point de calcul défini par : ($x=1.0\text{cm}$, $y=-1.0$, $z=1.5\text{cm}$). Par rappel (voir §4.3.3), tous ces tests sont effectués pour une distance source patient de 100cm , pour une taille de champ de $10\times 10\text{cm}^2$.

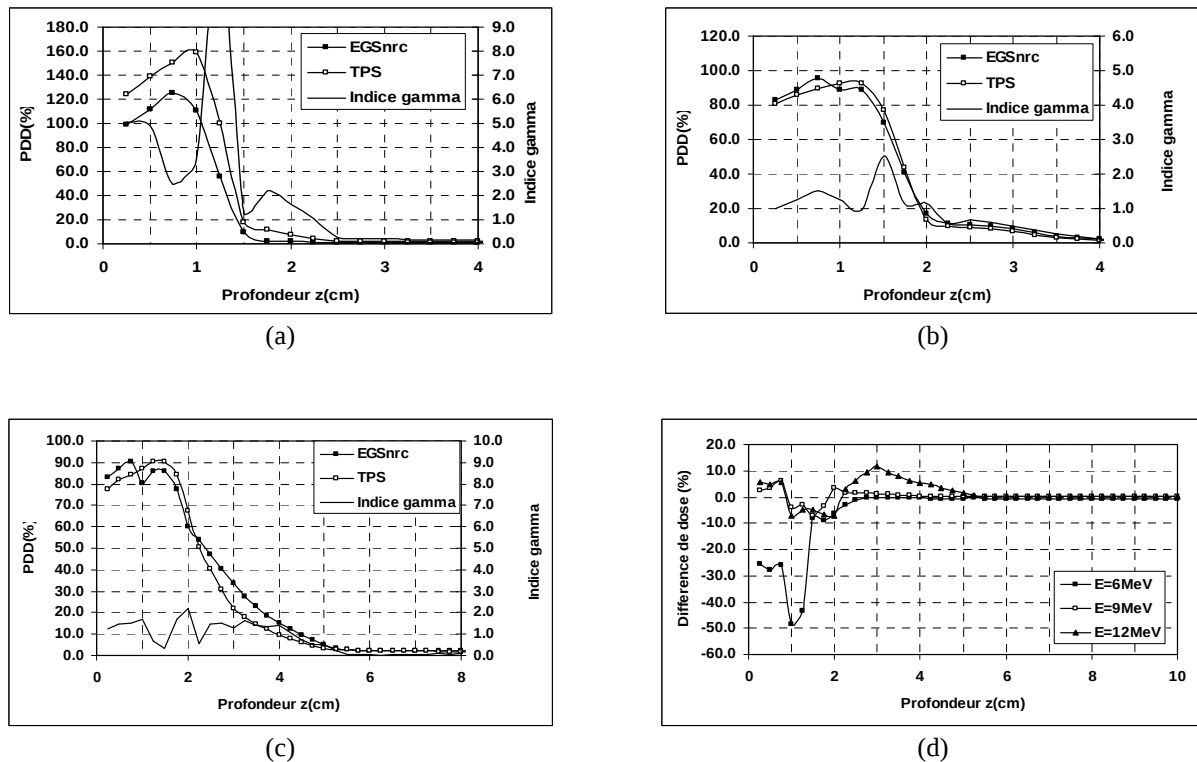


Fig.5.31: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des doses en profondeur (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 8**, pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV, (c) 12MeV et (d) Différences de dose pour les trois unités. Avec un champ $10\times 10\text{cm}^2$ et une distance source patient de 100cm .

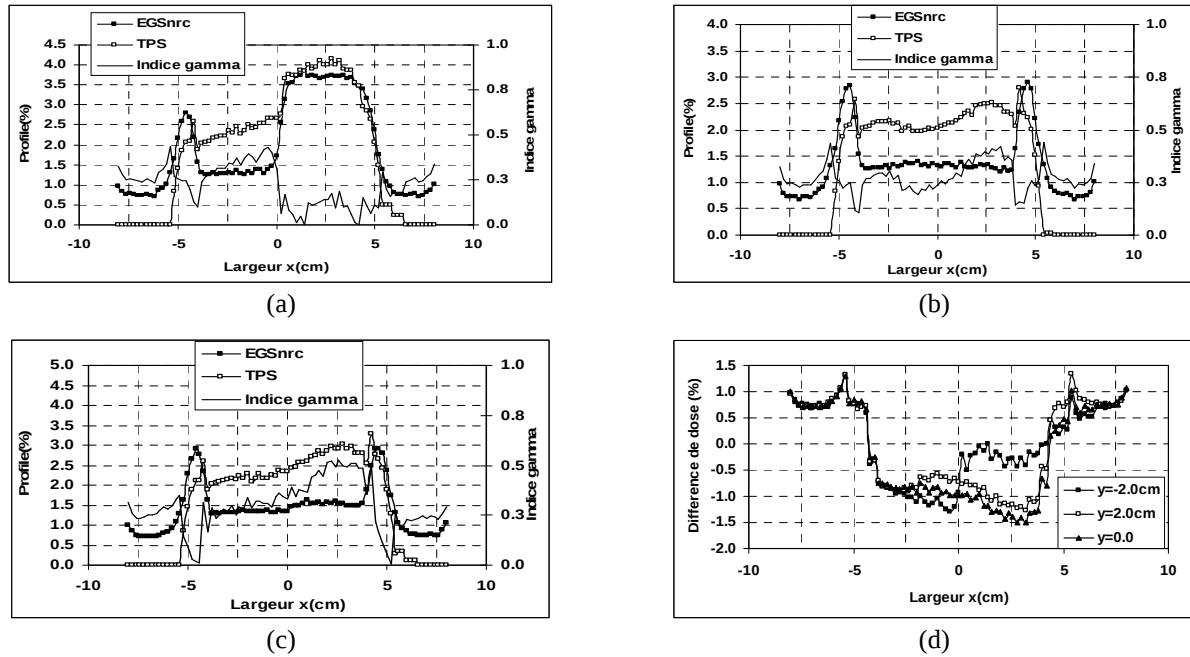


Fig.5.32: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 8** pour l'unité 6MeV, a la profondeur 2.5cm, et aux différentes valeurs de y (a) $y = -2.0\text{ cm}$, (b) $y = 2.0\text{ cm}$, (c) $y = 0.0\text{ cm}$ et (d) Différences de dose pour les différentes valeurs de y. Avec un champ de $10 \times 10\text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

