

F.S.D... N° D'ordre :

Université Saâd DAHLAB de Blida



Faculté des Sciences

Département de : Physique.

Mémoire Présenté par :

GHOULA Soumia

En vue d'obtenir le diplôme de Master

Domaine : Sciences de la matière.

Filière : Physique.

Spécialité : Physique médicale.

Option : Radiothérapie.

**Sujet : Commissioning d'un algorithme de calcul de dose
"GGPB" en mode électrons, implémenté dans le système de
planification de traitement Éclipse.**

Soutenue le : 02 juillet 2011, devant le jury composé de :

M.R.KHELIFI	Maître de conférence A, USD Blida	Président
M.S.KHOUDRI	Attaché de recherche	Rapporteurs
M.B.HOCINI	Maître assistant A, USD Blida	Examineurs
M.M.CHEKIRINE	Maître assistant A, USD Blida	Examineurs

Résumé :

La radiothérapie constitue une modalité très importante des traitements des tumeurs cancéreuses par les rayonnements ionisants délivrés par les machines de haute tension telle que les accélérateurs linéaires produisant des faisceaux de photons et d'électrons de haute énergie. Le commissioning c'est le processus suivi par un physicien (responsable pour faire le commissioning), qui démontra la performance positive des nouveaux matériels médicaux de la radiothérapie.

L'objectif de ce travail c'est de prendre connaissance de la procédure du commissioning d'un nouveau modèle de calcul en mode électrons GGPB (Generalized Gaussian Pencil Beam). Cet algorithme est implanté dans le système de planification de traitement Éclipse développé par firme Varian Médical, a nécessité moins de données expérimentales comparativement à l'ancien algorithme Pencil Beam utilisé par le système de planification de traitement Theraplan Plus.

L'acquisition expérimentale des données vont permettre la mise en application de l'algorithme GGPB en routine clinique (électron thérapie pour traiter des localisations cutanées et peu superficielle).

Abstract

The radiotherapy constitutes a very significant method of the treatments of the tumors cancerous by ionizing radiations delivered by the machines of high voltage such as the linear accelerators producing beams of the X-rays and electrons of high energy. The commissioning it is the process followed by a physicist (responsible to do it commissioning), which showed the positive performance of the new materials medical of the radiotherapy.

The objective of this work is to take note of the procedure of commissioning of a new model of calculation in mode electrons GGPB (Generalized Gaussian Pencil Beam). This algorithm is implanted in the treatment planning system Eclipses developed by medical Varian firm, required minimal of the experimental data

compared to the old Pencil algorithm Beam used by the treatment planning system Theraplan Plus.

The experimental acquisition of the data will allow the implementation of algorithm GGPB in clinical routine (electron therapy to treat localizations cutaneous and not very surface).

ملخص

العلاج الإشعاعي هو وسيلة مهمة جدًا لعلاج الأورام السرطانية بالإشعاع المؤين الذي تلقىه الآلات ذات الضغط العالي مثل المسرعات الخطية المنتجة للأشعة السينية والإلكترونات ذات الطاقة العالية. الكوميسيونينغ هو سير إجراء) يتبعه الفيزيائي (المسؤول عن القيام بالكوميسيونينغ)، الذي سيثبت النتائج الإيجابية للأجهزة الطبية الجديدة للعلاج بالأشعة.

هدف هذا البحث التعرف على إجراء الكوميسيونينغ لنوع جديد للحساب، في صيغة الإلكترونات، ج ج ب (شعاع قلم غوص العام). هذه الخوارزمية منقّدة في نظام التخطيط العلاجي إكلبيس مطوّرة من طرف شركة فاريون ميدكال، تُلزم بمعطيات تجريبية قليلة مقارنة مع الخوارزمية القديمة شعاع قلم مستعملة في نظام التخطيط العلاجي ثيرابلون بليس.

الأخذ التجريبي للمعطيات يسمح بتطبيق خوارزمية ج ج ب في الروتين العيادي (إلكترون علاجي لعلاج الأورام الجلدية والسطحية)

DEDICACE

Tout d'abord, louange à « Allah » qui m'a guidé sur le droit chemin tout au long du travail et m'a inspiré les bons pas et les justes reflexes. Sans sa miséricorde, ce travail n'aurait pas abouti.

Au terme de ce travail, je tiens à exprimer toute ma reconnaissance et remerciements à mes parents, mes frères et sœurs et mon fiancé mais également au Mr KHOUDRI Saad. Qu'il a fait preuve d'une grande patience et d'un grand apport pour la réalisation de ce travail. Ses conseils, ses orientations ainsi que son soutien moral et scientifique m'ont permis de mener à terme cette mémoire. Son encadrement était des plus exemplaires.

REMERCIEMENT

En préambule à ce mémoire, j'adresse mes remerciements les plus sincères aux personnes qui m'ont apporté leur aide et qui ont contribué à l'élaboration de ce modeste travail ainsi qu'à la réussite de cette formation.

Je tiens à remercier sincèrement Mme ALI MESSOUD, en tant que Chef de département de physique, qui c'est toujours montré à l'écoute et nous vienne en aide et a consacré tout son temps a la réalisation de cette mémoire.

Un grand merci à Mr. HOCINI Brahim et Mr. CHEKIRINE Mamoune, maîtres assistants à l'université de Blida, pour leurs profonds intérêts qu'ils ont apporté à ce travail et pour avoir bien voulu participer au jury de soutenance en tant qu'examineurs.

Un grand merci à Mr. KHELIFI Rachid, MCA à l'université de Blida, d'avoir fait le grand honneur d'accepter la présidence du jury, qu'il trouve ici l'expression de ma profonde gratitude.

Mes remerciements s'adressent également à Monsieur KHOUDRI Saad. Pour sa générosité et la grande patience dont il a su faire preuve malgré ses charges académiques et professionnelles ainsi qu'à tout le personnel de cette faculté qui a très gentiment collaboré de près ou de loin dans la réalisation de cette tâche.

J'exprime ma gratitude à tous les consultants et internautes rencontrés lors des recherches effectuées et qui ont accepté de répondre à mes questions avec une grande compréhension et générosité.

Je n'oublie pas mes parents, mes frères et sœurs pour leur contribution, leur soutien et leur patience.

Enfin, j'adresse mes plus sincères remerciements à tous mes proches et amis, qui m'ont toujours soutenue et encouragée au cours de la réalisation de ce mémoire.

Merci à tous et à toutes.

Table des matières

Glossaire

Introduction générale.....	1
----------------------------	---

Chapitre I : Généralité.

I.1. Interaction des électrons avec la matière	3
I.1.1. Les électrons	3
I.1.2. La collision inélastique.....	3
I.1.3. Interaction coulombienne.....	5
I.2. Coefficient d'interaction de particules chargées avec la matière.	6
I.2.1. Transfert linéique d'énergie (TEL).....	6
I.2.2. Densité linéique d'ionisation (DLI).....	8
I.2.3. Pouvoir d'arrêt massique.....	8
I.2.4. Parcours.....	12
I.3. Grandeurs dosimétrique.....	13
I.3.1. CEMA.....	13
I.3.2. Dose absorbée.....	13
I.3.3. Équilibre électronique.....	14
I.4. Paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux d'électron.....	15
I.4.1. Description du spectre d'énergie d'un faisceau d'électron.....	15
I.4.2. Facteur d'ouverture de collimateur (FOC)	20
I.4.3. Détermination de la position de la source virtuelle ponctuelle.....	21
I.4.4. Description d'une courbe de PDD.....	24
I.4.5. Détermination pratique des énergies de faisceau d'électron.....	26
I.4.6. Profils.....	27
I.4.7. Courbe d'isodose.....	29

Chapitre II : Modélisation des faisceaux d'électron.

II.1. Algorithme de calcul de dose en mode électron.....	32
---	-----------

II.1.1. Pencil beam.....	32
II.1.2. Monte Carlo.....	33
II.1.3. GGPB.....	35
Chapitre III : Implémentation de GGPB dans le système TPS Éclipse.	
III.1.Acquisition des donnés faisceaux d'électron nécessaire pour Éclipse.....	44
III.1.1.Matériels et moyens dosimétrique.....	44
III.1.2.Caractérisation de la qualité des faisceaux.....	55
III.1.3.Détermination de la dose absorbé dans l'eau.....	56
III.1.4.Détermination de la position de la source virtuelle.....	58
III.1.5.Le PDD.....	60
III.1.6.Profil de dose en transverse.....	62
III.2.Tableau comparatif entre Pencil Beam et GGPB.....	63
III.3.Configuration du faisceau d'électron algorithme GGPB.....	63
III.4.Résultats et discussion.....	64
Conclusion.....	72
Références.....	73
Annexe 1	
Annexe 2	

Liste des figures :

Fig.1 : Effet ionisation.....	4
Fig.2 : Éjection d'électron Auger.....	4
Fig.3 : Éjection d'électron secondaire.....	4
Fig.4 : Effet d'excitation.....	5
Fig.5 : Rayonnement de freinage.....	6
Fig.6 : Variation du TEL= dE/dx , en fonction de la vitesse de l'ion incident.....	8
Fig.7 : Pouvoir d'arrêt massique des trions particules α , proton et électron dans l'eau...	9
Fig.8 : Pouvoir d'arrêt électronique et nucléaire des particules α dans l'air.	10
Fig.9 : Pouvoir d'arrêt massique des électrons dans l'eau.....	11
Fig.10 : Pouvoir d'arrêt massique des électrons dans le plomb.....	11
Fig.11 : longueurs de trajectoires des électrons dans l'eau et le plomb.....	12
Fig.12 : Comparaison de la dose absorbée et du Kerma en fonction de la profondeur dans un milieu.....	15
Fig.13 : Représentation schématique de l'établissement de l'équilibre électronique entre A et B, est réalisé l'équilibre électronique pour des électrons de 1MeV	15
Fig.14 : Distribution de la fluence différentielle en fonction de l'énergie d'un faisceau d'électron émis par un accélérateur linéaire.....	16
Fig.15 : Principaux composants d'un accélérateur linéaire d'électrons.....	17
Fig.16 : Contamination des chambres moniteurs par les électrons rétrodiffusés par les mâchoires du collimateur principal.....	18
Fig.17 : Distribution des électrons en énergie.....	19
Fig.18 : Variation relative du FOC avec l'ouverture carré du collimateur pour différentes faisceaux d'électrons, pour une DSP = 110 cm.....	20
Fig.19 : Différentes dimensions d'applicateur.....	21

Fig.20: Position de la source effective des électrons et de la source virtuelle ponctuelle.....	22
Fig.21: Influence de l'énergie des électrons sur la variation du débit de dose en fonction de la distance de la source à l'entrée du milieu.....	23
Fig.22: Influence des dimensions du faisceau sur la variation du débit de dose en fonction de la distance de la source à l'entrée du milieu, pour des électrons d'énergie 6 MeV.....	23
Fig.23: Courbe de rendement d'un faisceau d'électrons.....	24
Fig.24: Profil de dose pour un faisceau d'électrons de 12 MeV et un champ de 25 x 25 cm ²	29
Fig.25: Courbes Isodoses.....	29
Fig.26: La géométrie de l'algorithme GGPB tridimensionnel.....	36
Fig.27: Dispersion du pencil beam dans l'air.....	37
Fig.28: Dispersion du pencil beam dans le patient.....	37
Fig.29: Somme des trois Gaussiennes.....	38
Fig.30: Calcul de la fluence dans l'air.....	39
Fig.31: Extended Depth Dose.....	42
Fig.32: L'accélérateur linéaire Varian 2100C.....	44
Fig.33: Les éléments de la production du faisceau.....	45
Fig.34: Klystron.....	46
Fig.35: La section accélératrice.....	46
Fig.36: La bobine de déviation.....	47
Fig.37: Le carrousel rotatif.....	47
Fig.38: Chambre d'ionisation située dans la tête de l'accélérateur.....	48
Fig.39: Forme d'une chambre d'ionisation plate.....	49
Fig.40: Chambre d'ionisation plate type « Roos ».....	50

Fig.41: L'unité de contrôle principale MCU.....	50
Fig.42: Vue de face de moteur Servo 2D.....	51
Fig.43: La cuve d'eau, le Servo 2D et le détecteur dans son support.....	52
Fig.44: Fantôme d'eau PTW 1D.....	52
Fig.45: Électromètre Unidos.....	53
Fig.46: Thermomètre.....	53
Fig.47: Le baromètre.....	53
Fig.48: Détecteur d'électrons PDF.....	54
Fig.49: \sqrt{D} en fonction de la distance g (cm).....	59
Fig.50: Schéma du setup des mesures du PDD et profils.....	60
Fig.51: Courbe de rendement d'un faisceau d'électrons de 12 MeV.....	62
Fig.52: Variation du PDD pour un applicateur de 10*10 en fonction de Z et l'énergie.....	65
Fig.53: Variation du PDD pour $E=4\text{MeV}$ et des différents applicateurs.....	65
Fig.54: Variation du PDD pour $E=6\text{MeV}$ et des différents applicateurs.....	66
Fig.55: Variation du PDD pour $E=9\text{MeV}$ et des différents applicateurs.....	66
Fig.56: Variation du PDD pour $E=12\text{MeV}$ et des différents applicateurs.....	67
Fig.57: Variation du PDD pour $E=15\text{MeV}$ et des différents applicateurs.....	67
Fig.58: Courbe de profils pour un applicateur 6*6, $E=6\text{MeV}$ et les profondeurs suivants : 0cm, 1cm et 2cm.....	68
Fig.59: Courbe de profils pour un applicateur 10*10, $E=6\text{MeV}$ et les profondeurs suivants : 0cm, 1cm et 2cm.....	69
Fig.60: Courbe de profils pour un applicateur 6*6, $E=9\text{MeV}$ et les profondeurs suivants : 1cm et 2cm, 3cm et 4 cm.....	69
Fig.61: Courbe de profils pour un applicateur 10*10, $E=9\text{MeV}$ et les profondeurs suivants : 0cm, 1.5cm et 3cm.....	70
Fig.62: Courbe de profils pour un applicateur 6*6, $E=12\text{MeV}$ et les profondeurs suivants : 2cm, 3cm et 5cm.....	70

Fig.63: Courbe de profils pour un applicateur 10*10, E=12MeV et les profondeurs suivants : 2cm, 4cm et 5cm.....	71
Fig.64 : le Worksheet pour un faisceau d'électron d'énergie 12 MeV..... dans l'annexe 1.	2
Fig.65 jusqu'à 98 : les étapes de configuration du GGPB dans annexe 2.	

Liste des tableaux :

Tab.1 : Donnés initiales des faisceaux.....	41
Tab.2 : Caractéristiques de la chambre plate « Roos ».....	49
Tab.3 : Les caractéristiques de MCU.....	50
Tab.4 : Les caractéristiques de la cuve.....	51
Tab.5 : Résultats obtenu pour calculer la position de la source virtuelle.	59
Tab.6 : Résultats trouvés lors de calcul de PDD des électrons de 12 MeV.....	61
Tab.7 : Comparaison de donné dosimétrique nécessaire entre Pencil beam et GGPB.....	63
Tab.8 : Tableau de PDD pour un applicateur 10*10 et différente énergies..... dans l'annexe 1.	3
Tab.9 : Tableau de PDD pour des différents applicateurs et énergie de 4 MeV..... dans l'annexe 1.	13
Tab.10 : Tableau de PDD pour des différents applicateurs et énergie de 6 MeV..... dans l'annexe 1.	18
Tab.11 : Tableau de PDD pour des différents applicateurs et énergie de 9MeV..... dans l'annexe 1.	23
Tab.12 : Tableau de PDD pour des différents applicateurs et énergie de 12MeV..... dans l'annexe 1.	30
Tab.13 : Tableau de PDD pour des différents applicateurs et énergie de 15MeV..... dans l'annexe 1.	40
Tab.14 : Tableau de profil pour un applicateur 6*6, E=6MeV et les profondeurs suivants : 0cm, 1cm et 2cm.....	59 dans l'annexe 1.
Tab.15 : Tableau 15 de profil pour un applicateur 10*10, E=6MeV et les profondeurs suivants : 0cm, 1cm et 2cm.....	86 dans l'annexe 1.
Tab.16 : Tableau de profils pour un applicateur 6*6, E=9MeV et les profondeurs suivants : 1cm et 2cm, 3cm et 4 cm.....	117 dans l'annexe 1.
Tab.17 : Tableau de profils pour un applicateur 10*10, E=9MeV et les profondeurs suivants : 0cm, 1.5cm et 3cm.....	146 dans l'annexe 1.

Glossaire :

GGPB: Generalized Gaussian Pencil Beam

TEL : Transfert d'énergie linéique.

TPS : Système de planification de traitement logiciel qui permet de réaliser des plans de traitement.

DLI : Densité linéique d'ionisation.

Electron-volt (eV) : énergie d'un électron accéléré par une différence de potentiel de un volt ($\sim 1.6 \cdot 10^{-19}$).

Gray : unité de la dose absorbée. Elle correspond à : $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

Kernel (scatter kernel, energy deposition kernel) : concept décrivant la distribution de l'énergie dans un milieu autour d'un site d'interaction d'un photon primaire.

Linac : Linear Accelerator.

ESTRO : European society for therapeutic radiology and oncology.

FOC : Output Factor.

Profil : distribution de dose selon une direction perpendiculaire à l'axe du faisceau à une profondeur donnée.

PDD (Rendement en profondeur) : distribution de dose en fonction de la profondeur rapportée à une profondeur d_{\max} où la dose est maximale sur le trajet.

Voxel : pixel en 3D.

INTRODUCTION GENERALE

La compréhension des phénomènes naturels est un problème posé depuis des siècles. Et l'un des problèmes essentiels : les rayonnements, leurs interactions et leurs applications dans le domaine médical. Donc, il est nécessaire d'insister sur la compréhension des phénomènes d'interaction des particules chargées avec la matière et les logiciels et les algorithmes qui simulent ces interactions.

Cette étude s'attachant plus particulièrement au commissioning d'un nouveau modèle de calcul de distribution de dose en mode électrons, utilisant un algorithme GGPB (Generalized Gaussian Pencil Beam) implémenté dans le système de planification du traitement Éclipse développé par la firme Varian médical.

L'objectif de ce travail c'est de prendre connaissance de la procédure du commissioning d'un nouveau modèle de calcul du dose en mode électrons GGPB afin de l'utiliser en routine clinique (électron thérapie pour traiter des localisations cutanées et peu profonde).

Le chapitre I est consacré aux études des électrons, et les aspects fondamentaux de leurs interactions. En commence par une définition générale des électrons et leurs interactions avec la matière, ensuite, les coefficients d'interaction des particules chargées avec la matière, ainsi que les grandeurs dosimétriques des électrons et on termine par les paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux d'électrons.

Dans le chapitre II, nous présentons les différentes modélisations des faisceaux d'électrons par des algorithmes de calculs de dose en mode électrons, telle que le Pencil Beam, le Monte Carlo, et essentiellement la description détaillée du Generalized Gaussian Pencil Beam (GGPB).

Dans le chapitre III, Nous décrivons l'Implémentation du GGPB dans le système TPS Éclipse. L'acquisition des données des faisceaux d'électrons exigées par cet algorithme et on les compare avec celles exigées par l'ancien algorithme Pencil Beam utilisé pour modéliser les faisceaux d'électrons. A l'issue du troisième chapitre on décrit les différentes étapes de la configuration GGPB.

Enfin, on termine par une conclusion générale.

Chapitre I

GENERALTES

I.1. Interaction des électrons avec la matière :

Les interactions possibles des électrons avec la matière sont : la collision élastique, la collision inélastique et le rayonnement de freinage (Bremsstrahlung).

I.1.1. Les Électrons :

L'électron porte une charge électrique fondamentale négative égale à $-1,6 \times 10^{-19}$ Coulomb. La masse d'un électron est d'environ $9,109 \times 10^{-31}$ kg, ce qui correspond à environ 1/1 836 fois la masse d'un proton.

L'électron fait partie de la famille de particules appelées « leptons ». De plus, l'électron est un fermion : il possède ainsi un spin de valeur $1/2 \hbar$ et suit la statistique de Fermi-Dirac.

I.1.2. La Collision inélastique :

Collision qui se traduit par un transfert d'énergie de l'électron incident à l'électron des atomes du matériau (cible) conduisant à une réémission soit d'électrons (secondaire, Auger) soit de photon (RX).

Les mécanismes de la perte d'énergie pour des électrons avec des énergies intermédiaires et basses sont des collisions inélastiques (excitation des électrons ou ionisation des atomes du milieu).

I.1.2.1. Effet d'ionisation :

Si l'énergie transférée par l'électron incident est supérieure à l'énergie de liaison d'un électron de l'atome cible, celui-ci est expulsé de l'atome. Les électrons atomiques concernés sont les électrons fortement liés.

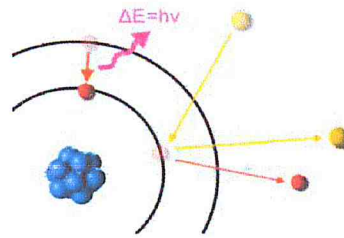


Fig.1. Effet d'ionisation

L'atome peut aussi récupérer son état en éjectant un électron peu lié, appelé « électron Auger ». Dans certaines spectroscopies on détecte ces électrons pour identifier les éléments du matériau.

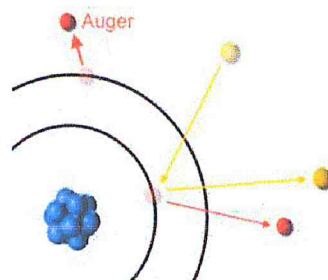


Fig.2. éjection d'électron Auger.

Ejection d'électron secondaire : lorsque un électron est peu lié, celui-ci peut acquérir une énergie suffisante pour être éjecter. On l'appelle électron secondaire. Il a une énergie plus faible que les électrons primaires. Ces électrons subissent des interactions inélastiques dans le matériau.

Si leur énergie est suffisante, certains peuvent être éjectés de la surface du matériau.

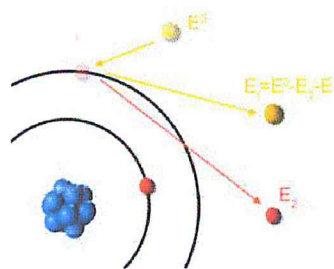


Fig.3. Éjection d'électron secondaire

I.1.2.2. Effet d'excitation :

Si l'énergie transférée par l'électron incident, est exactement égale à la différence entre les énergies de liaison de deux couches électroniques de l'atome cible, un

électron de cet atome saute sur une couche moins liée et il y a **excitation**. Les électrons atomiques concernés sont les électrons faiblement liés des couches externes.

Pour revenir à sa position d'origine, l'électron émet un photon. Le plus souvent un photon X.

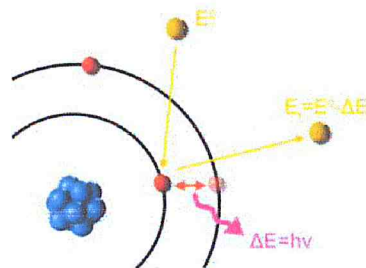


Fig.4. Effet d'excitation.

L'énergie de ce photon ne prend que des valeurs précises, caractéristiques de l'élément des atomes du matériau. On peut alors faire une analyse qualitative en détectant ses photons.

I.1.3. Interaction Coulombienne :

Les électrons d'énergie E interagissent avec les noyaux des atomes constituant le milieu traversé. L'électron incident est dévié dans le champ coulombien de l'atome cible et ce changement de trajectoire s'accompagne de l'émission d'un rayonnement γ appelé **rayonnement de freinage** (Bremsstrahlung). Le spectre d'énergie de ce rayonnement est continu, il prend des valeurs de 0 à E .

Ce phénomène ne concerne que les électrons de très fortes énergies (plusieurs MeV) et qui de plus traversent un milieu constitué d'atomes lourds, c'est-à-dire un milieu dense.

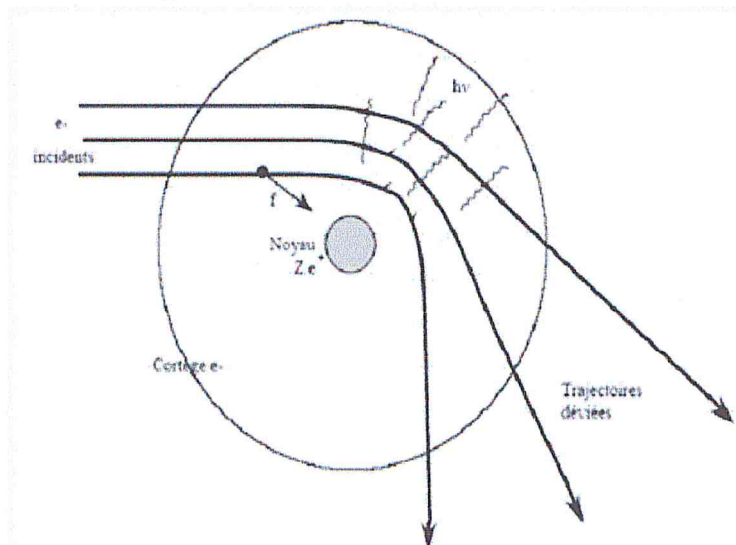


Fig.5. Rayonnement de freinage (Bremsstrahlung).

I.2. Coefficient d'interaction des particules chargées avec la matière :

I.2.1. Transfert d'énergie linéique TEL :

Pour étudier le ralentissement des particules chargées, et pour évaluer l'énergie perdue par la particule dans le milieu traversé, on introduit la notion de transfert linéique d'énergie qui représente la perte d'énergie par unité de longueur de trajectoire des particules incidentes consécutivement à leurs chocs avec les électrons. Son expression en mécanique relativiste, est donnée par la formule de Bethe [1] :

$$TLE = \left| \frac{dE}{dx} \right| = \frac{4\pi z^2 e^4}{m_0 v^2} nB \quad (1)$$

Où :

$$B = z \left[\ln\left(\frac{2m_0 v^2}{I}\right) - \ln\left(1 - \frac{v^2}{c^2}\right) - \frac{v^2}{c^2} \right] \quad (2)$$

n, z : densité et numéro atomique des atomes du milieu.

v et : vitesse de la particule incidente.

m_0 et e : masse au repos et charge de l'électron.

c : la vitesse de la lumière dans le vide.

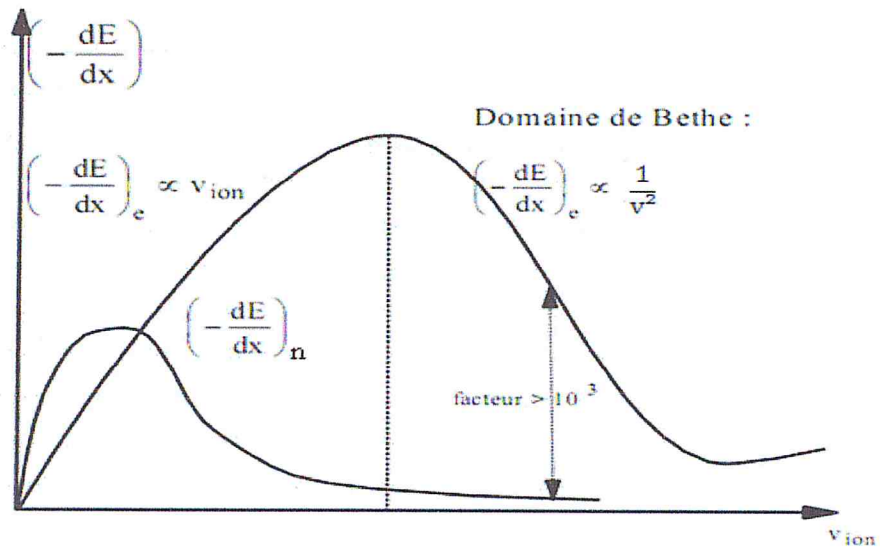


Fig.6. variation du $TEL = \frac{dE}{dx}$ en fonction de la vitesse de l'ion incident.

I.2.2. Densité linéique d'ionisation :

C'est le nombre de paires d'ions créés par unité de longueur de la particule incidente, s'exprimé en (μm^{-1}).

$$DLI = \frac{TEL}{\omega_i} \quad (6)$$

Avec : ω_i : c'est l'énergie moyenne transférée pour chaque ionisation, est donc le double de l'énergie nécessaire à cette ionisation qui dépend peu de la vitesse, la charge des particules et essentiellement du milieu traversé.

Exemple : dans l'eau, où une ionisation demande 16 eV, on a $\omega_i = 32$ eV.

I.2.3. Pouvoir d'arrêt massique (Stopping Power) :

Lorsqu'une particule chargée traverse un milieu donné (solide, liquide), il se produit une interaction électromagnétique avec les électrons de ce milieu à cause de leurs charges.

Cette particule perd son énergie progressivement dans ce milieu. L'élément d'énergie perdue dE par la particule chargée parcourant un élément de distance dl dans un milieu de densité ρ est appelé le pouvoir d'arrêt massique, noté S et donné par la formule suivante :

$$S = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dl} \quad (7)$$

Le Pouvoir d'arrêt massique s'exprime en ($\text{MeV} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$).

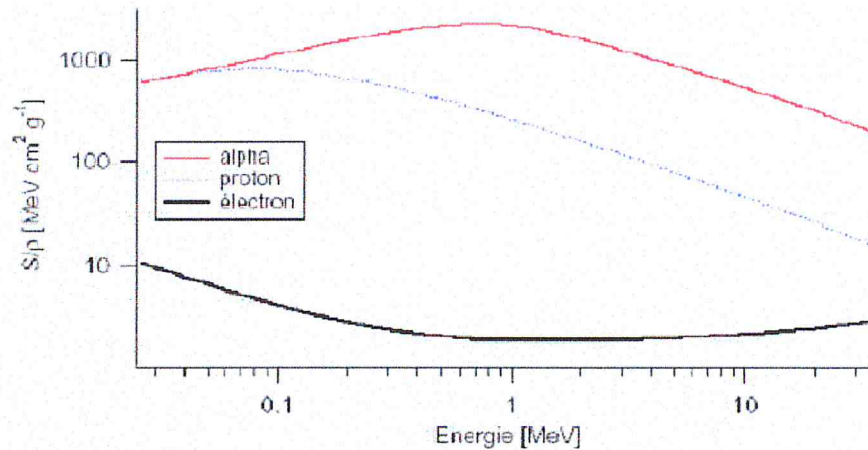


Fig.7. pouvoir d'arrêt massique des trois particules :
alpha, proton et l'électron dans l'eau.

En réalité, le pouvoir d'arrêt massique est composé de trois termes représentés par la relation suivante :

$$S = S_{el} + S_{rad} + S_{nuc} = \frac{1}{\rho} \cdot \left(\frac{dE}{dl}\right)_{el} + \frac{1}{\rho} \cdot \left(\frac{dE}{dl}\right)_{rad} + \frac{1}{\rho} \cdot \left(\frac{dE}{dl}\right)_{nuc} \quad (8)$$

S_{el} : Le pouvoir d'arrêt massique électronique (ou de collision) dû aux collisions avec les électrons atomiques.

S_{rad} : Le pouvoir d'arrêt massique radiatif provenant des émissions de rayonnement de freinage dans le champ électrique des noyaux ou des électrons atomiques.

S_{nuc} : Le pouvoir d'arrêt massique nucléaire dû aux collisions élastiques coulombiennes dans lesquelles l'énergie de recul est impartie aux atomes. Il ne se rapporte pas à des interactions nucléaires.

Le terme le plus important dans la relation précédente est le premier S_{el} où l'interaction dominante est l'interaction électromagnétique. Elle est donnée par la formule de Bethe qui montre tous les paramètres dépendants des deux particules incidente (de charge z et de vitesse v) et le noyau cible de charge Z où :

$$S_{el} = \frac{1}{\rho} \left(\frac{dE}{dl} \right)_{el} = \frac{4\pi z^2 e^4}{m_0 v^2} \frac{N}{M} Z \left[\text{Ln} \left(\frac{2m_0 v^2}{I} \right) - \text{Ln} \left(1 - \frac{v^2}{c^2} \right) - \frac{v^2}{c^2} \right] \quad (9)$$

avec N : nombre d'Avogadro = $6,0221415 \times 10^{23}$.

M : numéro massique atomique.

Voir la description de la formule (1).

D'après la formule de Bethe on voit très bien que le pouvoir d'arrêt linéaire varie en $1/v^2$. Autrement dit, l'énergie perdue par la particule incidente est inversement proportionnelle à son énergie cinétique, et proportionnelle à sa charge z et celle du noyau cible Z . Pour le même milieu (cible), la particule alpha perd plus d'énergie que le proton.

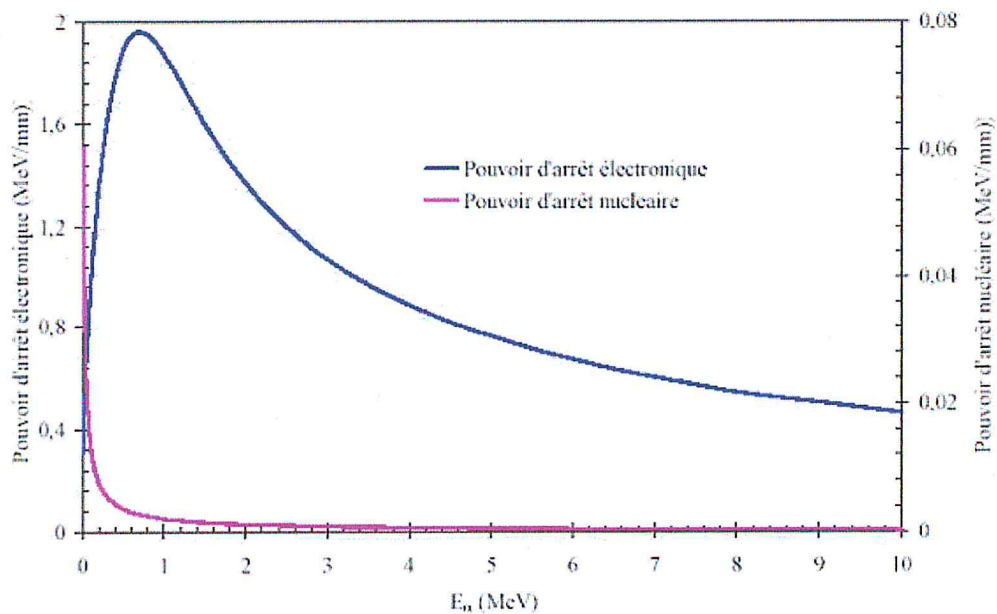


Fig.8. pouvoir d'arrêt électronique et nucléaire des particules α dans l'air.

A titre d'exemple, il est représenté sur la figure 9 pour l'eau (milieu de référence en dosimétrie) et figure 10 pour le plomb (milieu d'intérêt majeur en radioprotection) [3].

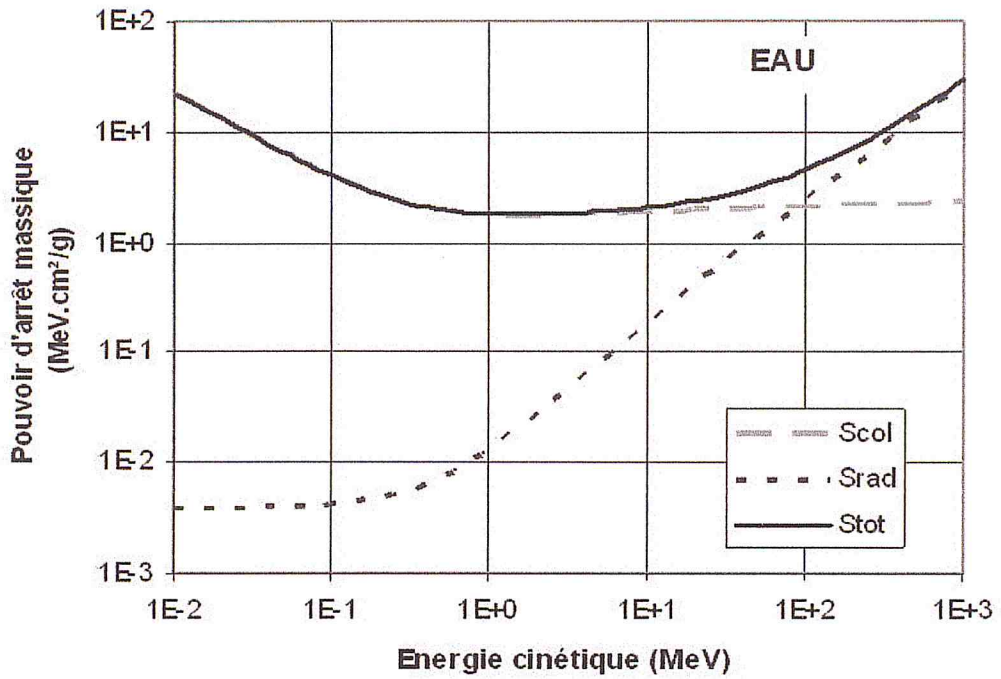


Fig.9. Pouvoir d'arrêt massique des électrons dans l'eau [3].