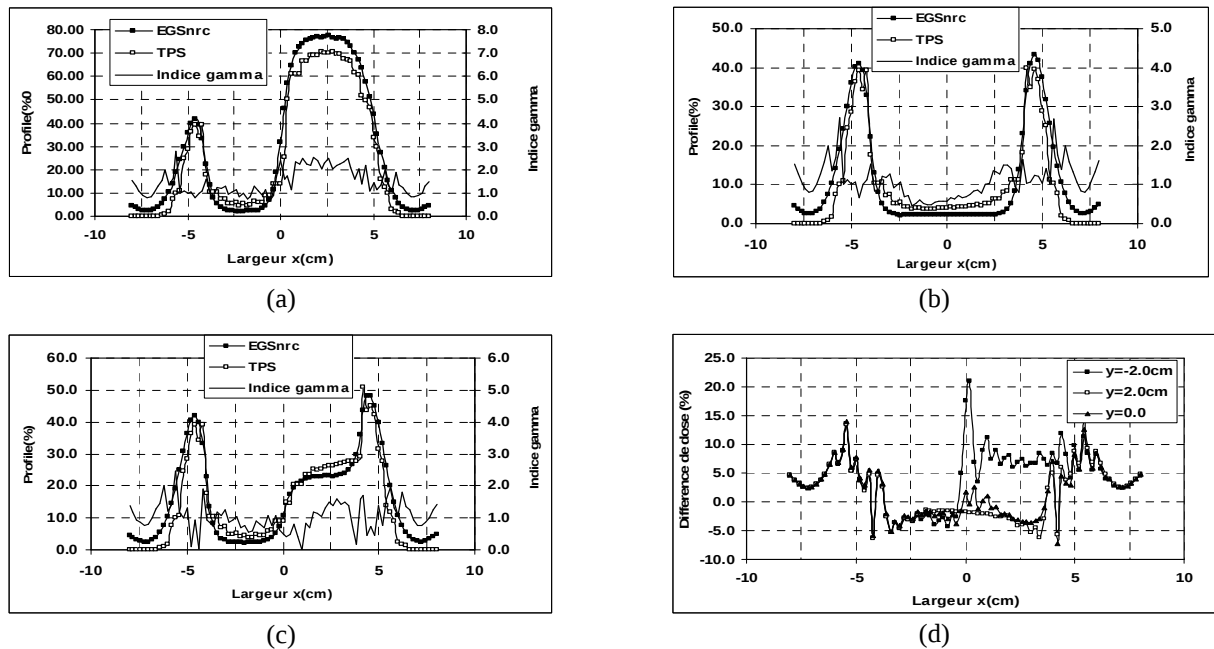


Fig.5.33: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 8** pour l'unité 9MeV, a la profondeur 2.5cm, et aux différentes valeurs de y (a) $y = -2.0\text{ cm}$, (b) $y = 2.0\text{ cm}$, (c) $y = 0.0\text{ cm}$ et (d) Différences de dose pour les différentes valeurs de y. Avec un champ de $10 \times 10\text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

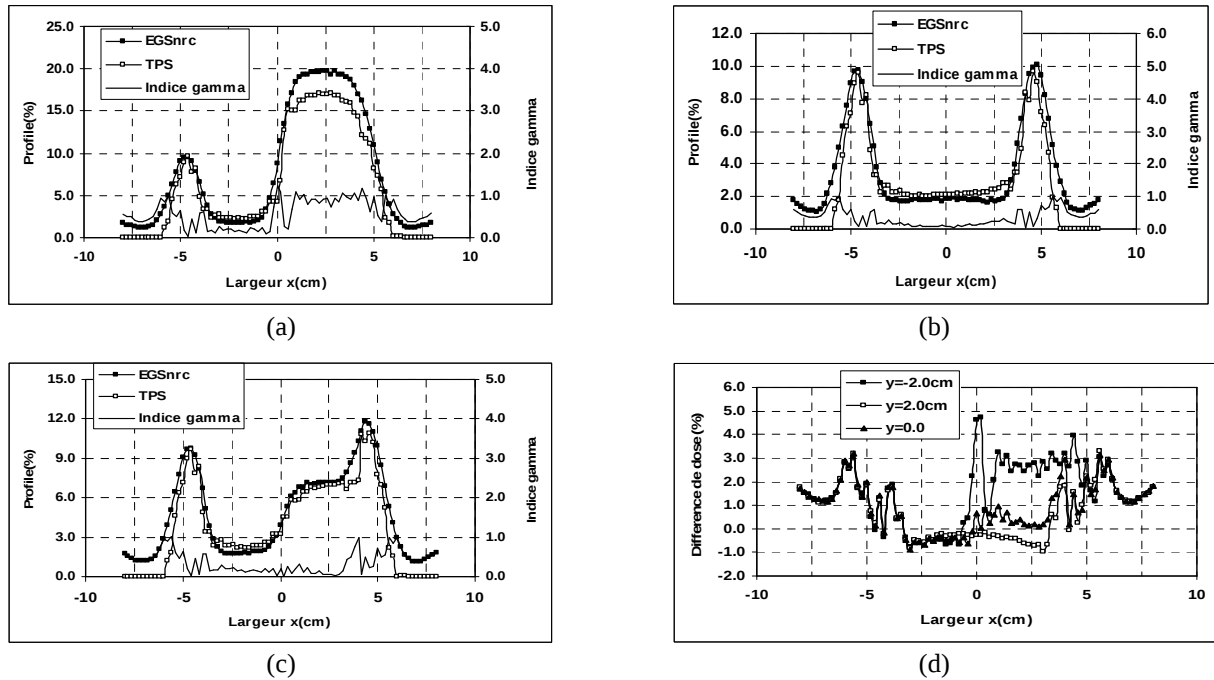


Fig.5.34: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 8** pour l'unité 9MeV, a la profondeur 3.5cm, et aux différentes valeurs de y (a) $y = -2.0$ cm, (b) $y = 2.0$ cm, (c) $y = 0.0$ cm et (d) Différences de dose pour les différentes valeurs de y. Champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

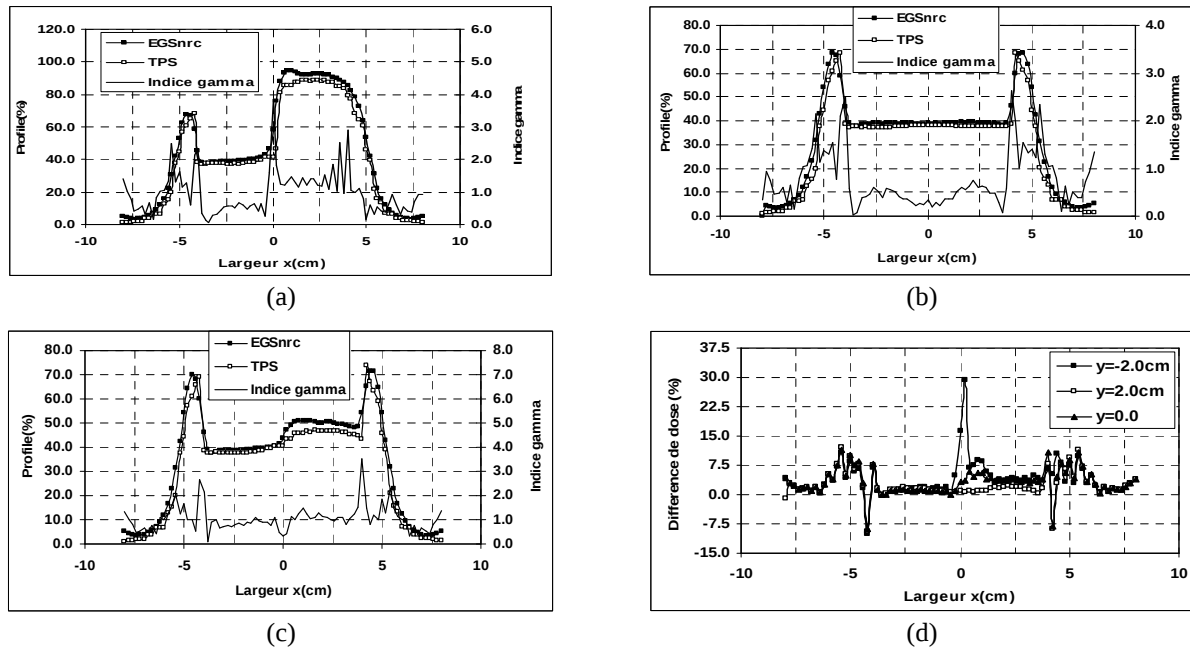


Fig.5.35: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 8** pour l'unité 12MeV, a la profondeur 2.5cm, et aux différentes valeurs de y (a) $y = -2.0$ cm, (b) $y = 2.0$ cm, (c) $y = 0.0$ cm et (d) Différences de dose pour les différentes valeurs de y. Champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

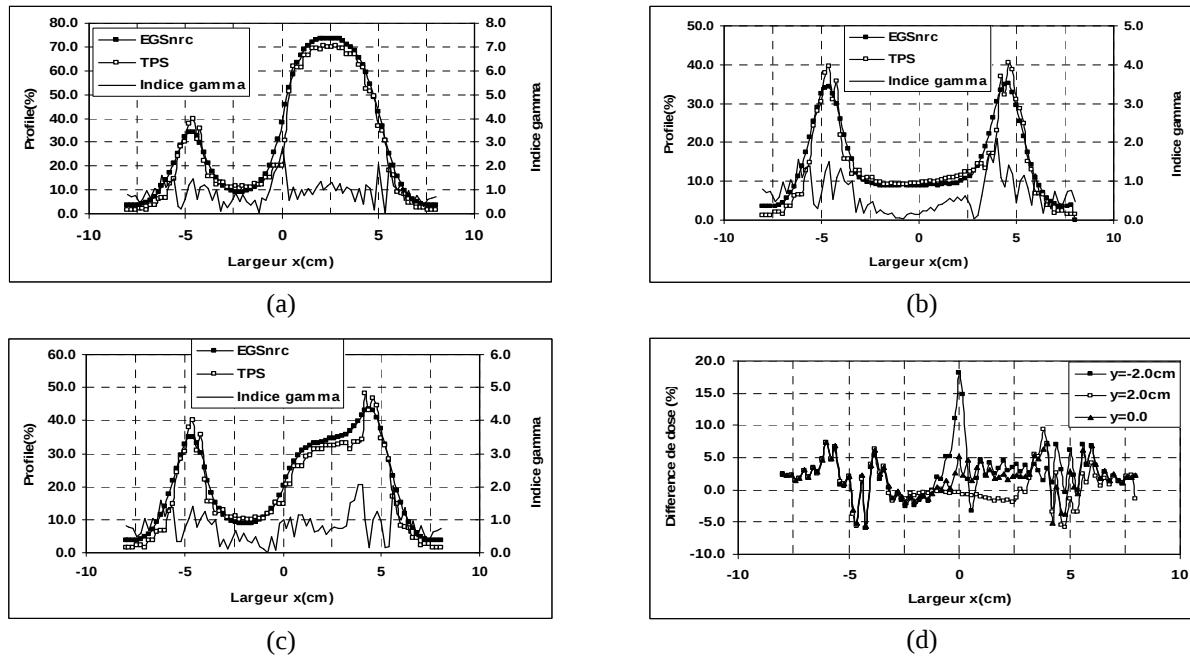


Fig.5.36: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 8** pour l'unité **12MeV**, a la profondeur **3.5cm**, et aux différentes valeurs de y (a) $y=-2.0\text{cm}$, (b) $y=2.0\text{cm}$, (c) $y=0.0\text{cm}$ et (d) Différences de dose pour les différentes valeurs de y. Avec un champ de $10 \times 10\text{cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