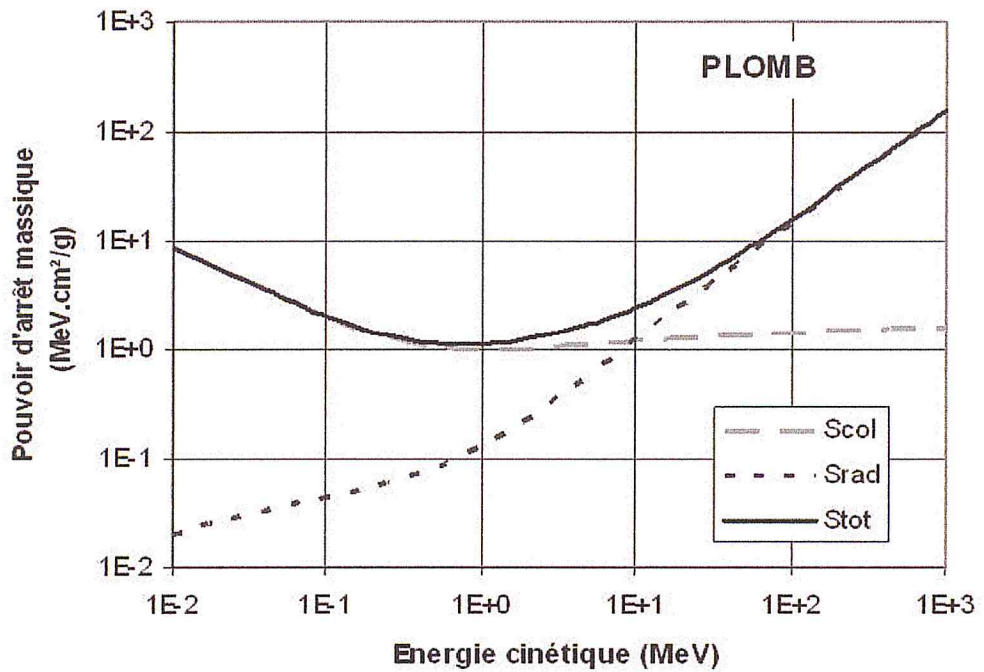


Fig.10. Pouvoir d'arrêt massique des électrons dans le Plomb [3].

- Le graphique relatif à l'eau met en exergue la prépondérance du transfert par collision, Jusqu'à quelques dizaines de MeV dans l'eau. C'est donc l'effet majoritaire en radiothérapie, où l'énergie des rayonnements utilisés est de l'ordre du MeV.

- Au-delà de 100 MeV, le freinage devient majoritaire.
- Le pouvoir d'arrêt (SP) augmente avec Z.

I.2.4. Portée (Parcours) [3] :

Les interactions fondamentales des électrons avec la matière que nous venons d'aborder permettent d'appréhender les différents mécanismes de transfert d'énergie mis en jeu par les électrons, notamment aux énergies de la radiothérapie. Il n'est néanmoins pas possible de considérer les transferts d'énergie mis en jeu à chaque interaction, ce qui rend nécessaire l'utilisation d'une grandeur globale afin de caractériser le comportement moyen d'un faisceau d'électrons mono-énergétiques. Comme cela a été vu plus tôt, les électrons interagissent de façon continue avec le milieu qu'ils traversent et finissent par s'y arrêter une fois la totalité de leur énergie cédée. La distance alors parcourue dépend de l'énergie initiale de l'électron et de la nature du matériau traversé. La Figure 11 présente les parcours d'électrons dont l'énergie varie de 10 keV à 1 GeV dans l'eau et le plomb.

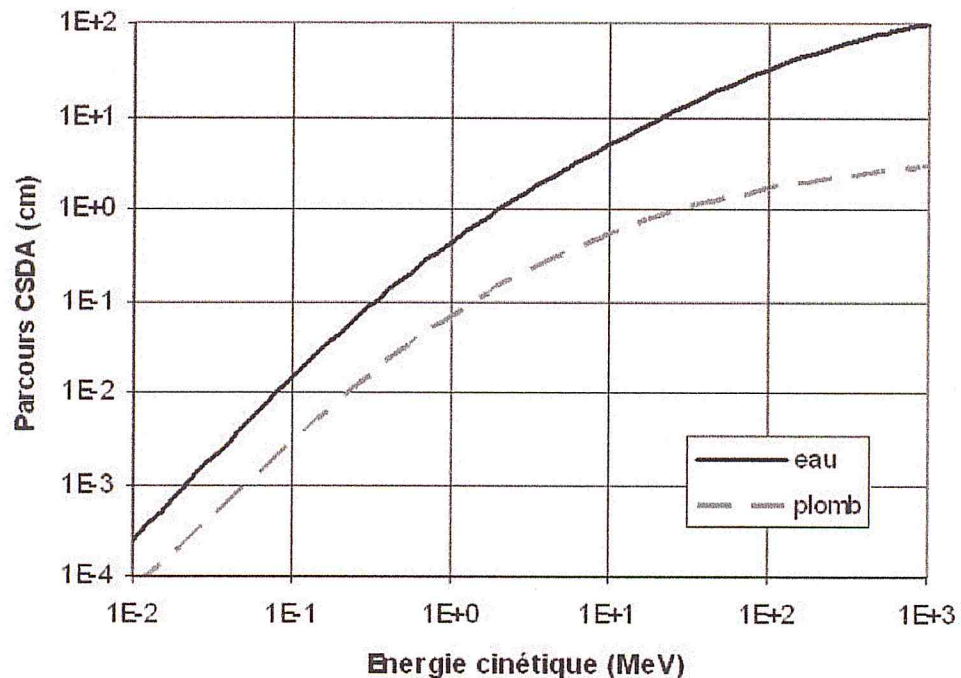


Fig.11. longueurs de trajectoires des électrons dans l'eau et le plomb [3].

Les distances dont il est question ici sont des parcours CSDA (Continuous Slowing-Down Approximation) qui représente le parcours maximal d'une particule. Ce parcours n'est pas directement mesurable à cause des trajectoires erratiques des

électrons (dus aux nombreuses collisions) et, globalement, un paquet d'électrons "s'étendra" sur une distance plus petite appelée portée.

Nous pouvons constater, sur la Figure 11, que les distances considérées s'étendent, dans l'eau, de quelques μm , aux alentours de 10 keV, à plusieurs dizaines de cm, au-dessus d'une dizaine de MeV (5 mm à 1 MeV et 10 cm à 20 MeV dans l'eau par exemple).

Nous verrons, par la suite, que ces différentes profondeurs de pénétration ont une importance capitale en radiothérapie, puisqu'elles permettent d'adapter l'énergie d'un faisceau d'électrons à la profondeur de la tumeur à traiter.

I.3. Grandeurs dosimétriques :

I.3.1. CEMA [4] :

CEMA c'est l'énergie perdue par les particules chargées, prend en compte seulement l'énergie perdue lors de la collision. Son unité est le Gray (Gy), équivalent à 1 J/kg.

$$CEMA = \frac{d E_c}{dm} \quad (10)$$

dE_c : énergie perdue par les particules chargées au cours des collisions électroniques inclus les énergies dépensées, les énergies de liaison et les énergies cinétiques libérées par les électrons secondaires.

dm : élément de la matière.

I.3.2. Dose absorbée :

La dose absorbée est le quotient de $d\bar{\varepsilon}$ par dm , où $d\bar{\varepsilon}$ est l'énergie moyenne communiquée par des radiations ionisantes à un élément de matière de masse dm [5]:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (11)$$

Cette définition implique que, dans l'élément de masse dm , il y ait un nombre suffisant d'événements individuels de dépôt d'énergie pour que l'évaluation d'une valeur moyenne soit significative.

La dose absorbée est une mesure des effets biologiques significatifs produits par des radiations ionisantes. Son unité est le Gray (Gy), équivalent à 1 J/kg.

Par facilité, nous utiliserons dans la suite du texte le terme « dose » seul pour parler de la dose absorbée.

I.3.3. Equilibre électronique [6]:

Il s'agit d'une notion très importante qui reviendra tout au long de ce travail.

Considérons un volume élémentaire au sein d'un matériau irradié par un faisceau de rayons X. L'énergie cinétique cédée aux électrons à l'intérieur du volume est absorbée à l'intérieur et à l'extérieur du volume, tandis que des ionisations réalisées en dehors du volume peuvent aboutir à un dépôt d'énergie dans le volume.

Dans le cas où l'élément de volume est loin des faces du matériau par rapport au libre parcours des électrons secondaires et si l'atténuation du faisceau de photons est négligeable dans l'élément de volume, on atteint l'équilibre électronique : il y a compensation entre l'énergie des électrons entrants dans le volume et l'énergie des électrons sortants du volume. Si l'on tient compte de l'atténuation du faisceau, nous parlons de quasi équilibre électronique (voir figure 12).

Dans des conditions d'équilibre électronique, il y a presque égalité entre kerma et dose absorbée.

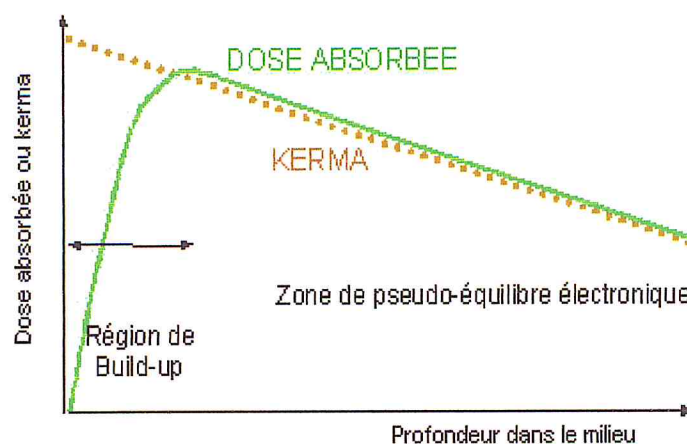


Fig.12. Comparaison de la dose absorbée et du Kerma en fonction de la profondeur dans un milieu.

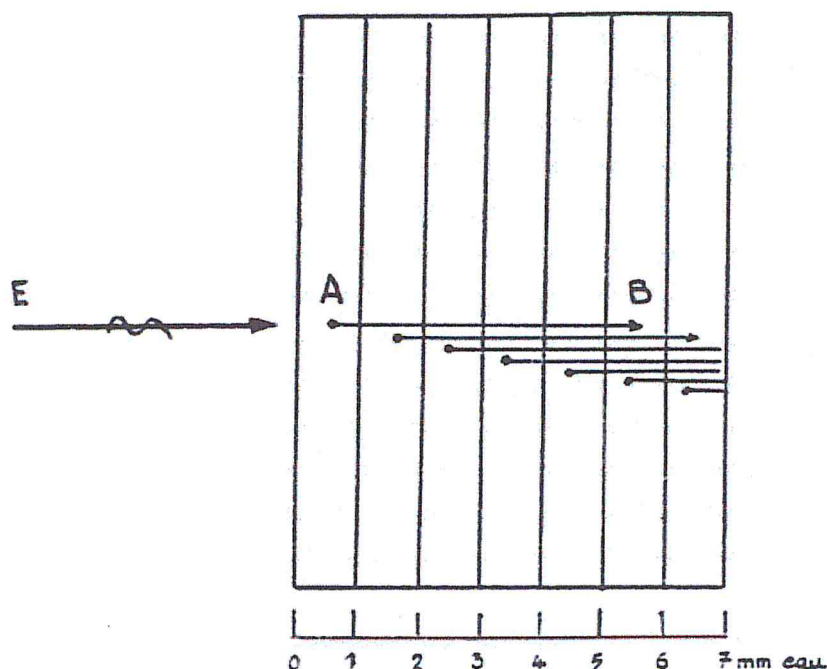


Fig.13. Représentation schématique de l'établissement de l'équilibre électronique entre A et B, est réalisé l'équilibre électronique pour des électrons de 1MeV

I.4. Paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux d'électrons :

I.4.1. Description du spectre d'énergie d'un faisceau d'électrons [4, 7]:

Le spectre d'énergie d'un faisceau d'électrons dépend de la dispersion intrinsèque de l'énergie du faisceau de l'accélérateur. Le faisceau est aussi fortement modifier par la diffusion et par la perte d'énergie dans les différents matériaux à travers lesquels le faisceau passe.

La distribution différentielle en énergie d'un faisceau d'électrons après le passage à travers une tranche de matériau a la forme générale présentée dans la Fig.14.

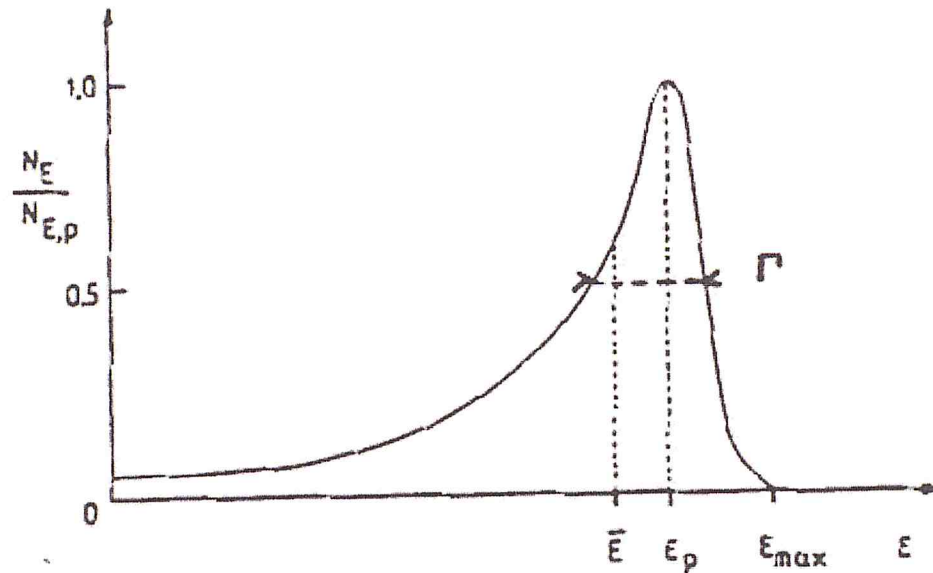


Fig.14. Distribution de la fluence différentielle en fonction de l'énergie d'un faisceau d'électron émis par un accélérateur linéaire [8].

Le spectre est délimité par une énergie maximale E_{\max} donnée, E_p est l'énergie modale, c'est-à-dire l'énergie la plus probable correspondant au pic de la distribution d'énergie. \bar{E} c'est l'énergie moyenne de la fluence de particule, tel que :

$$\bar{E} = \frac{\int_0^{E_n} \phi_E E dE}{\int_0^{E_n} \phi_E dE} \quad (12)$$

Et Γ c'est la dispersion en énergie, c'est-à-dire la dispersion à la moitié du maximum du spectre en énergie.

La qualité du faisceau peut être exprimée d'une manière pratique au moyen de deux de ces paramètres : \bar{E}_0 , $E_{p,0}$.

Le faisceau modifié passe à travers la fenêtre du tube à vide (dans lequel une certaine diffusion a lieu) avant de subir la modification et la collimation finale, (voir la Fig.15).

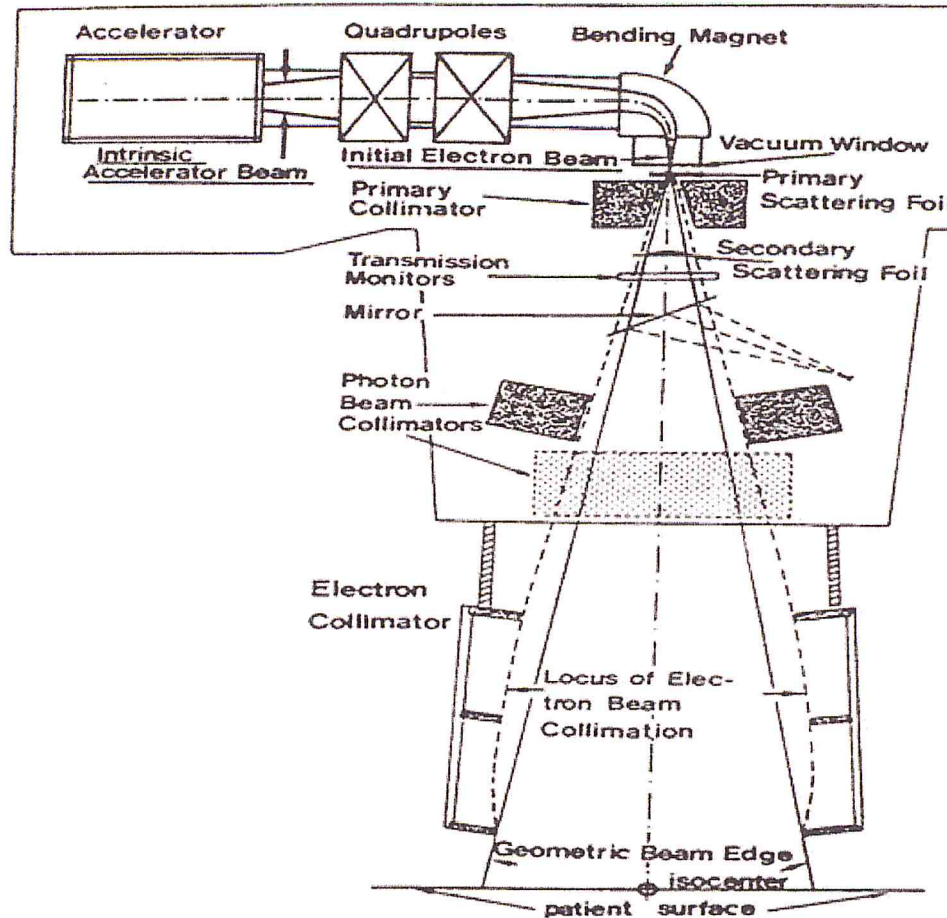


Fig.15. Principaux composants d'un accélérateur linéaire d'électrons [9].

Pour assurer des distributions de dose convenable, le faisceau initial d'électrons doit être élargi, et uniformisé. Les méthodes les plus communes utilisent une feuille de diffusion dont le matériau à un Z élevée, soit une série de feuilles de diffusions ou des quadripôles.

Ces deux dernières méthodes surmontent la perte d'énergie excessive, la dispersion d'énergie et la contamination par les rayons X résultant d'une simple feuille de diffusion de Z élevée.