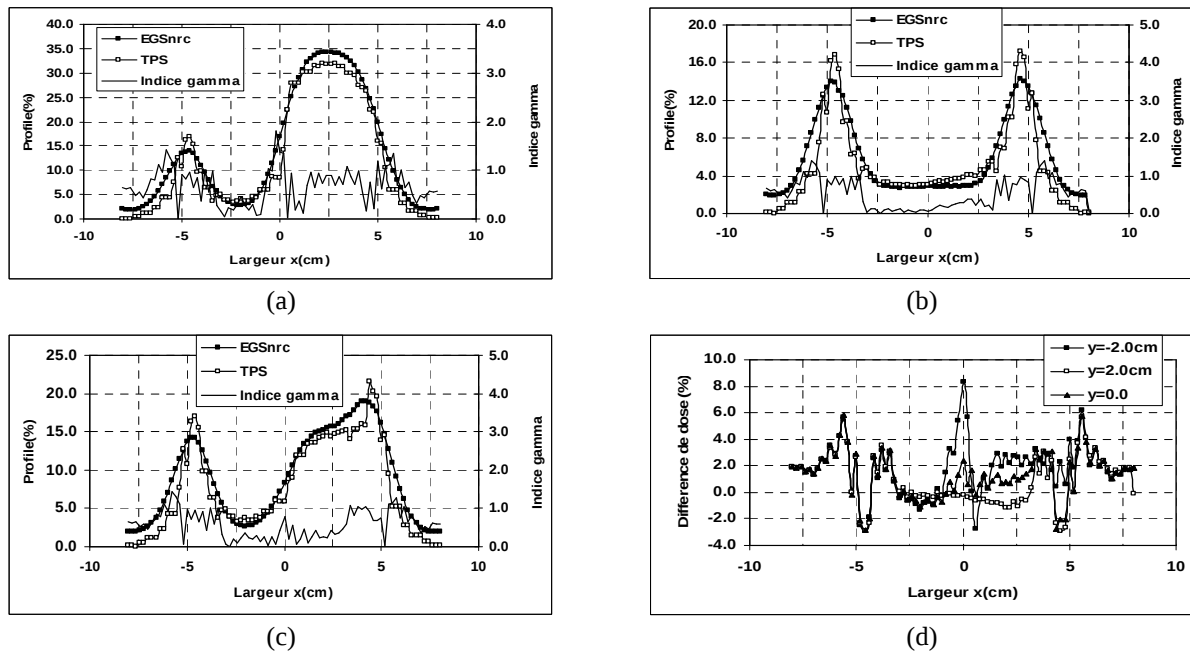


Fig.5.37: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 8** pour l'unité **12MeV**, a la profondeur **4.5cm**, et aux différentes valeurs de y (a) $y=-2.0\text{cm}$, (b) $y=2.0\text{cm}$, (c) $y=0.0\text{cm}$ et (d) Différences de dose pour les différentes valeurs de y. Avec un champ de $10 \times 10\text{cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

b) Discussion

- **Les doses en profondeur :**

Les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.31) obtenus pour cette configuration ressemblent à ceux obtenus pour les configurations 4 et 6, sauf pour l'unité 6MeV. Un désaccord important est observé entre les doses en profondeur calculées par le 'TPS' et simulées par MC pour l'unité 6MeV (fig.5.31.a). Ce désaccord est moins important pour les autres unités, 9 et 12MeV (fig.5.31.b et 5.31.c).

- **Les profiles de dose :**

Pour l'unité 6MeV, à la profondeur utilisée, les doses obtenues sont très faibles (<4%), ainsi les résultats du test de l'index gamma et ceux des différences de dose (Figure 5.32) indiquent un bon accord entre les profiles de dose calculés par le 'TPS' et simulés par MC. Par contre, pour les unités 9 et 12MeV, pour certaines profondeurs utilisées (fig.5.33, 5.35 et 5.36), l'indice gamma augmente rapidement aux interfaces eau-Al ($x=-4\text{cm}$ et $x=4\text{cm}$) et atteint une valeur maximale de 5. Pour les autres profondeurs utilisées (fig.5.34 et 5.37), les doses obtenues sont relativement faibles, ainsi un bon accord est observé entre les doses en profondeur calculées par le 'TPS' et simulées par MC.

5.2.9. Configuration 9**a) Résultats**

Au total 10 tests sont utilisés pour la configuration 9 (voir fig.4.11 et tab 4.1, §4.3.3), 3 distributions de dose en profondeur et 7 distributions de profiles de dose. Toutes ces distributions sont normalisées par rapport au point de calcul défini par : ($x=0.0\text{cm}$, $y=0.0$, $z=1.0\text{cm}$). Par rappel (voir §4.3.3), tous ces tests sont effectués pour une distance source patient de 100cm, pour une taille de champ de $14 \times 7\text{cm}^2$.

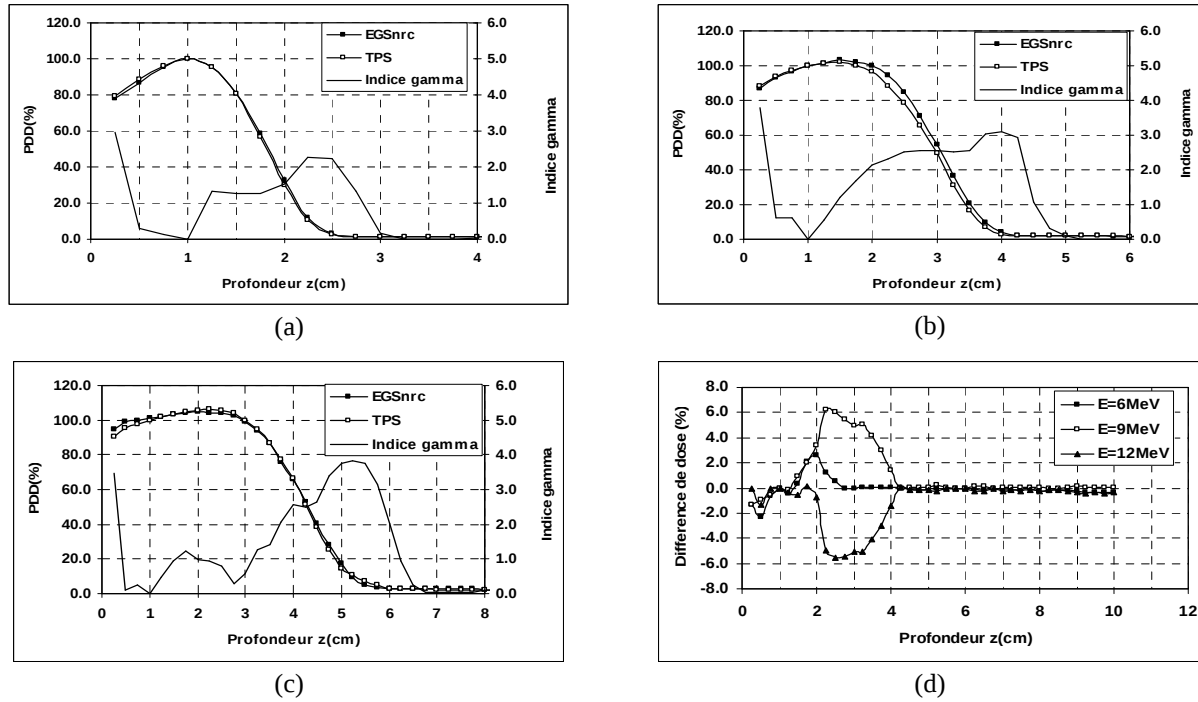


Fig.5.42: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des doses en profondeur (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 9**, pour les unités (a) 6MeV, (b) 9MeV, (c) 12MeV et (d) Différences de dose pour les trois unités. Avec un champ $14 \times 7 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