Après cette étape d'élargissement et d'uniformité, les électrons passent généralement à travers une chambre moniteur puis à travers une distance d'air avant d'attendre la surface du fantôme. De plus le faisceau doit être collimaté pour être utilisé à des fins cliniques ou autres.

Une petite partie des électrons frappant les parois du collimateur est rétrodiffusée vers le faisceau principal. L'uniformité du faisceau et la forme des courbes isodoses

peuvent varier considérablement avec la taille du champ et l'indice de collimation pour diverses formes de collimateur car le collimateur agit comme une source secondaire d'électrons, certains de ces collimateurs étant conçus sous forme de diaphragmes plats et permettant un ajustement continu de la taille du champ.

Le spectre d'électron à la surface du fantôme $E_{P,0}$ dépende fortement des matériaux à travers lesquels le faisceau initial d'électrons passe ainsi que de la conception du collimateur (Fig.16), cependant que l'énergie la plus probable $E_{P,0}$ du spectre peut être exprimée par l'équation suivante :

$$E_{P,0} = E_{P,i} - \rho \sum S_{coll} \cdot x. \quad (13)$$

Où $E_{P,i}$, $E_{P,0}$ sont les énergies la plus probable respectivement du faisceau initial et du faisceau à la surface du fantôme.

S_{coll} : le pouvoir d'arrêt linéaire de collision pour l'électron d'énergie $E_{P,i}$ dans le matériau d'épaisseur x .

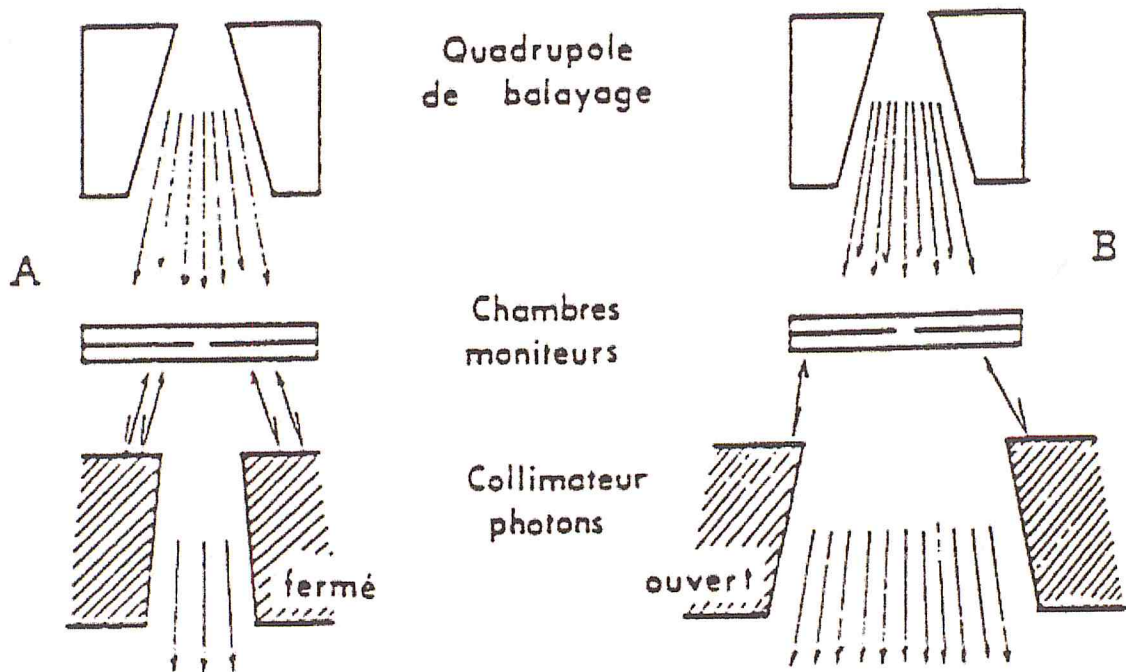


Fig.16. Contamination des chambres moniteurs par les électrons rétrodiffusés par les mâchoires du collimateur principal [10].

A : le collimateur est fermé, la contamination est importante et entraîne une chute du débit.

B : le collimateur est largement ouvert, l'indication des chambres moniteurs est due uniquement aux électrons venant de la source.

$E_{p,0}$ s'est révélée paramètre commode pour caractériser les courbes isodoses ou la distribution de dose en profondeur. Elle peut en effet être reliée à une accessible expérience, le parcours pratique R_p . Toutefois, différents faisceaux d'électrons ayant la même énergie modale $E_{p,0}$, la même dimension de faisceau et la même SSD peuvent conduire à des distributions de dose absorbée différents. Ceci est dû à ce que l'énergie et la dispersion angulaire des électrons incidents à la surface peuvent être différentes. Par exemple, le parcours thérapeutique R_{85} , qui se rapporte à un certain niveau de dose absorbée (en général 85%) peut varier considérablement d'un accélérateur à l'autre par $E_{p,0}$ donné.

L'énergie la plus probable à la fenêtre de sortie $E_{p,0}$ est une propriété intrinsèque du faisceau, et il peut être commode de s'en servir pour caractériser celui-ci au pupitre de commande.

Ainsi, la dispersion énergétique Γ à mi-hauteur du spectre augmente de telle sorte que $\Gamma_a < \Gamma_0 < \Gamma_z$ où a, 0 et Z indiquent respectivement la fenêtre de l'accélérateur (coté vide), la surface du fantôme et une certaine profondeur de celui-ci. (voir Fig.17).

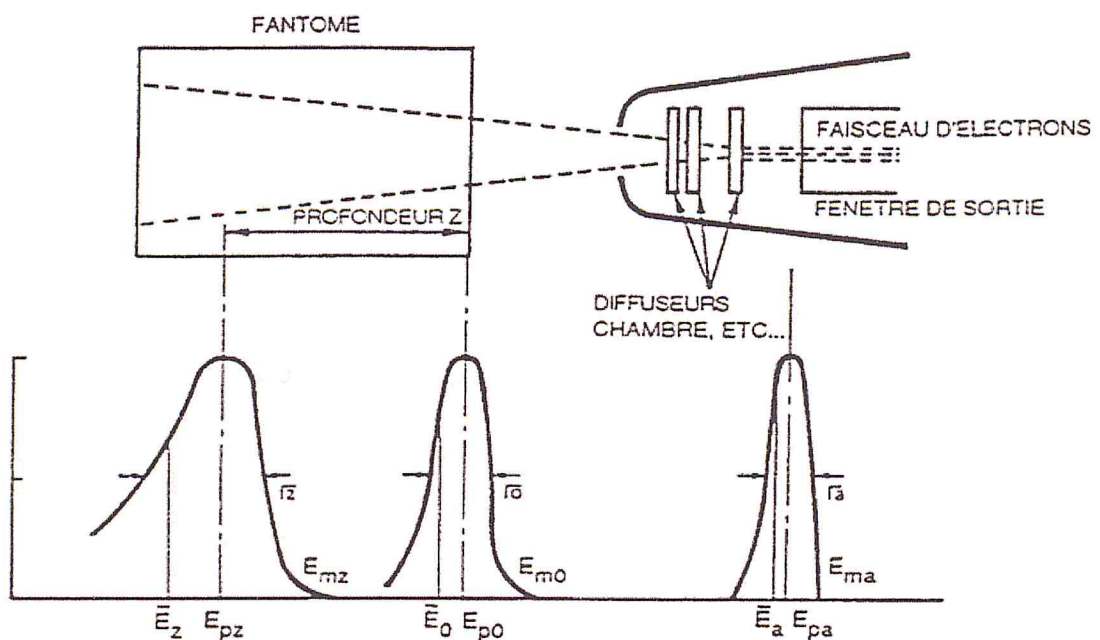


Fig.17. Distribution des électrons en énergie [10].

I.4.2. Facteur d'ouverture collimateur :

Habituellement, les mesures sont réalisées pour un champ de référence de taille $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Cependant, le traitement requiert différentes tailles de champ. Afin d'en tenir compte, il est nécessaire de disposer de courbes représentant les valeurs de FOC en fonction de la taille du champ.

Il s'agit du rapport de la dose à l'isocentre à une profondeur de référence Z_{cal} pour une certaine taille de champ A et de la dose à la même profondeur pour un champ de référence A_{cal} (généralement un $10 \times 10 \text{ cm}^2$) :

$$OF(A, z_{cal}) = \frac{D(A; Z_{cal})}{D(A_{cal}; Z_{cal})} \quad (18)$$

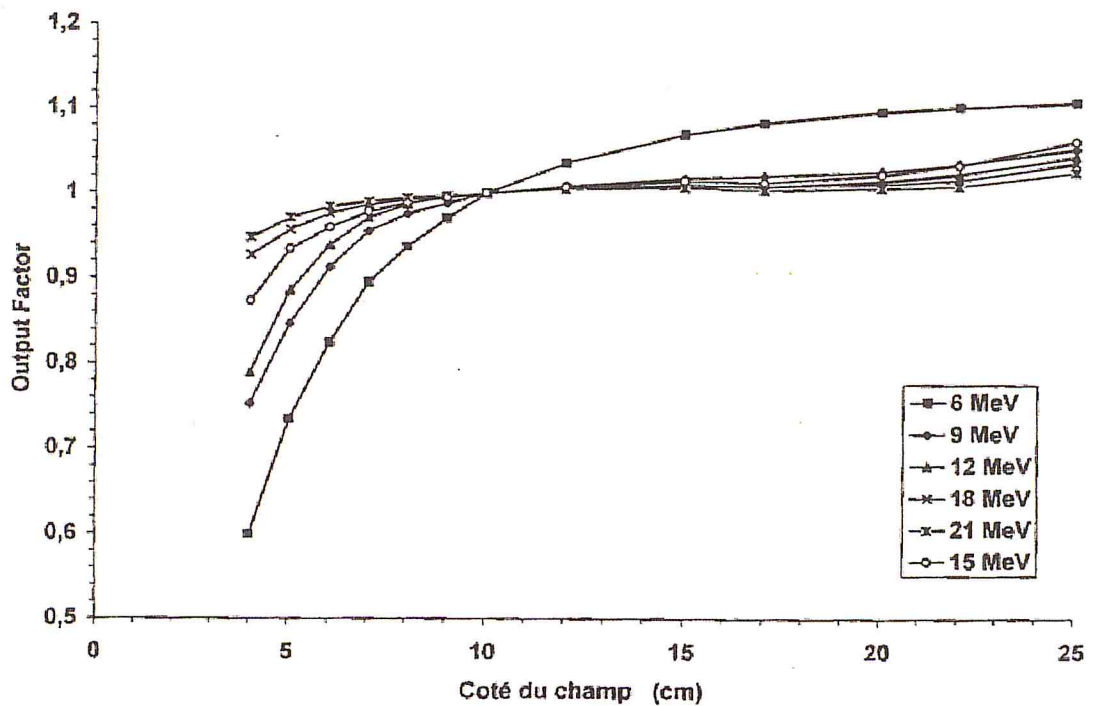


Fig.18. Variation relative du FOC avec l'ouverture carré du collimateur pour différentes faisceaux d'électrons, pour une DSP = 110 cm.

Les faisceaux d'électrons sont utilisés avec des applicateurs ou des cônes extérieurs qui permettent de réduire la diffusion des électrons dans l'air.

La conception dépend du constructeur de l'accélérateur et influe sur les propriétés dosimétriques du faisceau.

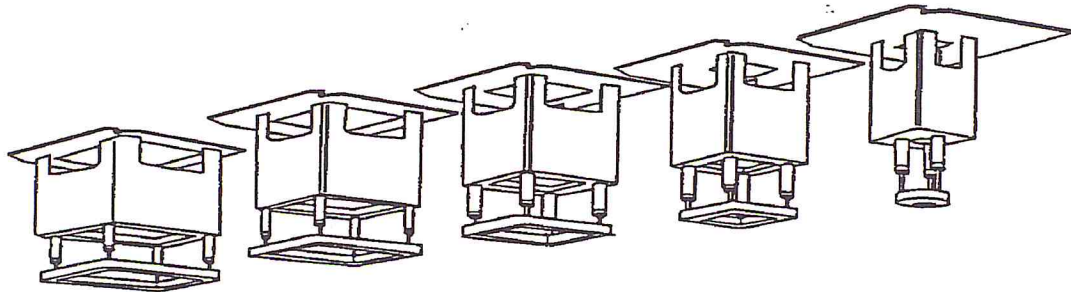


Fig.19. Différentes dimensions d'applicateur.

I.4.3. Détermination de la position de la source virtuelle ponctuelle [4] :

Le champ de rayonnement est caractérisé par la fluence ou le débit de fluence en chaque point. La fluence énergétique en tout point de l'axe du faisceau situé à une distance de la source est inversement proportionnelle au carré de la distance lorsque le flux de rayonnement émit par la source reste constant.

Pour que la loi l'inverse carré des distances soit vérifier, il faut d'une part que la source soit ponctuelle, d'autre part, que l'émission soit isotrope dans toutes les directions ; enfin, que les particules émises ne subissent aucune interaction. Étant données les nombreuses interactions des électrons du faisceau incident avec les différents matériaux que traverse le faisceau et les diffusions multiples, le flux des rayonnements n'est pas indépendant de la distance à la source. De ce fait, le « débit de dose » en un point de l'axe du faisceau qui est proportionnel au débit de fluence énergétique en ce point ne varie pas selon l'inverse du carré de la distance du point considérée à la source.

A la sortie du tube d'accélération, les électrons trouvent la fenêtre de sortie qui est la surface de séparation entre le vide et l'air, et la chambre moniteur, ainsi qu'un système de diffuseurs dans le cas de Clinac Varian 2100C. Ces différents matériaux provoquent la diffusion des électrons à laquelle s'ajoute une diffusion par le volume d'air situé entre la source et la surface du fantôme. En présence des divers matériaux différents qui modifient la distribution latérale et angulaire du faisceau, il est possible de déterminer une source fictive étendue d'électrons. Cette source placée dans le vide à une distance

S_{eff} de la surface du fantôme produit exactement la même fluence à la profondeur $Z=0$ que le faisceau réel.

Cette source fictive est caractérisée par trois paramètres :

$\overline{r_{eff}^2}$: Valeur quadratique moyenne du rayon de la source.

$\overline{\theta_{eff}^2}$: Angle quadratique moyenne de diffusion.

S_{eff} : Distance de la source à la surface du milieu.

Puisque la source fictive est supposée être placée dans le vide, l'angle quadratique moyen de diffusion du faisceau réel. Ainsi, les valeurs de S_{eff} et $\overline{r_{eff}^2}$ sont telle que $\overline{\theta_{eff}^2} = \theta_0^2$.

Le schéma de la Fig.20 illustre la position respective de la source effective et de la source virtuelle ponctuelle.

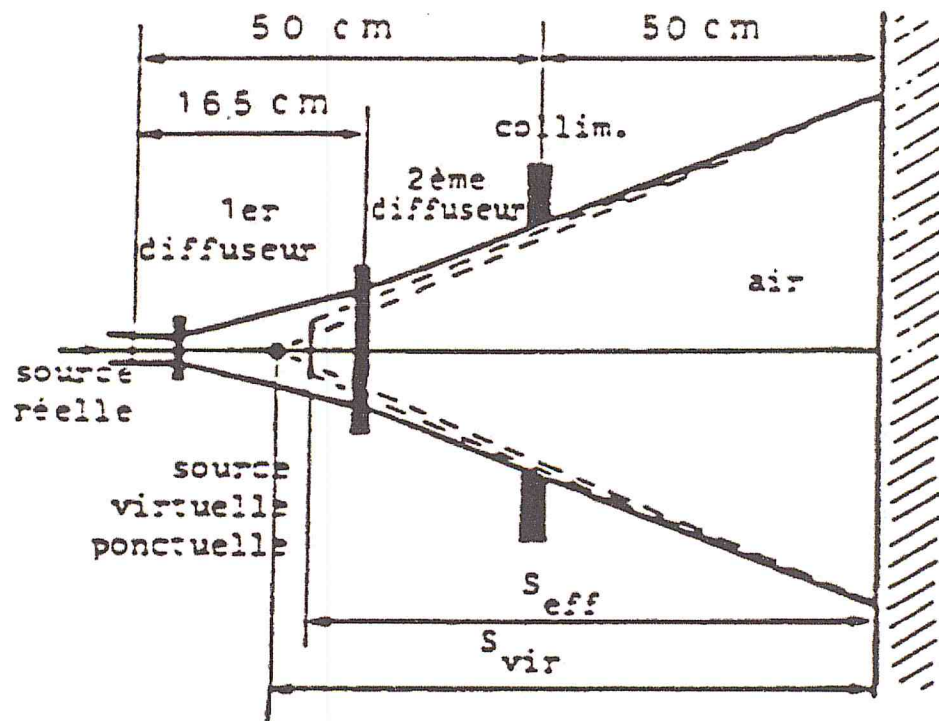


Fig.20. Position de la source effective des électrons et de la source virtuelle ponctuelle.

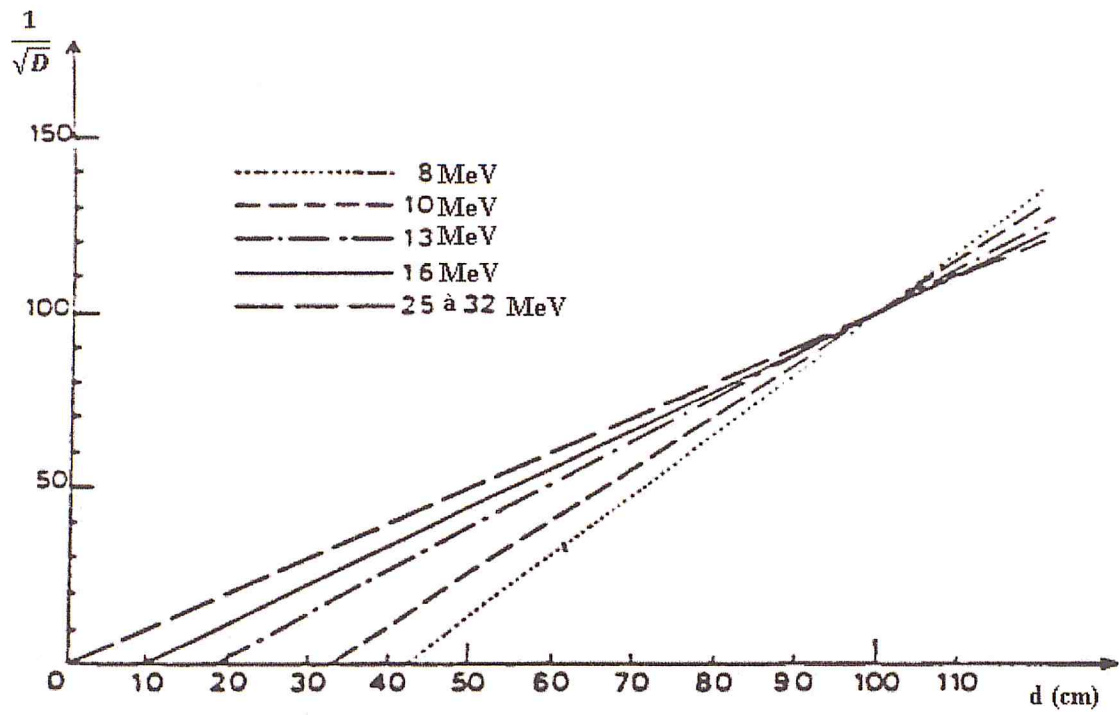


Fig.21. Influence de l'énergie des électrons sur la variation du débit de dose en fonction de la distance de la source à l'entrée du milieu.

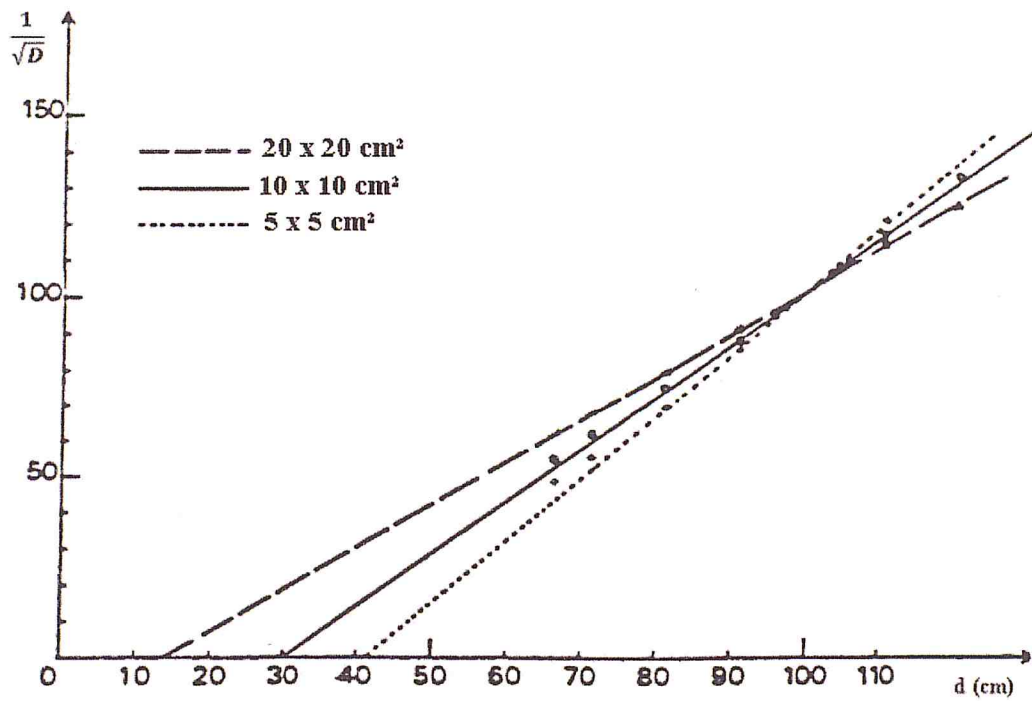


Fig.22. Influence des dimensions du faisceau sur la variation du débit de dose en fonction de la distance de la source à l'entrée du milieu, pour des électrons d'énergie 6 MeV.

I.4.4. Description d'une courbe de rendement en profondeur [4, 7]:

Un rendement en profondeur (PDD : Percentage Depth Dose) est défini comme le quotient, exprimé en pourcents, de la dose absorbée à une profondeur quelconque d et de la dose absorbée à une profondeur de référence fixée d_0 , le long de l'axe central du faisceau. Ce qui à mène :

$$PDD(d) = \frac{D_d}{D_{d_0}} \times 100 \quad (19)$$

Pour des faisceaux de haute énergie utilisés en radiothérapie, la profondeur de référence d_0 correspond généralement à la profondeur d_{max} du maximum de dose.

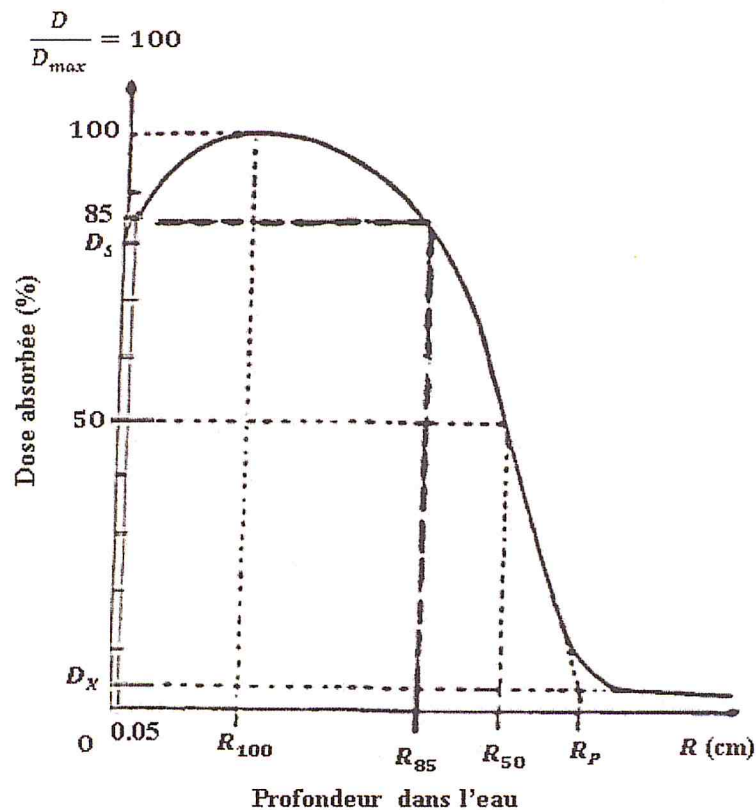


Fig.23. Courbe de rendement d'un faisceau d'électrons [9].

La Fig.23.représente la courbe de rendement en profondeur mesurée pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (DSP =100 cm, 19 MeV).

La profondeur R_{100} du maximum de dose dépend fortement de :

- La distribution d'énergie du faisceau initial ;
- L'énergie la plus probable ;

- La contamination de faisceau par les électrons de basse énergie diffusés par les parois de collimateur ;
- La distance séparant la source de l'entrée du milieu.

Dans quelques faisceaux fortement contaminés, la dose est maximale à la surface du fantôme ($R_{100}=0$).

R_{50} est le parcours où le pourcentage de dose est de 50% de la dose maximale, la mesure de cette profondeur permet de déterminer l'énergie moyenne de faisceau d'électrons.

R_P Le parcours pratique correspond à l'intersection entre la tangente au point d'inflexion de la partie descendant de la courbe correspondant au seuil du rayonnement de freinage (Bramsstrahlung) D_X . Le parcours pratique est couramment utilisé pour déterminer l'énergie la plus probable à l'entrée du milieu.

R_{85} le parcours thérapeutique, est défini comme la distance à l'intérieur de laquelle la dose absorbée est supérieure à 85% de sa valeur maximale. Cette profondeur coïncide avec la limite la plus profonde de volume cible, ce qui est un compromis entre une homogénéité suffisante de la dose absorbée dans le volume cible et un fois guident de dose dans les termes sains situées juste au de la du volume cible.

Dans les faisceaux d'électrons de haute énergie, le parcours thérapeutique s'étend depuis la surface du milieu jusqu'à la profondeur 85%, puisque la dose à la surface est souvent supérieur à 85% de la dose maximum.

L'uniformité de la dose absorbée dans le volume cible est un facteur d'une très grande importance sur le plan clinique et il est nécessaire de déterminer R_{85} dans les conditions exactes de traitement sur la courbe de rendement en profondeur exprimée en dose absorbée relative.

D_S : c'est la dose à l'entrée (à 0.5 mm de profondeur) dans un milieu irradié par un faisceau d'électrons à une grande importance d'un point de vue clinique.

La dose à l'entrée ou dose à la peau est définie comme le rapport (D_S/D_{Max}) de la dose absorbée à 0.5 mm de profondeur à la des absorbée maximum. En effet, la couche sensible à l'entrée des tissus s'étend sur une profondeur de 0.5 cm sur la peau. La valeur de la dose à la surface varie avec l'énergie des électrons primaires, mais elle dépende

essentiellement de l'importance de la contamination par des électrons diffusés d'énergie plus faible, et donc dépend beaucoup des conditions pratiques d'utilisation.

D_X : due aux rayonnement de freinage (Bramsstrahlung), Ce rayonnement dépend à la présence des photons diffusés, qui contribue à la dose en profondeur. Cette contribution augmente avec l'énergie des électrons primaire et le nombre atomique du milieu absorbant. Elle peut être considérablement augmentée si le faisceau d'électrons contaminé avant son entrée dans le milieu par des photons de haute énergie qui provient généralement des diffuseurs ou des différents éléments intervenant dans la contribution du collimateur.

I.4.5. Détermination pratique des énergies du faisceau d'électrons [7]:

Pour caractérisé complètement un faisceau, il faudrait spécifier le type de particule ainsi que leur distribution angulaire et énergétique. Bien qu'il soit en général très difficile d'obtenir toutes ces données, il est possible d'effectuer des mesures dosimétriques précises avec moins d'exigences.

L'énergie moyenne des électrons varie rapidement avec la profondeur ; pour cette raison on caractérise le faisceau d'électrons par trois énergies :

- L'énergie la plus probable à la surface $E_{p,0}$;
- L'énergie moyenne à la surface \bar{E}_0 ;
- L'énergie moyenne à la profondeur Z : \bar{E}_Z ;

Pour déterminer ces énergies, il faut tracer une courbe de rendement en profondeur et déterminer les parcours : R_{100} , R_{50} , R_{85} et R_p . Les relations empiriques entre ces paramètres (énergie et parcours) pour un faisceau perpendiculaire à la surface du fantôme sont les suivantes :

$$E_{p,0} = 0.22 + 1.98 R_p + 0.0025 (R_p)^2 \quad (14), [11, 12, 13]$$

$$E_{p,0} = 1.954 R_p + 0.485 \quad (15), [4, 14]$$

(15) : Valable pour des énergies de quelques KeV à 50 MeV.

L'énergie moyenne à la surface du fantôme \bar{E}_0 (en MeV) est déterminée par les relations suivantes :

$$\bar{E}_0 = 2.33 (R_{50}) \quad (16), [11, 12]$$

(16) : Prend en compte l'importante augmentation de la perte d'énergie pour les haute énergies $E \geq 25$ MeV.

$$\bar{E}_0 = 2.13 (R_{50}) - 1.085 \quad (17), [15]$$

L'équation (17) Valable pour des énergies : $5 \text{ MeV} \leq E \leq 35 \text{ MeV}$.

A cause de la faible contribution en énergie des électrons secondaire (Fig.14.) \bar{E}_0 est toujours plus petite que $E_{p,0}$, la différence entre les valeurs calculées \bar{E}_0 et $E_{p,0}$ pour un faisceau d'électrons reliée à largeur du spectre d'énergie. La relation qui montre que l'énergie modale décroît linéairement avec la profondeur est (en MeV) :

$$E_{p,z} = E_{p,0} \left(1 - \frac{z}{R_p}\right) \quad (20), (\text{HARDER } 1966), [4]$$

En dosimétrie, l'énergie utilisée en l'absence d'autre source d'information est l'énergie moyenne E_z à la profondeur Z du point d'intérêt (plutôt que $E_{p,z}$), mais en première approximation il faut supposer que l'énergie des électrons décroît linéairement avec la profondeur :

$$E_z \approx \bar{E}_0 \left(1 - \frac{z}{R_p}\right) \quad (21), [4]$$

I.4.6. Profils :

La courbe de rendement en profondeur permet de calculer la dose délivrée en des points situés sur l'axe du faisceau, mais ne suffit pas à évaluer la dose en d'autres points, pour cela on recherche des profils.

Une courbe de profil traduit la distribution de la dose selon une direction perpendiculaire à l'axe du faisceau à une profondeur donnée.

Les faisceaux d'électrons de hautes énergies donnent lieu à des profils qui présentent trois régions distinctes :

➤ La région centrale :

Elle comme la partie centrale du champ et cela jusqu'à 1 cm à 1.5 cm avant les limites géométriques du champ, l'intersection du niveau de dose 50% avec la courbe de profil donne deux points dont la séparation n'est autre que la taille de champ utilisé. Pour les Linacs, la région centrale est sensible à l'énergie des électrons et à la forme géométrique du champ.

➤ **La région de la pénombre :**

C'est la partie du profil où la dose varie rapidement de 80% à 20%, elle est sensible à la taille de champ, à la taille de la source et à l'équilibre électronique latéral. Une partie de la dose qui forme la pénombre est due à une transmission à travers les mâchoires des collimateurs, c'est la pénombre de transmission, une autre partie est due avec dimensions fines de la source c'est pénombre géométrique, et la dernière partie qui est la plus significative est due au rayonnement diffusé par le patient c'est la pénombre de diffusion. La pénombre totale est la somme de ces trois pénombres, elle est nommée pénombre physique et dépend des paramètres suivants :

L'énergie du faisceau, la dimension de la source, la distance source-surface, la distance source-collimateur et de la profondeur de mesure.

➤ **La région d'ombre :**

C'est la partie en dehors du champ d'irradiation. Dans cette région, la dose est due à une transmission à travers les collimateurs et à travers le blindage de la tête d'irradiation.

Les mesures de profils et de rendements permettent de calculer les courbes isodoses.

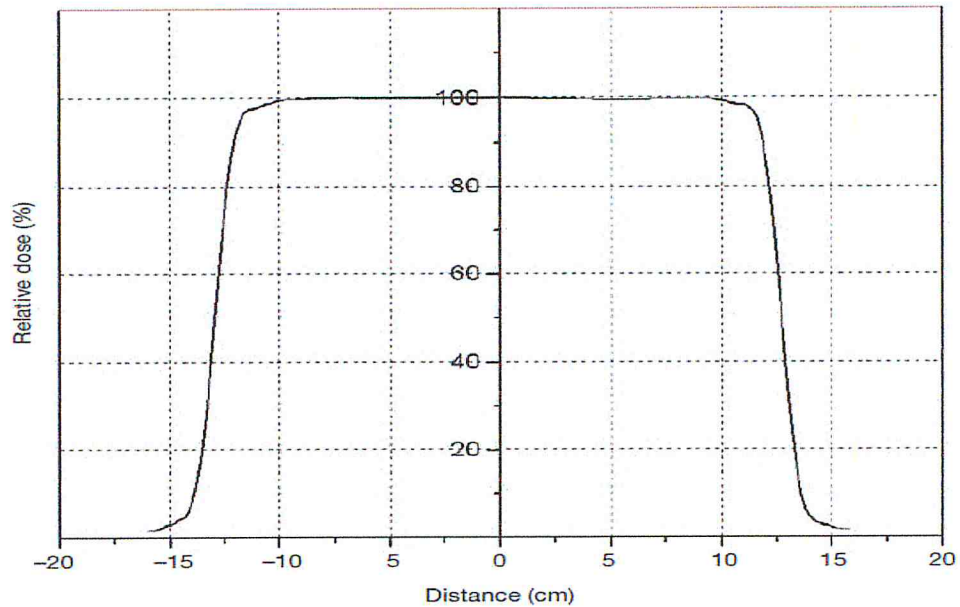


Fig.24. Profil de dose pour un faisceau d'électrons de 12 MeV et un champ de 25 x 25 cm², [6].

I.4.7. Courbe isodose :

Les points qui, dans le volume irradié par un faisceau, reçoivent une même dose se situent sur des surfaces appelées surfaces isodoses, on considère leur intersection avec un plan qui constitue les courbes isodoses (longitudinales ou transversal). (Voir Fig. 25).

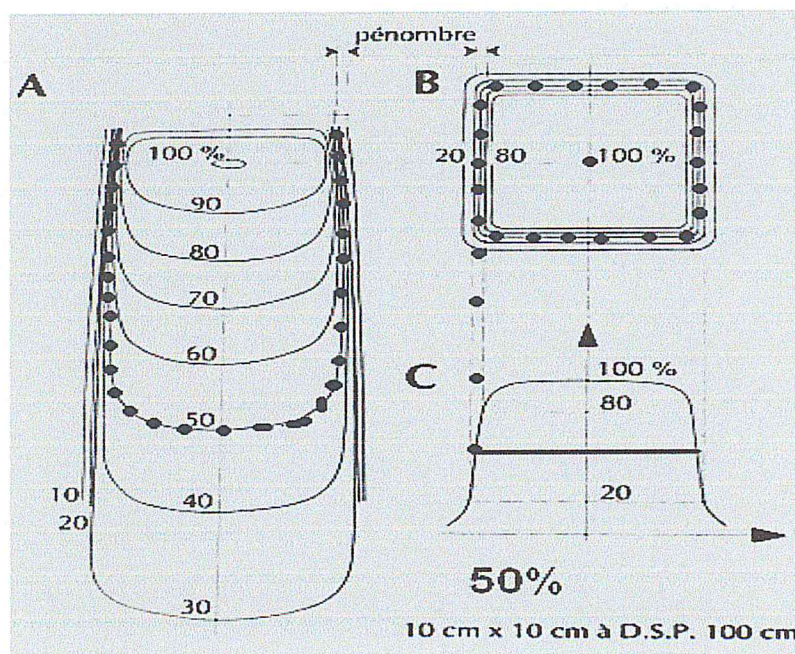


Fig.25. Courbes Isodoses.

- A- Isodoses dans un plan contenant l'axe du faisceau : ISODOSES LONGITUDINALES.
- B- Isodoses dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau : ISODOSES TRANSVERSALES.
- C- Profil de dose le long d'un axe.

En général, les courbes isodoses étudiées dans un milieu équivalent tissu (eau, polystyrène) de surface plan et perpendiculaire au faisceau. Leur représentation étant délicat, elles sont donc représentées en pratique par leurs intersections avec des plans principaux, ce sont les isodoses de base. Ces plans passent par l'axe du faisceau et sont parallèles aux côtés du champ ou perpendiculaire à l'axe.