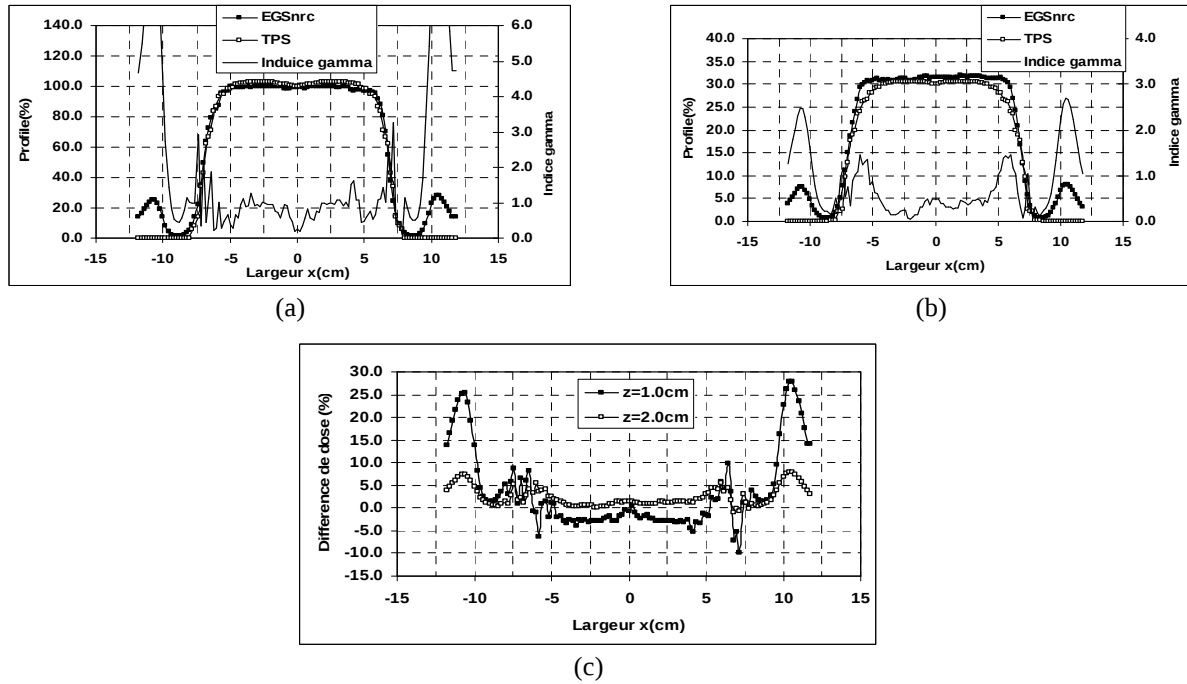


Fig.5.43: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profils de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 9** pour l'unité 6MeV, aux profondeurs (a) 1.0cm, (b) 2.0cm et (c) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Avec un champ $14 \times 7 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

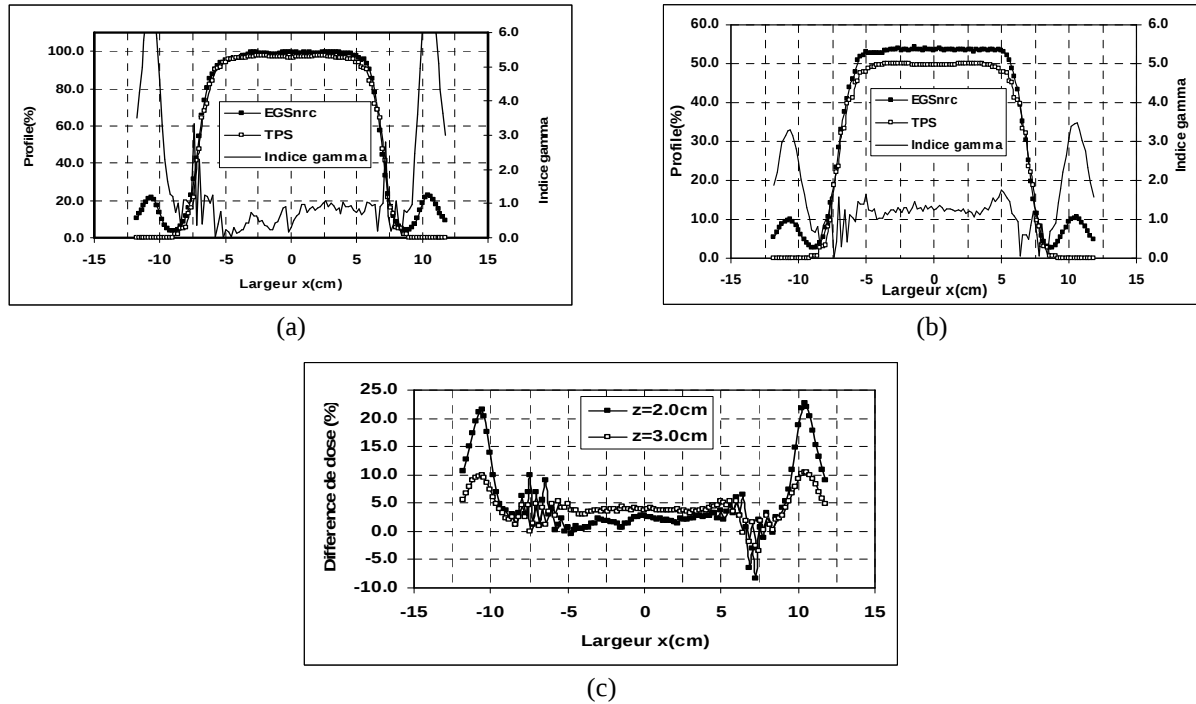


Fig.5.44: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 9** pour l'unité **9MeV**, aux profondeurs (a) **2.0cm**, (b) **3.0cm** et (c) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Champ de $14 \times 7 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

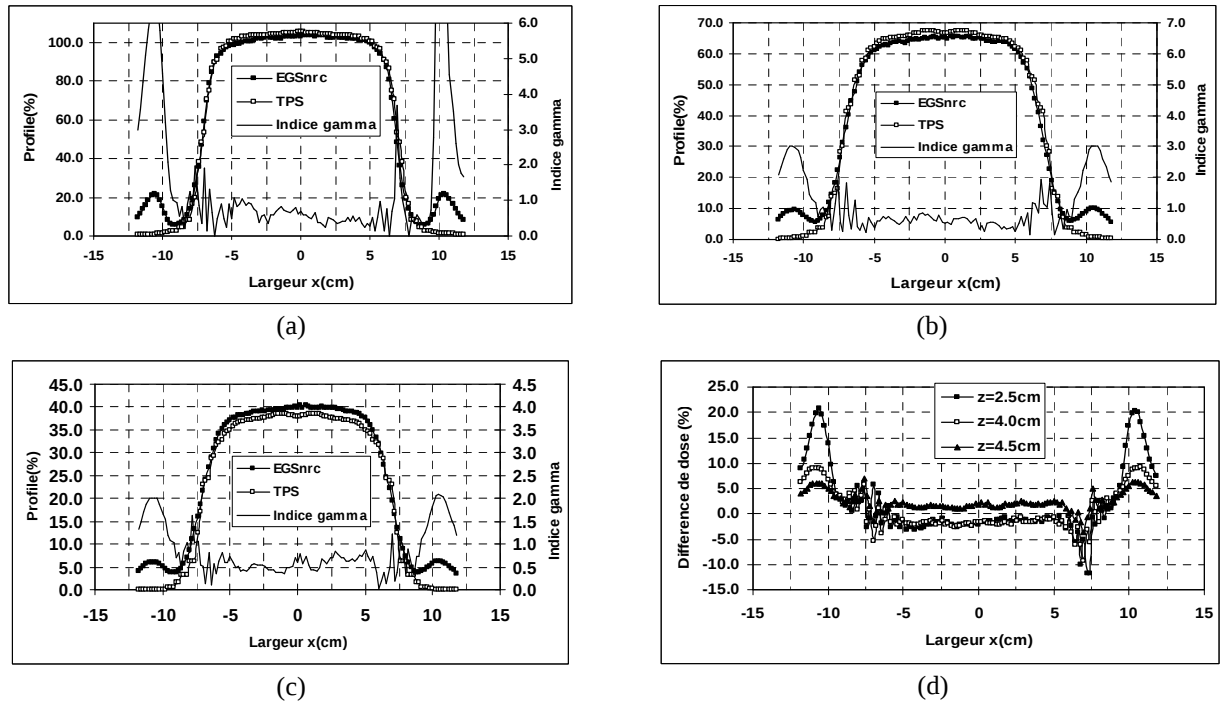


Fig.5.45: Comparaison par l'indice gamma et par les différences de dose, des profiles de dose (%) calculées par Monte Carlo (DOSXYZnrc) et par le système de planification de traitement (Theraplan plus) dans la **configuration 9** pour l'unité **12MeV**, aux profondeurs (a) **2.5cm**, (b) **4.0cm**, (c) **4.5cm** et (d) Différences de dose pour les différentes profondeurs. Champ de $14 \times 7 \text{ cm}^2$ et une distance source patient de 100cm.

b) Discussion

- **Les doses en profondeur :**

Les résultats du test de l'index gamma (Figure 5.42) indiquent qu'un accord entre les doses en profondeur calculées par le 'TPS' et simulées par MC est obtenu. Toutefois, un désaccord est observé au début de la région de 'build up' et aux profondeurs ($z > 3\text{cm}$) pour 12MeV, ($z > 1.5\text{cm}$) pour 6 et 9MeV.

- **Les profiles de dose :**

Les résultats du test de l'index gamma (Figures 5.43, 5.44 et 5.45) indiquent qu'un très bon accord entre les profiles de dose calculés par le 'TPS' et simulés par MC est obtenu. Toutefois, un désaccord entre les profiles de dose est observé dans la zone de la pénombre pour 6MeV à la profondeur 2cm.

Conclusion

Le concept de l'accélérateur virtuel et les calculs Monte Carlo ont pu montrer la faisabilité de la vérification des performances des algorithmes de calcul utilisés dans les systèmes de planning de traitement conventionnels. Cette approche de l'accélérateur virtuel est complémentaire aux mesures expérimentales et contribue à la précision des procédures de vérification des TPS. Trois éléments principaux sont utilisés dans cette approche, l'accélérateur virtuel, le code BEAMnrc et le code DOSXYZnrc. L'accélérateur virtuel est utilisé comme unité de traitement, sa structure est celle d'un accélérateur linéaire médical réel. Le code BEAMnrc est élaboré dans le cadre du projet OMEGA, il a été utilisé avec succès dans plusieurs travaux en radiothérapie externe, il a servi dans ce travail à modéliser la tête de l'accélérateur virtuel. Les résultats de cette modélisation sont des fichiers appelés 'fichiers des espaces des phases', ils contiennent les caractéristiques des particules atteignant le plan d'enregistrement, situé généralement à 100cm de la fenêtre d'entrée du faisceau d'électrons primaires. Ces caractéristiques sont les énergies, les positions et les angles de déviation des différentes particules contenues dans le faisceau de sortie, qui sont les électrons, les photons et les positrons. Dans ce travail, trois unités de traitement ont été utilisées, 6, 9 et 12MeV. Pour chaque unité, six tailles de champ sont considérées, 4x4, 6x6, 10x10, 15x15, 20x20 et 25x25. Une distance source-patient (DSP) de 100cm est utilisée pour chaque taille de champ. Le code DOSXYZnrc est élaboré dans le même cadre que le code BEAMnrc, il a été utilisé pour le calcul des distributions de dose dans un fantôme d'eau. Deux cas de calcul de dose ont été considérés dans ce travail, le premier consiste à déterminer les données de référence pour caractériser le système de planning de traitement 'Theraplan Plus' du service de radiothérapie externe, du Centre Pierre et Marie Curie d'Alger. Ces données sont constituées des distributions de dose en profondeur et des profils de dose dans un fantôme d'eau homogène. Le deuxième cas consiste à déterminer les données de vérification pour le 'commissionning' du 'TPS'. Ces données de vérification sont constituées des distributions de dose dans 9 configurations différentes. Dans le premier cas, les fichiers de l'espace des phases ont été utilisés pour caractériser les unités de traitement dans le système 'TPS'. Ainsi, plusieurs calculs intermédiaires ont été effectués en utilisant ces données de référence pour obtenir un certain nombre de paramètres comme, les rapports RDF et les rapports PSF. Ces paramètres et bien d'autres ont été utilisés avec succès pour la caractérisation des unités de traitements dans le système TPS 'Terraplan Plus'.