Par convention, les valeurs des courbes isodoses seront toujours exprimées en pourcentage de la valeur maximale de la dose sur l'axe du faisceau dans le plan considéré.

Les distributions de dose pour les faisceaux d'électrons doivent être mesurées pour chaque accélérateur linéaire, car elles dépendent fortement de l'énergie et des caractéristiques mécaniques et géométriques du collimateur.

Chapitre II

MODELISATIONS DES FAISCEAUX D'ELECTRONS

II.1. Algorithmes de calcul de dose en mode électrons :

II.1.1. Le Pencil Beam [6] :

Comme son nom l'indique, cet algorithme se base sur des « pencil kernels » et non sur des « point kernels ». Un « pencil kernel » décrit le dépôt de l'énergie dans un milieu semi-infini à partir d'un faisceau monodirectionnel. L'objectif de cette approche est de réduire le temps de calcul en utilisant un pencil kernel qui peut être vu comme une pré-convolution de point kernels selon la dimension de la profondeur.[24] *Bortfeld et al* [25] ont montré que la dose en un point arbitraire peut être interpolée par deux fonctions dépendantes de la profondeur et dérivées de point kernels. Ces deux fonctions représentent essentiellement la dose primaire et la dose secondaire (due au diffusé de l'accélérateur), et le pencil kernel exprimé dans des coordonnées cylindriques peut être paramétrés de manière précise par :

$$\frac{P}{\rho}(r, z) = \frac{A_z e^{-a_z r} + B_z e^{-b_z r}}{r} \quad (22)$$

où A_z , a_z , B_z , b_z dépendents de la profondeur. Une technique d'intégration numérique a été développée par *Ahnesjö et al*[26] permettant de paramétriser les formes de champs compliquées au moyen d'une décomposition triangulaire.

En milieu hétérogène, le Pencil Beam néglige les effets tels l'élargissement de la pénombre dans les poumons ou le manque de diffusé dans des régions médiastinales. Les hétérogénéités sont modélisées ici par le « depth-scaling », i.e. en utilisant les paramètres du Pencil Beam à la profondeur radiologique (radiological depth). Au niveau de la dose diffusée, les paramètres du Pencil Beam sont utilisés à la profondeur géométrique, et l'intégration du kernel est suivie par l'application d'un facteur de correction du diffusé à une dimension.

II.2. Le Monte Carlo [6] :

-Définition et généralités :

On appelle **méthode Monte Carlo**, toute méthode visant à calculer une valeur numérique en utilisant des procédés aléatoires. L'aléa inhérent au Monte Carlo implique que toute réponse donnée est accompagnée d'une incertitude de nature statistique. La simulation Monte Carlo se doit de remplir certaines conditions de reproductibilité pour être homologuée.

En radiothérapie, la technique Monte Carlo consiste en un programme informatique qui simule le transport de millions de photons et autres particules à travers la matière. Elle utilise les lois fondamentales de la physique pour déterminer les probabilités de distribution d'interactions individuelles des particules mises en jeu. Au plus le nombre de particules simulées est grand (« histories »), au plus la précision des distributions de dose prédites sera grande. Cependant, en augmentant le nombre de particules simulées, le temps de calcul devient trop long. En fonction d'un temps de calcul que l'on estime raisonnable, il faudra donc effectuer un compromis entre la précision désirée et la complexité de l'algorithme (nombre minimal d'opérations élémentaires nécessaires à la résolution du problème).

L'objectif d'un code Monte Carlo est donc d'utiliser un échantillon relativement petit de particules aléatoires choisies afin de prédire un bon comportement moyen des particules du faisceau. La distribution de dose est calculée en accumulant par voxel les événements ionisants qui donnent lieu à un dépôt d'énergie dans le milieu.

Concrètement, la simulation a pour objectif de créer des particules selon une distribution donnée par les hypothèses de la source et ensuite à les suivre une par une dans le patient [27]. Pour chacune de ces particules, on déterminera leur lieu d'interaction (à partir des sections efficaces totales) et les nouvelles caractéristiques « post interaction » de la particule ainsi que celles des particules secondaires générées (au moyen des sections efficaces différentielles). Comme les photons ont un nombre limité d'interactions avant qu'ils ne soient absorbés, il est facile de simuler toutes les interactions directement. Par contre, concernant le transport des électrons, une simulation Monte Carlo directe est pratiquement impossible en raison de trop grand

nombre d'interactions coulombiennes avec les noyaux. C'est ce qui a motivé le développement de techniques d'« histoires condensées » où différentes interactions microscopiques sont classifiées dans des groupes qui donnent une représentation « macroscopique » du transport des particules [27].

Après avoir généré un certain nombre d'événements, on peut calculer sur l'ensemble de ces événements les valeurs moyennes caractéristiques des grandeurs que l'on veut étudier.

Il existe une série de codes Monte Carlo qui permettent de simuler le transport des radiations (GEANT 4 [30], EGSnrc [28], ...). Certains d'entre eux sont plus dédiés à la radiothérapie comme EGSnrc qui est compatible avec le programme BEAMnrc [29] spécialement conçu pour la modélisation d'accélérateurs linéaires.

-Modélisation de la tête :

Afin de bien modéliser la tête de l'accélérateur, il est important de bien connaître le fonctionnement de ce dernier. L'accélération d'électrons à des hautes énergies (jusqu'à 25 MeV en clinique) est le processus de base d'un accélérateur linéaire (Linac). Après avoir été accéléré dans la section accélératrice, le faisceau d'électrons est défléchi par un système d'aimants électromagnétiques à 270°. Une série de bobines de focalisation et autres aimants défecteurs, afin de mettre le faisceau mono-énergétique en forme et de le rendre le plus homogène possible..

Tous les éléments diffusant se trouvent au-delà de la cible devront être modélisé dans le programme, il s'agit de :

- Le collimateur primaire, constitué d'un cône divergent en tungstène ;
- Le cône égalisateur, composé d'acier inoxydable ;
- Les chambres moniteurs, sont deux chambres à ionisation qui permettent de contrôler le débit de dose, la dose intégrée et la symétrie du faisceau. Elles permettent d'arrêter le faisceau lorsque le nombre programmé d'UM (Unité Moniteur) est atteint ou lorsqu'une inhomogénéité est détectée dans le faisceau ;
- Le miroir permettant de visualiser un champ lumineux en réfléchissant la lumière d'une ampoule située hors du faisceau ;

- Les mâchoires X (cross-plane) et Y (in-plane) à ouverture variable ;
- Le collimateur multi-lames (MLC), les blocks, les filtres (wedges),

Une fois la tête de l'accélérateur modélisée, le code Monte Carlo pourra fournir un faisceau théorique sensé avoir des caractéristiques physiques semblables au faisceau de l'accélérateur. Remarquons tout d'abord que ce faisceau sera valable uniquement pour l'accélérateur modélisé, la modélisation se basant sur des données et mesures propres à l'accélérateur. Par ailleurs, des mesures de rendements en profondeur et de profils restent nécessaires pour valider le code et adapter ses besoins et les caractéristiques de base de la source.

Notons également que tout changement des performances de l'accélérateur au cours du temps nécessitera une adaptation du code.

-Le Monte Carlo en clinique :

Les codes Monte Carlo offrent maintenant la possibilité d'importer des images scanners et donc de réaliser des plans de traitement cliniques complexes en utilisant les densités électroniques réelles du patient. Le Monte Carlo s'impose donc comme étant le moyen le plus précis de calculer une distribution de dose dans un patient, malgré le temps de calcul excessif qu'il requiert. Les plans cliniques simulés par Monte Carlo ont montré des gains significatifs dans la précision du calcul de dose, spécialement pour des petits champs aux interfaces de tissus hétérogènes et dans le poumon où des situations de déséquilibre électronique peuvent avoir lieu. Avec les avancées technologiques constantes dans le domaine informatique, il semble probable que la technique Monte Carlo sera implémentée en routine dans les TPS dans un futur assez proche.

II.3. Generalized Gaussian Pencil Beam (GGPB) [16, 17]:

Cet algorithme faisant l'objet de cette mémoire, ce deuxième chapitre lui est entièrement consacré.

Historique :

Le système de planification de traitement Eclipse propose deux algorithmes pour le calcul de la répartition de la dose d'électrons: l'électron Monte Carlo (EMC) et le Generalized Gaussian Pencil Beam (GGPB). En ces jours EMC est prise en charge

la tâche de calcul de dose, mais GGPB est encore fréquemment utilisé dans de nombreux centres à travers le monde.

Le calcul de point de dose GGPB c'est la somme des contributions des Pencil Beam individuels, qui sont décrits analytiquement par des fonctions de Gauss (en fonction de la position radiale et de la profondeur) (dérivée de la théorie de Fermi-Eyges par exemple Jette 1988).

- Dose calculée du faisceau d'électron, Hogstrom et Brahme, 1981, PMB; inhomogénéités considérée comme infinie de l'étendue latérale
- Les propriétés du Pencil Beam ont été améliorées par la modélisation du profil de dose radiale d'inclure un grand angle scatterer en additionnant quelques fonctions gaussiennes. (Lax 1983-1986).
- Plus tard (Hyodynmaa, 1991-1994) constituée 3D correction hétérogénéité, qui est utilisé dans la mise en œuvre Eclipse.

Dans certaines situations, Eclipse donne des résultats peu plausibles physiquement quand GGPB est utilisé. Spécialement, lorsque le calcul impliqué sur une surfaces rondes, la dose maximum peut apparaître sur la surface. Un autre problème signalé par le calcul Eclipse d'électrons GGPB est mauvaise (ou pas)?

Définition :

Géométrie de l'algorithme Generalized Gaussian Pencil Beam tridimensionnel

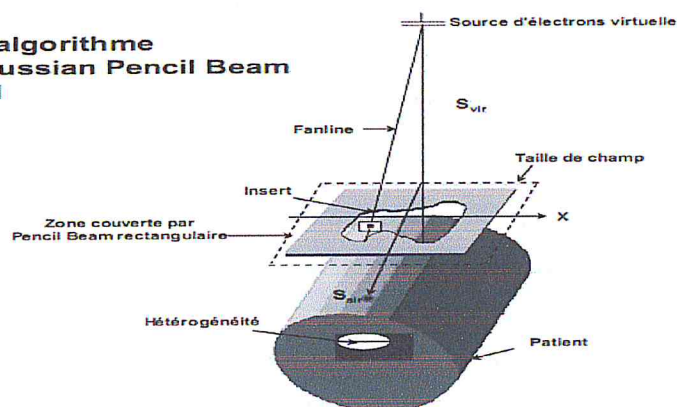


Fig. 26. La géométrie de l'algorithme GGPB tridimensionnel

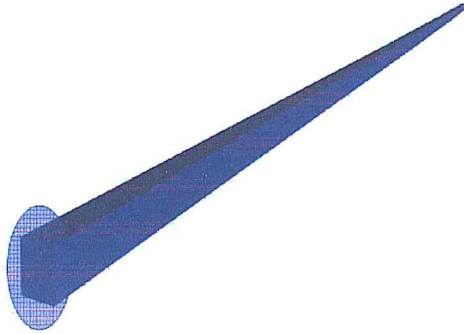


Fig. 27. Dispersion du pencil beam dans l'air.

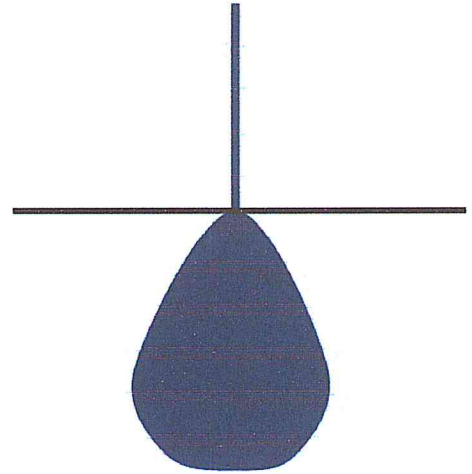


Fig. 28. Dispersion du pencil beam dans le patient

Modèle Pencil Beam :

La distribution de dose radiale $D(r,z)$ dans un pencil beam à la profondeur z est décrite par la somme de m gaussiennes pondérées :

$$D(r,z) = \sum_{k=1}^m B_k(z) \exp\left(-\frac{r^2}{b_k \bar{r}^2(z)}\right) \quad (23)$$

$D(r,z)$: Distribution radiale de dose dans un pencil beam pour les électrons de haute énergie.

r : Distance radiale à partir de l'axe du pencil beam.

B_k : Amplitude de la fonction gaussienne k .

b_k : Facteur de pondération de la largeur de la fonction gaussienne k .

\bar{r}^2 : Rayon moyen au carré du faisceau.

La dose en un point (x,y,z) (géométrie de l'algorithme 3D Generalized Gaussian Pencil Beam) dans un faisceau de la zone du champ incident A est donnée par :

$$D(x,y,z) = \frac{P(z) \sum_{k=1}^m B_k(z) \int_{field A} \int S_{air}(x,y,z) \exp\left(-\frac{(x-x')^2 + (y-y')^2}{b_k(z) \bar{r}^2(z) \rho(z)}\right) dx' dy'}{\pi \bar{r}^2(z) \rho(z) \sum_{k=1}^m B_k(z) b_k(z)}$$

(24)

$P(z)$: Correction de l'hétérogénéité.

S_{air} : Fluence dans l'air.

B_k : Amplitude de la fonction gaussienne k .

$\rho(z)$: Facteur de réduction empirique à prendre en compte pour le « range straggling ».

Données d'interaction physique/ Constantes Gaussiennes :

Les données suivantes sont enregistrées pour cinq types de tissus (air, poumons, tissus gras, musculaires et osseux) comme fonction de l'énergie des faisceaux d'électrons :

S_{tot}/r : pouvoir total d'arrêt massique ($\text{MeV} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$).

T/r : pouvoir de diffusion massique.

r_0 : parcours moyen (m).

r_0/R_p : parcours moyen/ parcours pratique.

$e=S_0/E_0$: pouvoir d'arrêt spécifique.

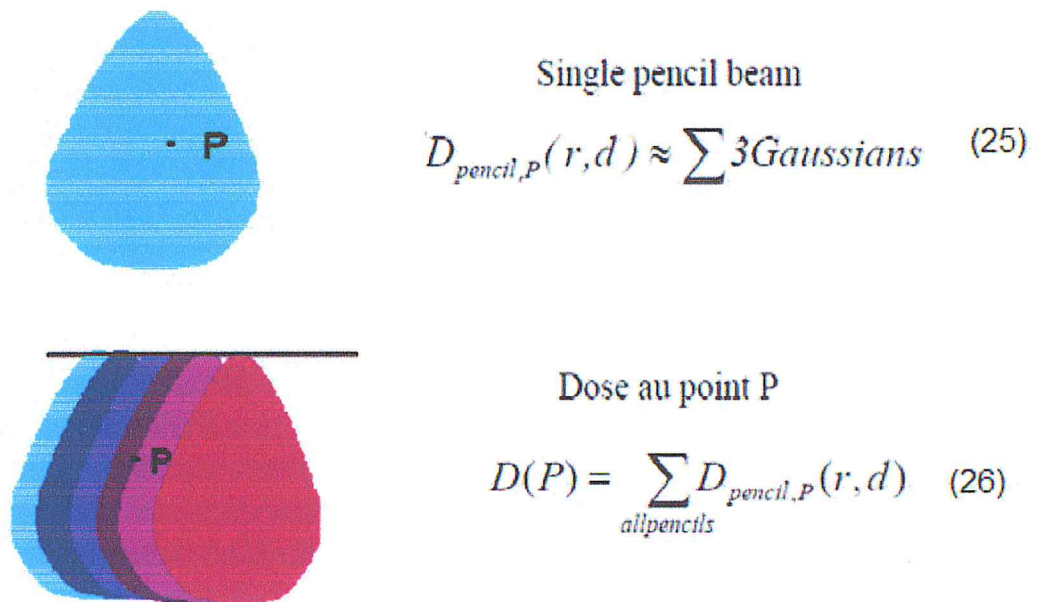


Fig. 29. Sommation des trois Gaussiennes.

Corrections d'hétérogénéités :

$$P_0(Z) = P_0(Z_{eff}) \left[\frac{S_{vir} + Z_{eff}}{S_{vir} + Z} \right]^2 \quad (27)$$

$P_0(z)$: Rendement en profondeur sur l'axe central d'un grand champ.

S_{vir} : Distance source virtuelle-applicateur.

Z_{eff} : Profondeur effective prenant en compte les hétérogénéités.

La profondeur effective (comparativement à l'eau) est calculée selon la formule suivante :

$$Z_{eff} = \sum_{i=1}^n (Z_i - Z_{i-1}) \frac{S_{tot,i}}{S_{tot,w}} \quad (28)$$

Où

$S_{tot,i}$: le pouvoir d'arrêt total dans la couche de i .

$S_{tot,w}$: le pouvoir d'arrêt total de l'eau.

$\rho(z)$: Facteur de réduction empirique à prendre en compte pour le « range straggling » (la diminution de la largeur de la gaussienne du pencil beam à la profondeur autour et au-delà de la portée totale).

Le facteur de réduction empirique est la suivante :

$$\rho(Z) = \exp(-S^{12(15-s)}) \quad (29)$$

où $s = 0,95(z/Rp)$.

Fluence dans l'air :

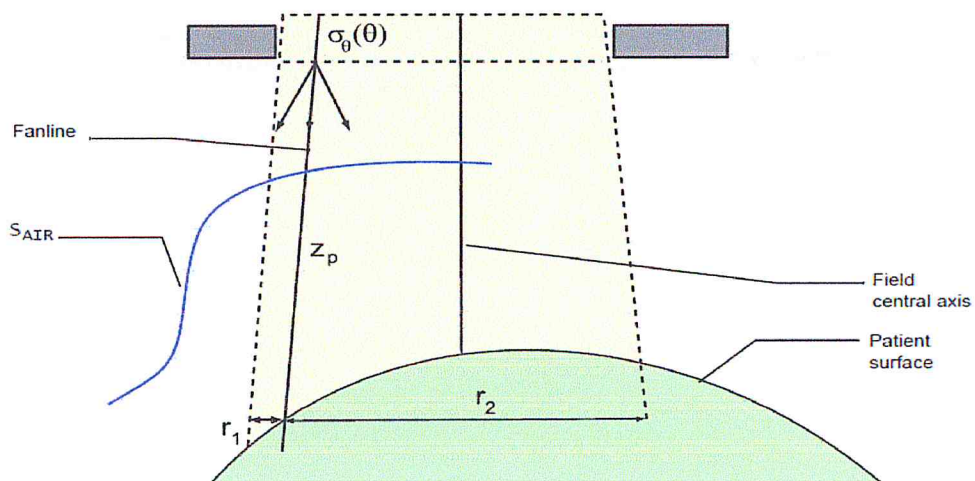


Fig. 30. Calcul de la fluence dans l'air.