A l'issue de cette caractérisation, trois unités de traitements ont été produites et prêtes à l'utilisation. Dans le deuxième cas, pour utiliser les unités caractérisées dans d'autres situations différentes à celle d'un fantôme d'eau homogène, plusieurs tests ont été effectués afin de contrôler le degré de précision de l'algorithme de calcul de dose utilisé dans ces unités. Ces tests sont constitués des distributions de dose dans 9 configurations différentes du fantôme d'eau. Ces distributions de dose sont calculées par la méthode Monte Carlo et par le système 'TPS', et pour vérifier la performance de ce dernier, l'indice gamma a été utilisé en considérant une précision double sur la dose et la distance de (3%/2mm). Pour chaque test, si cet indice est inférieur à 1, le test est validé; par contre, si cet indice est supérieur à 1, le test est rejeté. Parmi les 9 configurations utilisées, il y a la configuration 0, constituée d'un fantôme homogène, qui est utilisée uniquement pour vérifier le degré de précision de la caractérisation des trois unités de traitement dans le système 'TPS'. Six tests sont considérés dans cette configuration 0, les résultats obtenus pour ces tests sont validés, toutes les valeurs de l'indice gamma sont inférieures à 1. Les configurations 1 à 8, sont constituées d'un fantôme d'eau contenant des hétérogénéités en aluminium et en air, exposées à un champ carré 10x10cm². La configuration 9 est constituée d'un fantôme homogène exposée à un champ rectangulaire 14x7cm². Pour les configurations 1 à 8, plusieurs tests ont été effectués, ils ont été choisis selon la position de l'hétérogénéité et selon l'énergie des électrons primaires. L'intérêt des vérifications est porté sur la région située à l'intérieur du champ d'irradiation, dans la région située à l'extérieur du champ d'irradiation la dose est très faible. Les résultats ont montré que ces tests sont rejetés aux interfaces et dans les zones hétérogènes. Le taux du rejet est différent selon l'énergie des électrons primaires et selon le matériau de l'hétérogénéité. Dans le cas des configurations contenant des hétérogénéités, constituées du matériau 'air' (densité inférieure à celle de l'eau), les doses en profondeur s'annulent pour des profondeurs (z) supérieures à celles obtenues dans un fantôme d'eau homogène et d'une manière différente pour les deux calculs, Monte Carlo et 'TPS'. Par contre, dans le cas des configurations contenant des hétérogénéités, constituées du matériau 'Al' (densité supérieure à celle de l'eau), ces doses s'annulent à des profondeurs (z) inférieures. Pour la configuration 9, qui correspond à un fantôme homogène irradié avec un champ rectangulaire, les résultats ont indiqué qu'un accord entre les calculs Monte Carlo et ceux du TPS est obtenu. Le rejet des tests aux interfaces, est due essentiellement aux phénomènes de rétrodiffusion, qui ne sont pas considérés dans les calculs par le système 'TPS', Theraplan Plus.

Pour les perspectives, cette étude trouvera des applications sur le fantôme anthropomorphique construit sur la base des coupes CT et dans l'utilisation des applicateurs multilâmes. Nos résultats peuvent être comparés à des calculs effectués par des systèmes de planification de traitement basés sur la méthode Monte Carlo et par ceux installés dans les services de radiothérapie au niveau national. En fin, cette étude peut être entendue au cas des photons.

Bibliographie

1. Allen X and Rogers D.W.O, 'Reducing electron contamination for photon beam quality specification', Med.Phys 1994, vol21 pp791-798.
2. AUBIGNAC L.B, 'Contrôle qualité des systèmes de planification dosimétriques des traitements en radiothérapie externe au moyen du code Monte Carlo Penelope', Univ.Toulouse de Paul Sabatier, Thèse Doct.2007(sept).
3. Bagheri D.S and Rogers D.W.O, 'Monte carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the beam code', Med.Phys. 2001 (Oct).
4. Bagheri D.S and Rogers D.W.O, 'Sensitivity of megavoltage photon beam Monte Carlo simulations to electron beam and other parameters', Med Phys 2001 (oct).
5. Bagheri D.S and Rogers D.W.O, 'PAW: A tool to analyze phase space and DOSXYZ output', NRCC Pub.2006.
6. Banjade D.P, Tajuddin A.A and Shukri A, 'Determination of absorbed dose for photon and electron beams from a linear accelerator by comparing various protocols on different phantom', Applied radiation and isotopes 2001 vol 55 pp235-243.
7. Behrens C.F, 'Dose build-up behind air cavities for Co-60, 4, 6 and 8 MV. Measurements and Monte Carlo simulations', Phys. Med. Biol. 2006 vol 51 pp5937-5950.
8. Bielajew A, 'Plural and multiple small angle scattering from a screened Rutherford cross section', NIM B vol 86 (1994) pp257-269.
9. Bielajew A, Mohan R and Chui C.S, 'Improved bremsstrahlung photon angular sampling in the EGS4 code system', NRCC Pub.1989
10. Bielajew A and Wiebe P.E, 'EGS_Windows, a Graphical Interface to EGS', NRCC Pub 1991.
11. Both J.A and Pawlicki T, 'Monte Carlo commissioning of low energy electron radiotherapy beams using NXEGS software', Int. J. Med.Sc. 2004 (12) pp63-75.
12. Buckley A, Kawrakow I and Rogers D.W.O, 'An EGSnrc investigation of cavity theory for ion chambers measuring air kerma', NRCC Pub 2003.

13. Burns D.T, 'R50 as a beam quality specifier for selecting stopping power ratios and reference depths for electron dosimetry', Med.Phys 1995(oct).
14. C.P.M.C, 'Theraplan plus: technical reference manual, 2001.
15. Cranmer C.S, Beckham W.A and Popescu I.A, 'Modelling an extreme water–lung interface using a single pencil beam algorithm and the Monte Carlo method', Phys. Med. Biol. 2004 vol 49 pp1557–1567.
16. Cunningham J.R et Thomas C, 'The physics of radiology', Fourth edition 1983, USA
17. Doucet R, Olivares M, DeBlois F, Podgorsak E.B, Kawrakow I and Seuntjens J, 'Comparison of measured and Monte Carlo calculated dose distributions in inhomogeneous phantoms in clinical electron beams', Phys. Med. Biol. 2003 vol 48 pp2339–2354.
18. Gardner J.K, 'Integration of VMC++ into a Commercial Treatment Planning System', Virginia Commonwealth University, Thèse Master, 2001(Mai).
19. Hing E.M, Kawrakow I and Rogers D.W.O, 'Calculations for plane-parallel ion chambers in ^{60}Co beams using the EGSnrc Monte Carlo code', Med.Phys 2002(sept).
20. Jabbari N, Hashemi B, Farajollahi A.R, Kazemnejad A, Shafaei A and Jabbari S, 'Comparison of MCNP4C and EGSnrc Monte Carlo codes in depth-dose calculation of low energy clinical electron beams', J. Phys. D: Appl. Phys. 2007 vol 40 pp4519–4524.
21. James F, 'A review of pseudo random number generators', Comp.Phys.Com 1990 vol 3 pp329-344.
22. Jarry G and Verhaegen F, 'Electron beam treatment verification using measured and Monte Carlo predicted portal images', Phys. Med. Biol. 2005 vol 50 pp4977–4994.
23. Kalach N.I and Rogers D.W.O, 'Which accelerator photon beams are 'clinic-like' for reference dosimetry purposes', Med Phys 2002(July).
24. Kawrakow I, 'Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport', Med. Phy 2000 vol 27 pp485-498.
25. Kawrakow I and D.W.O. Rogers, 'The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport', NRCC publication, K1A OR6 Nov 7, 2003.

26. Kawrakow I and Matthias Fippel, 'Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculation using XVMC', *Phys. Med. Biol.* 2000 vol 45 pp2163–2183.
27. Kawrakow I and Bielajew A, 'On the condensed history technique for electron transport', *NIM B* vol142 (1998) pp253-280.
28. Kawrakow I, 'On the effective point of measurement in megavoltage photon beams', *Med. Phys.* 2005(Oct).
29. Kawrakow I, 'On the efficiency of photon beam treatment head simulations', *Med. Phys.* 2005 Vol 32 pp2320–2326.
30. Kawrakow I and Bielajew A, 'On the representation of electron multiple elastic scattering distributions for Monte Carlo calculations', *NIM B* vol 134 (1998) pp325-336.
31. Ma C.M and Rogers D.W.O, 'BEAMDP Users Manual', NRCC Pub.2006.
32. Mazurier J, 'Adaptation du code Monte Carlo penelope pour la métrologie de la dose absorbée', Univ.Toulouse de Paul Sabatier, Thèse Doct.1999(Mai).
33. McGowan H, Faddegon B.A and Ma C.M, 'STATDOSE for 3D dose distributions', NRCC Pub.2006.
34. Mesbahi A, Allahverdi M and Gheraati H, 'Monte Carlo dose calculation in conventional thorax fields for Co60 photons', *Radiation Medicine* 2005 vol 23 pp341-350.
35. Mora G.M, Maio A and Rogers D.W.O 'Monte Carlo simulation of a typical Co60 therapy source', *Med.Phys.* 1999 (July).
36. Negreanu C, Llovet X, Chawlaa R and Salvat S, 'Calculation of multiple-scattering angular distributions of electrons and positrons', *Rad Phy and Chemistry* 2005 vol 74 pp264–281.
37. Podgorsak E.B, 'Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students', Technical Editor, © IAEA, 2005.
38. Popescu I.A, Shaw C.P, Zavgorodni S.F and Beckham W.A, 'Absolute dose calculations for Monte Carlo simulations of radiotherapy beams', *Phys. Med. Biol.* 2005 vol 50 pp3375–3392.
39. Rogers D.W.O, 'Fundamentals of dosimetry based on absorbed dose standards', AAPM 1996.

40. Rogers D.W.O, 'Monte Carlo techniques in radiotherapy', Med.Phys.2002 vol 58 pp63-70.
41. Rogers D.W.O, Walters B and Kawrakow I, 'BEAMnrc Users Manual', NRCC publication, K1A-OR6, 2006.
42. Rogers D.W.O, 'Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics', Phys. Med. Biol. 2006 vol 51 pp287–301.
43. Rogers D.W.O and Faddegon B.A, 'BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units', Med.Phys. 1995 vol 22 pp503-524.
44. Rogers D.W.O and Zhang G.G, 'Monte Carlo investigation of electron beam output factors vs size of square cutout', Med.Phys.1999 (Jan).
45. Rogers D.W.O and Zhang G.G, 'Effects of changes in stopping power ratios with field size on electron beam ROFs', Med.Phys.1998(Feb).
46. Rogers D.W.O, 'Ionizing Radiation Dosimetry and Medical Physics', Med.Phys. 1995 vol 51 pp178-181.
47. Rogers D.W.O and Treurniet J, 'Monte Carlo calculated wall and axial non-uniformity corrections for primary standards of air kerma', NRCC Pub.1999(May).
48. Salvat F, Fernández J and Josep Sempau, 'Penelope-2006: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport' OECD 2006, NEA No. 6222.
49. Sempau J, Wilderman S.J and Bielajew A, 'DPM, a fast, accurate Monte Carlo code optimized for photon and electron radiotherapy treatment planning dose calculations' Michigan, U. S. A, February 15, 2001
50. Tommy K, Rosenschöld P.M and Wieslander E, 'Modelling of an Orthovoltage X-ray Therapy Unit with the EGSnrc Monte Carlo Package', Journal of Physics: Conference Series 74, 2007.
51. Toutaoui A, 'Utilisation de l'accélérateur virtuel pour le 'commissioning' des systèmes de planification de traitement', Rapport interne, CRNA, COMENA, 2006.
52. Verhaegen F, 'Evaluation of the EGSnrc Monte Carlo code for interface dosimetry near high-Z media exposed to kilovolt and 60Co photons', Phys. Med. Biol. 2002 vol 47 pp1691–1705.

53. Verhaegen F, Joao S and Howard A, 'Inter-comparison of electron Monte Carlo dose calculations for EGSnrc, GEANT and Penelope', 10th UK Monte Carlo User Group Meeting, National Physical Laboratory, UK
54. Walters B, Rogers D.W.O and Kawrakow I, 'DOSXYZnrc Users Manual', NRCC publication, K1A- 0R6, 2006.
55. Walters B, Rogers D.W.O and Kawrakow I, 'History by history statistical estimators in the beam code system', Med.Phys.2002 (Aug) vol 23.
56. Wieslander E and Knöös T 'A virtual-accelerator-based verification of a Monte Carlo dose calculation algorithm for electron beam treatment planning in homogeneous phantoms', Phys. Med. Biol. 2006 vol 51 pp1533–1544.
57. X-5 Monte Carlo team, 'MCNP — A General Monte Carlo N-Particle Transport Code', 2003(April).
58. Yamamoto T and Teshima T, 'Monte Carlo Calculation of Depth Doses for Small Field of CyberKnife', Radiation Medicine 2002 vol 20 pp305–310.
59. Yoshihito N, Bielajew A and Walter R, 'The EGS5 code system', SLAC Pub.2005(Aug).
60. Zee van der W, Reynaert N and Schaart D, 'Monte Carlo treatment planning', Netherland Commission on Radiation Dosimetry, Subcoomission MCTP, 2006(June).