La fluence relative dans l'air est supposée être uniforme sur toute la surface du champ, l'influence de la forme du champ dans la zone de pénombre est prise en compte.

La variance angulaire θ indiquée par σ_θ est dérivée de la moyenne de la variance au carré

$$\sigma_\theta(0) = \sqrt{\bar{\theta}_0^2/2} \quad (30)$$

La variation angulaire dans l'air à une distance z du plan de référence est calculée :

$$\sigma_\theta(Z) = \sqrt{\sigma_\theta^2(0)Z^2 + \frac{T_{air}}{6} Z^3} \quad (31)$$

Où T_{air} représente le « scattering power » dans l'air.

La fluence relative dans l'air à la distance z_p où le faisceau entre dans le patient est calculée :

$$S_{air}(x, y, z_p) = \frac{1}{2} \left[erf\left(\frac{r_1(x, y, z_p)}{\sigma_\theta(z_p)\sqrt{2}}\right) + erf\left(\frac{r_2(x, y, z_p)}{\sigma_\theta(z_p)\sqrt{2}}\right) \right] \quad (32)$$

r_1, r_2 : Distance équidirectionnel proche et plus proche du bord de champ à niveau de l'entrée de pencil beam dans le patient.

erf : fonction erreur.

La fluence relative est utilisée comme facteur de pondération pour le pencil beam. Elle est également utilisée pour la prise en compte de formes de champs irrégulières arbitraires et pour le changement de pénombre comme fonction de DSP modifiée.

Données initiales du faisceau (mesures) :

Paramètre	signification
$P_0(Z)$	Courbe de rendement en profondeur sur l'axe central (champ ouvert)
$P_b(Z)$	Courbe de rendement en profondeur sur l'axe central (champ complètement fermé par un cache) Non normalisée : pour prendre en compte la transmission du faisceau d'électrons sous cache.
S_{vir}	Distance source virtuelle-applicateur
DCS	Distance normale collimateur-surface du fantôme
$\bar{\theta}_0^2$	angle quadratique moyen de la diffusion au plan de référence
\bar{E}_0	énergie moyenne des électrons à la surface du fantôme
FOC	pour tous les applicateurs disponibles

TAB .1. Données initiales du faisceau.

Lors de la configuration, Éclipse calcule le rayonnement de freinage et la proportion « d'électrons purs » à partir des données brutes :

$$D_x(z) = D_{x,p}(z) + D_{x,c}(z) \quad (33)$$

Première partie : rayonnement de freinage généré par le fantôme (en % de D_{max} à une DSP de 100cm) :

$$D_{x,p,max} = \begin{cases} 0 & ; 0 \leq \bar{E}_0 \leq E_{x,0} \\ (\bar{E}_0 - E_{x,0})/E_x & ; \bar{E}_0 \geq E_{x,0} \end{cases} \quad (34)$$

$$D_{x,p}(z) = \begin{cases} \frac{z}{R_{max}} D_{x,p,max} & ; 0 \leq z \leq R_{max} \\ D_{x,p,max} e^{-\mu_p(z-R_{max})} & ; z \geq R_{max} \end{cases} \quad (35)$$

R_{max} : parcours maximum des électrons.

μ_p : coefficient d'atténuation pour la région descendante de la courbe de rendement en profondeur dans l'eau.

$E_{x,0}$: 4,5 MeV [18].

E_x : 940 MeV pour l'eau [18].

La fraction restante représente la contamination par rayonnement de freinage :

$$D_{x,c}(z) = D_c(e^{-\mu_p z} + V^{-\mu_e z}) \quad (36)$$

D_c : Facteur d'échelle.

m_e et v : Paramètres associés à la région de mise en équilibre électronique de la courbe de rendement en profondeur.

m_p et m_e : Fonctions de \bar{E}_0 .

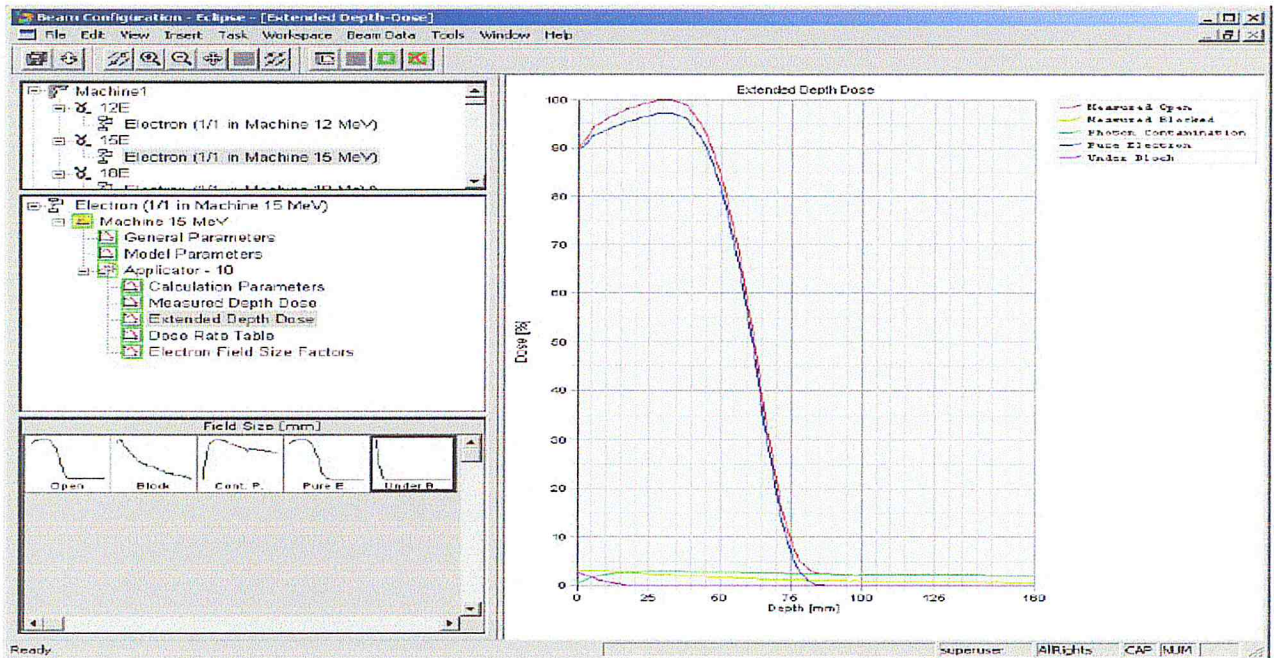


Fig. 31. Extended Depth Dose.

Chapitre III

IMPLEMENTATION DU GGPB DANS LE SYSTEME TPS ECLIPSE

III. Implémentation du GGPB dans le système TPS Éclipse :

III.1. Acquisition des données faisceaux d'électrons nécessaire pour L'Éclipse :

III.1.1. Matériel et moyens dosimétriques :

III.1.1.1. Accélérateur [4]:

Les accélérateurs modernes les plus répandus en radiothérapie sont des accélérateurs linéaires d'électrons de haute énergie qui permettent également la production des rayons X. Dans ce travail, toutes les mesures ont été réalisées sur un accélérateur linéaire de type Varian (*Clinac 2100C*). Cet accélérateur offre plusieurs gammes en électrons (4, 6, 9, 12 et 15 MeV) et deux gammes d'énergie en photons (6 et 18 MV).

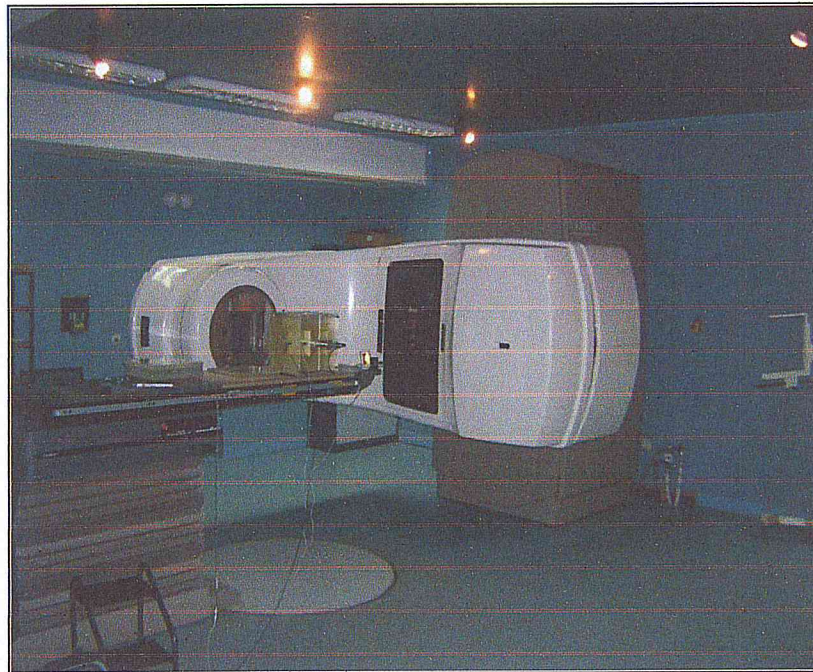


Fig. 32. L'accélérateur linéaire Varian 2100C.

A. Principe de fonctionnement :

L'accélérateur compose de :

- Une cible à rayons X.
- Un cône égalisateur et le diffuseur à électrons.
- Un collimateur primaire et secondaire ajustable.
- Un collimateur multi-lames.

- Des chambres d'ionisation monitrices.
- Des filtres en coin rétractables.

La figure ci-dessous, est une vue globale du dispositif d'un accélérateur Varian 2100C :

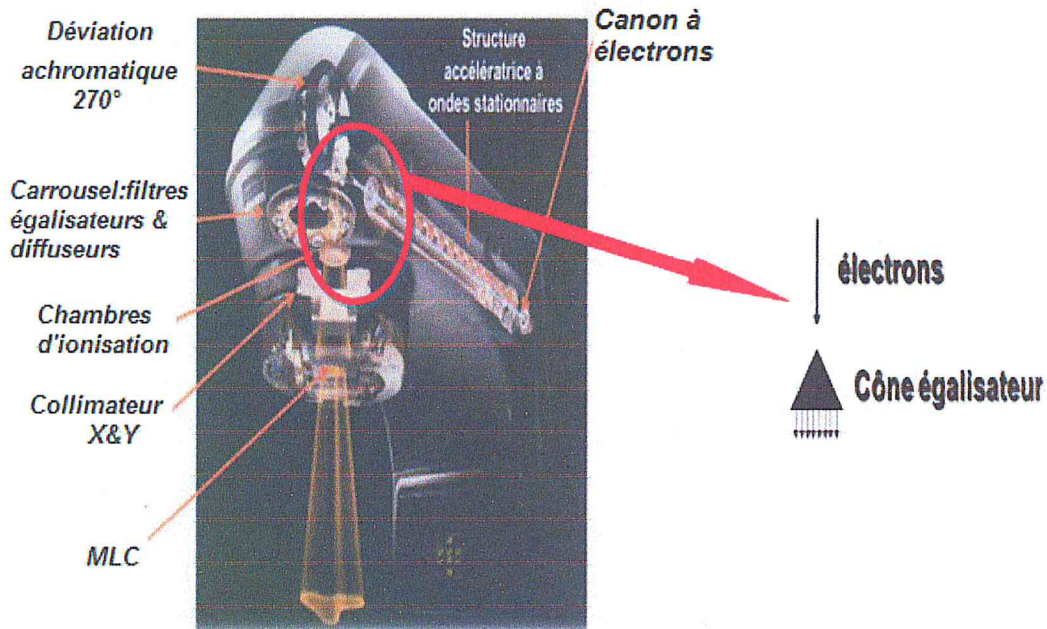


Fig.33. Les éléments de la production du faisceau

L'accélérateur linéaire est constitué des éléments suivants [31]:

- ✓ Le **modulateur** fournissant l'énergie électrique. Il génère des impulsions hautes tension à intervalles régulières (fréquence de 50 à 200 Hz). On a ainsi des pulses d'énergie de quelques microsecondes qui sont envoyés vers la source hyperfréquence, et vers un canon à électrons pour les injecter dans la section accélératrice.
- ✓ Le générateur d'onde électromagnétique **Klystron** ou **magnétron**. Ce sont deux technologies différentes de production d'onde mais le principe reste le même à savoir une conversion d'une impulsion haute tension en une impulsion haute fréquence (3 GHz). Le Klystron est un tube amplificateur qui convient aux accélérateurs d'énergie supérieur à 15 MV et nécessite un pilote. Il est un tube auto-oscillateur (pas besoin de pilote) haute fréquence.

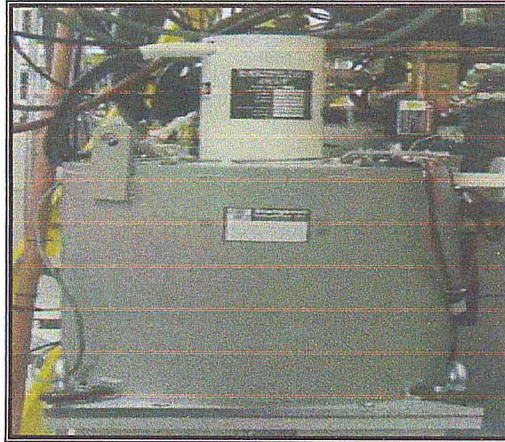


Fig.34. Klystron

- ✓ Le *canon à électrons*, sorte de tube à rayons X dont l'anode serait creuse. Ainsi les électrons accélérés sous une tension de quelques dizaines de KV sont focalisés par une électrode et passent à travers l'anode pour pénétrer dans la section accélératrice.
- ✓ Le *contrôle automatique de fréquence (CAF)* permet de maintenir la fréquence de résonance de la structure.
- ✓ Le *système de guide* d'onde transporte l'onde hyperfréquence depuis la source vers la section accélératrice.
- ✓ La *section accélératrice*, dans laquelle règne un vide poussé, est constituée d'un assemblage de cylindre creux à parois de cuivre, appelés cavités résonantes. Elle peut être comparée à un circuit RLC, ayant donc sa propre fréquence de résonance. Une cavité est généralement constituée de deux cellules, ses parois forment l'iris. Les différentes caractéristiques géométriques des cavités seront déterminantes à la fois pour conditions de propagation de l'onde hyperfréquence et pour l'efficacité de l'accélération.

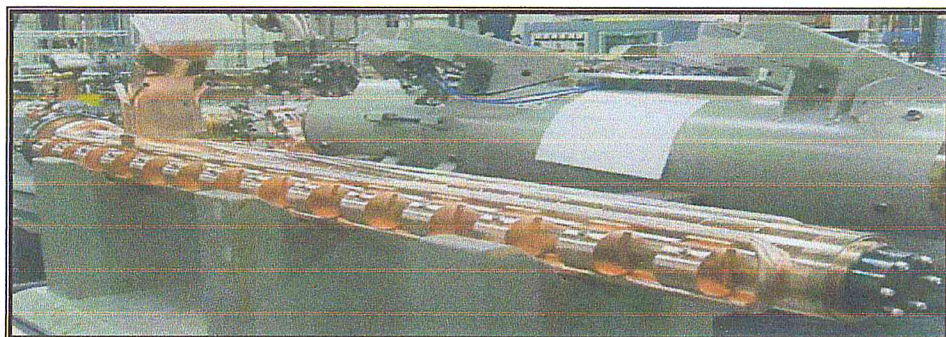


Fig.35. La section accélératrice

- ✓ L'*élément porte cible* dont la cible sera nécessaire pour l'obtention d'un faisceau de photon X. elle est généralement en tungstène et d'épaisseur différent en fonction de l'énergie pour limiter les pertes. Pour le traitement en électrons l'élément porte cible est contient des « pré diffuseurs » permettant la première étape de la mise en forme du faisceau d'électrons sur le patient ainsi qu'un dispositif lumineux de simulation de faisceau.
- ✓ La *bobine de déviation* est achromatique et permet la déviation du faisceau à 270° . Elle est constituée de 3 secteurs angulaires et d'une fente d'énergie limitant la variation d'énergie à $\pm 3\%$.

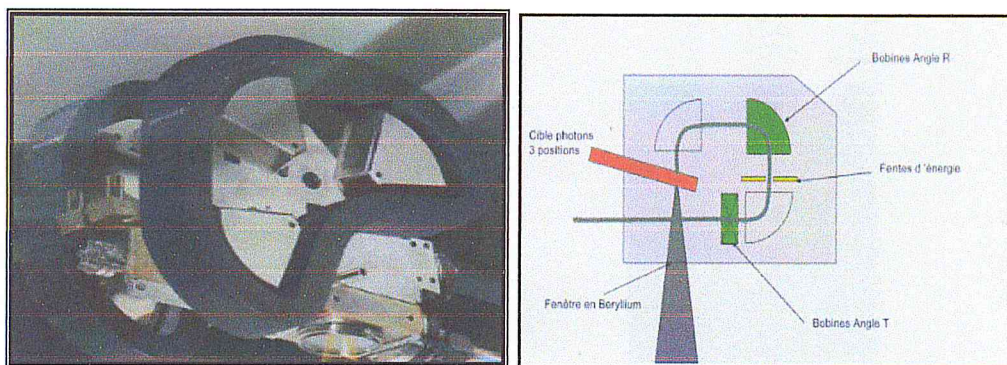


Fig.36. La bobine de déviation

- ✓ Le *carrousel rotatif*, a chaque énergie électron est associer à un diffuseur en béryllium et à chaque énergie photons un cône égalisateur. Les diffuseurs et les cônes sont situés sur le carrousel rotatif indexé .Lors de la sélection du mode, le cône approprié se place automatiquement sur le trajet du faisceau.

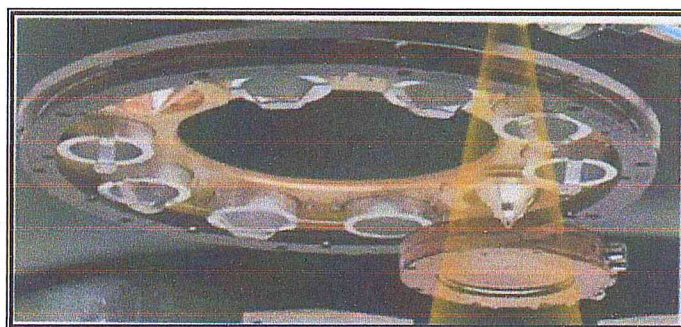


Fig.37.Le carrousel rotatif

- ✓ La *chambre d'ionisation* : Les accélérateurs Varian sont équipés de 2 chambres de dosimétrie indépendantes avec alimentation et contrôle séparés. Il s'agit de chambre d'ionisation à transmission, scellées, à parois rigides, situées

entre les cônes ou diffuseurs et à la mâchoire supérieure du pré-collimateur. Les 2 chambres sont superposées et à 4 secteurs décalés de 90° les uns par rapport aux autres. Leurs rôles est de vérifiées en temps réel le débit, l'homogénéité, et la symétrie des faisceaux et assurent l'asservissement du courant des bobines de positionnements et de déviation pour corriger tout écart de symétrie.

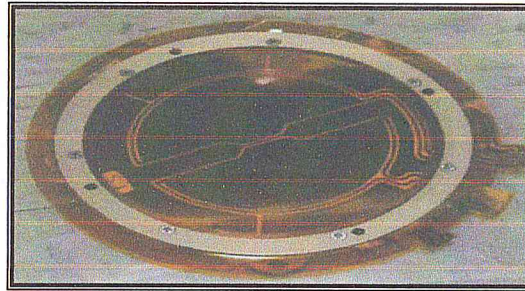


Fig.38. Chambre d'ionisation située dans la tête de l'accélérateur

B. Principe de production d'électron :

Les électrons produits dans un premier temps, à l'aide d'une cathode métallique chauffée, sont ensuite soumis à un champ électrique constant (pour les extraire), associé à un champ électrique alternatif (pour maintenir le faisceau groupé). Ils sont ensuite injectés dans un tube où règne un vide très poussé, et sont, finalement, accélérés sur une trajectoire linéaire de dimension finie par l'intermédiaire d'une onde électromagnétique haute fréquence et de forte puissance, fournie par un pilote et amplifiée par un résonateur- amplificateur : Klystron ou magnétron.

Le faisceau d'électrons, ainsi produit est soit délivré au patient, soit converti en photons X, par rayonnement de freinage sur une cible de tungstène (ou d'autre matériau) insérée sur la trajectoire du faisceau d'électrons.

III.1.1.2. Chambre d'ionisation :

En comparaison avec d'autres détecteurs, ce sont les détecteurs les plus utilisés. En dosimétrie clinique la chambre d'ionisation est la moyenne la plus commode pour la mesure de dose absorbée.

Le principe des chambres d'ionisation est de se placer dans les conditions où le nombre d'ions collectés est égal au nombre d'ions formés lors de l'irradiation, ce qui

permet de mesurer la quantité d'électricité transporté par ces électrons. Ce principe est basé sur la théorie de « BRAGG-GRAY ».

Il y a deux types de chambre d'ionisation : cylindrique et plate. Dans ce travail, on parle sur celle la dernière, particulièrement sur le type « Roos » [19].

Les chambres de la parallèle-plate sont recommandées pour:

- Dosimétrie le faisceau d'électrons avec énergies au-dessous de 10 MeV.
- mesurer la dose en profondeur de faisceau des photons et des électrons.
- mesurer la dose à la surface (D_{surface}) de faisceau des photons.
- mesurer la dose en profondeur dans la région de build-up de faisceau mégavoltage (MV) des photons.

Les différentes parties qui formé la chambre d'ionisation plate Fig. 39. :

- (1) électrode Polarisant.
- (2) électrode Mesurant.
- (3) Guard ring.
- (a) Hauteur (séparation de l'électrode) de la cavité de l'air.
- (d) Diamètre de l'électrode polarisant.
- (m) Diamètre de l'électrode collecter.
- (g) Largeur du « Guard ring».

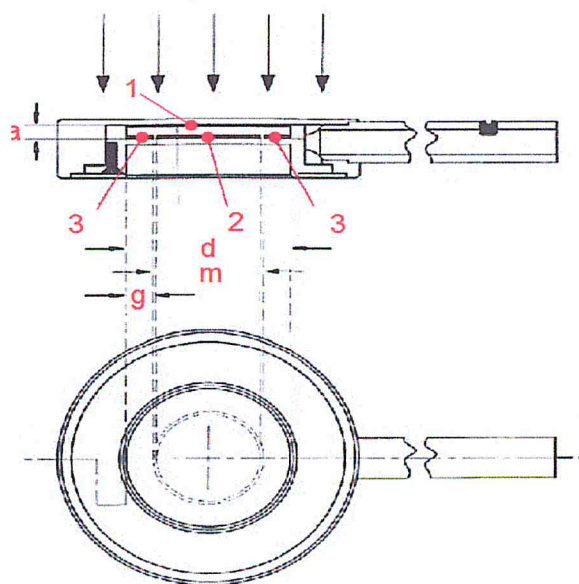


Fig. 39. Forme d'une chambre d'ionisation plate

Caractéristiques de la chambre plate « Roos » :

Diamètre (mm)	Hauteur (mm)	Largeur (mm)	Epaisseur du fenêtré antérieure
16	2	4	0,118

TAB .2. Caractéristiques de la chambre plate « Roos ».



Fig. 40. Chambre d'ionisation plate Type « Roos »



III.1.1.3. Fantôme :

Les mesures en radiothérapie sont faites dans des fantômes d'eau ou des fantômes solides en polystyrène, en plexiglas ou en graphite, dont la densité électronique et volumique est proche de ceux de l'eau et de tissu.

A. fantôme automatique « RFA200 » :

Le RFA200 comporte une unité de contrôle principale (MCU) et un sevro à deux dimensions (Sevro 2D) et une cuve d'eau, tout ce mécanisme est piloté par un logiciel Omnipro-Accept, les détecteurs qui peuvent être connecté au Sevro 2D sont uniquement les détecteurs à semi conducteurs et les chambres d'ionisations cylindriques et parallèles plates.

(i) L'unité de contrôle principale (MCU)

Les caractéristiques de l'MCU sont données dans le tableau suivant :

Dimensions (largeur*longueur*hauteur)	390mm*360mm*75 mm
Poids	8.8Kg
Matériau de construction	Aluminium et acier

TAB .3. Les caractéristiques de l'MCU

La figure suivante représente une vue du MCU :

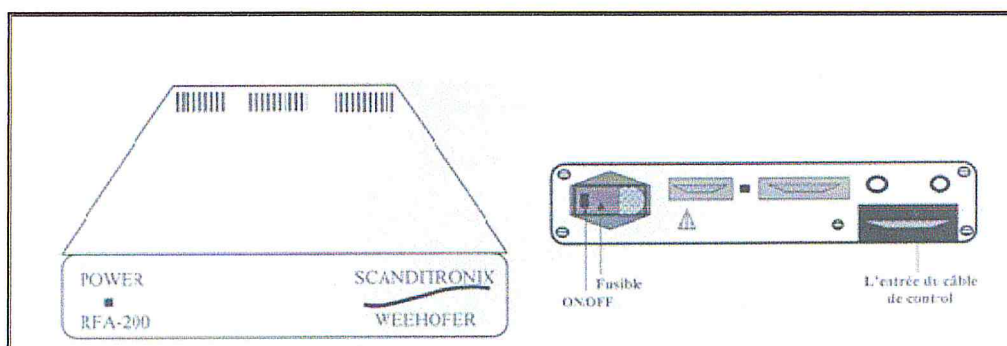


Fig.41.L'unité de contrôle principale MCU [24].

(ii) Le Sevro 2D

Il comprend un moteur pour assurer le déplacement à 2 Dimension selon (X et Z) et une cuve d'eau. Son poids est de 135Kg (lorsqu'il est rempli d'eau jusqu'à 20mm du bord de la cuve). Ce système comporte aussi un support pour ajuster sa position par rapport au faisceau. Un support est ajouté pour faciliter la fixation ou l'échange du détecteur de référence.

La figure suivante représente le moteur Servo 2D :

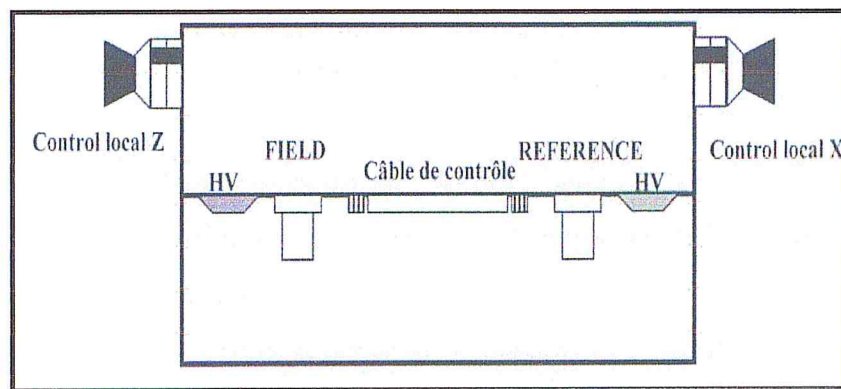


Fig.42. Vue de face de moteur Servo 2D [24].

La cuve d'eau possède les caractéristiques illustrées dans le tableau suivant :

Matériau de la cuve	Plastique acrylique (perspex) ,10mm/12mm
Zone balayée	X : 495mm, Z (eau) :300mm, Z (air) :350mm
Volume	112dm ³ , 638mm*400mm*440mm
Poids	23Kg (\leq 135Kgrempli d'eau)

TAB .4. Les caractéristiques de la cuve.



Fig.43.La cuve d'eau, le Servo 2D et le détecteur dans son support [24].

(iii) Le réservoir d'eau

Il assure par un système de pontage le remplissage en eau de la cuve en perspex. Le réservoir a une capacité de 220 litres d'eau.

B. Fantôme PTW 1D [7]:

C'est un fantôme d'eau 1D manuel pour mesurer les doses absolues et le PDD pour un faisceau d'électron et de photon, contrôlé par un logiciel et conforme au protocole IAEA TRS 381.

Les caractéristiques de ce fantôme :

- Les dimensions de réservoir sont 320*370 mm et une profondeur 254mm.
- Résolution mécanique 0,1mm.
- Matière du réservoir PMMA.
- Une capacité de 32 litres.
- Épaisseur murale de 1cm.
- Poids de 10,3Kg. (sans eau).



Fig. 44. Fantôme d'eau PTW 1D

III.1.1.4. L'électromètre

C'est un électromètre commercialisé par PTW de type T10002-20714



Fig.45.Électromètre Unidos.

III.1.1.5. Thermomètre

Sert à mesurer des températures dont la grandeur est comprise entre -50° à $+150^{\circ} \pm 0.20^{\circ}\text{C}$, il contient une sonde en acier inoxydable, de longueur 10cm avec un câble de 1mm .



Fig.46. Thermomètre.

III.1.1.6. Le baromètre

Le baromètre est un instrument de mesure de la pression atmosphérique de type LAM BRECHT.



Fig.47. Le baromètre.

III.1.1.7. Les détecteurs à semi-conducteur :

➤ Détecteur de référence

Utilisé pour obtenir un signal de référence stable, que ce soit pour les photons ou pour les électrons, en identifiant les interactions dans le faisceau, l'inexactitude des mesures relatives aux variations de l'output de l'accélérateur est réduite.

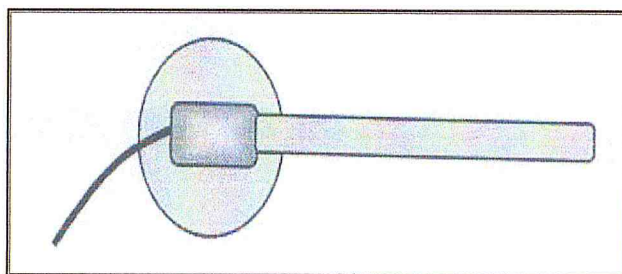


Fig.48.Détecteur de référence RFD.

III.1.1.8. Le logiciel de pilotage « OmniPro-Accept , version 6.0A»

C'est un logiciel de pilotage de matériel servant à mesurer des distributions de doses des différents rayonnements.

OmniPro-Accept est une application Windows et on a donc besoin de l'environnement d'exploitation « Microsoft Windows » pour l'exécuter.

(1) Modes de mesure

La configuration standard permet le mode rapport de dose utilisé lorsque la distribution de dose est constante pendant l'irradiation. Il existe, en option les modes pour la mesure de doses intégrées, mode temps réel, mode de dosimétrie absolu et le mode faisceau balayé.

(2) Chaines de mesure

Dans l'OmniPro-Accept, les mesures sont appelés *chaines*; ce qui est à la base une liste de définition de Scan, elles sont utilisées spécialement dans les mesures pour le TPS. Une chaîne de mesure peut contenir des scans pour différents faisceaux (c'est-à-dire différentes énergies, différentes tailles de champs...etc).

(3) Les mesures des profils de dose et PDD

Les mesures de profils et PDD sont définis dans la fenêtre de « Définie Water profils Scan ». Au début, il faut définir la configuration de l'accélérateur (énergie, applicateur, filtre en coin, taille de champs et SSD). Ensuite, il faut sélectionner le type de balayage (PDD, profils ou multi-profils).

III.1.2. Caractérisation de la qualité des faisceaux [20]:

III.1.2.1. Choix de l'indice de qualité des faisceaux :

Pour les faisceaux d'électrons, l'indice de qualité et la profondeur de demi-atténuation dans l'eau, R_{50} . Il s'agit de la profondeur dans l'eau (en g/cm²) pour laquelle la dose absorbée vaut 50% de sa valeur maximale, mesurée à une DSP de 100 cm et une grandeur de champ d'au moins 15 X 15 cm² à la surface du fantôme pour toutes les énergies.

III.1.2.2. Mesure de la qualité des faisceaux :

Le détecteur de choix pour la mesure de R_{50} et pour toutes les qualités de faisceaux, la chambre d'ionisation plane parallèle. On utilisera un fantôme d'eau. En faisceau vertical, la direction de balayage sera en direction de la surface, ceci pour réduire l'effet dû à la formation d'un ménisque.

Des corrections liées à la recombinaison ionique doivent être appliquées à chaque profondeur de mesure. Ces corrections peuvent être déduites d'un set limité de mesures représentative, par exemple près de la surface, au maximum de l'ionisation et aux profondeurs correspondant à 90% et 50% du maximum d'ionisation.

Lorsque l'on utilise une chambre d'ionisation, la quantité mesurée est la profondeur de demi-atténuation en terme de courant d'ionisation $R_{50,ion}$. La profondeur de demi-atténuation en termes de dose absorbée, R_{50} , est obtenir à l'aide de la formule suivant :

$$R_{50} = 1.029 R_{50,ion} - 0.06 \quad (37)$$

On peut utiliser d'autres détecteurs (diodes, diamants) que la chambre d'ionisation pour déterminer R_{50} . Dans ce cas, l'utilisateur vérifiera que le détecteur est adéquat

pour la mesure de la dose en profondeur, en le comparant à une chambre d'ionisation pour une série représentative de qualité des faisceaux.

III.1.3. Détermination de la dose absorbée dans l'eau :

Afin d'obtenir des résultats fiables, il est recommandé d'effectuer un contrôle de stabilité avant et après chaque mesure contrôle effectué à l'aide de la source radioactive de contrôle, le Thermomètre et le Baromètre.

III.1.3.1. Conditions de référence :

Les conditions de référence sont celles pour lesquelles le facteur de calibration d'un dosimètre $N_{W,Q}$ permettant d'obtenir la dose absorbée dans l'eau $D_{W,Q}$ est spécifié.

La profondeur de référence Z_{ref} est donnée par :

$$Z_{ref} = 0.6 R_{50} - 0.1 \quad (38)$$

Cette profondeur est proche de la profondeur du maximum de la dose absorbée Z_{max} pour des qualités de faisceaux $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ ($E_0 < 10 \text{ MeV}$). Aux qualités de faisceaux plus élevées, elle est supérieure à Z_{max} . Pour un accélérateur donné, chaque faisceau de référence aura une profondeur de référence particulière. Cependant, il a été montré que la nouvelle profondeur permet de réduire significativement les variations des facteurs de calibration d'une machine à l'autre, le gain en précision justifie son application, particulièrement dans le cas des chambres de type plane parallèle.

III.1.3.2. Dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence :

La dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence est pour une qualité du faisceau Q et en l'absence de la chambre est donnée par :

$$D_{W,Q} = N_{W,Q} M_Q \quad (39)$$

$$M_Q = M \cdot K_{TP} \cdot K_S \cdot K_{pol} \quad (40)$$

Avec :

$D_{W,Q}$: Dose absorbée dans l'eau pour le rayonnement de qualité Q à la position du point de référence de la chambre quand la chambre, et le cas échéant son fourreau.

K_{TP} : Correction liée à la densité de l'air.

K_S : Correction liée à la recombinaison ionique.

K_{pol} : Correction liée à la polarisation.

$N_{W,Q}$: Facteur de calibration pour la qualité de rayonnement permettant de convertir la lecture de l'instrument en dose absorbée dans l'eau.

M_Q : Lecture corrigée de l'instrument.

M : Lecture non corrigée de l'instrument.

➤ Correction liée à la densité de l'air (K_{TP}) :

Pour effectuer des mesures précises, il est nécessaire de corriger toute différence entre la densité de l'air dans la chambre au moment de la mesure et celle pour laquelle le facteur de calibration s'applique. Le facteur K_{TP} tient compte de l'influence de la température de l'air et de sa pression sur la densité de l'air dans le volume ouvert de la cavité :

$$K_{TP} = \frac{(273.15 + T)}{293.15} \times \frac{1013.5}{P} \quad (41)$$

T est la température (en degré Celsius).

P la pression ambiante de l'air en mbar.

➤ Correction liée à la recombinaison ionique (K_S) :

L'efficacité incomplète de collection des charges dans le volume de la cavité, due à la recombinaison ionique, implique l'utilisation d'un facteur de correction K_S . Cette correction dépend de la géométrie de la chambre d'ionisation, de la tension appliquée à la chambre et de la dose par impulsion de l'accélérateur. Dans le cas d'un rayonnement pulsé, en particulier pour des faisceaux à balayage, le facteur de correction liée à la recombinaison peut être relativement important et ainsi une correction pour la recombinaison ionique doit être appliquée.

Des indications détaillées sur la saturation d'une chambre d'ionisation peuvent être trouvées dans son manuel d'utilisation.

$$k_S = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2$$

$$k_{rec} = \frac{4}{3} - \frac{Q_{50\%}}{3 \times Q_{100\%}} \quad (42)$$

a_0, a_1, a_2 : Facteurs données.

$Q_{100\%}$: c'est la charge pour un voltage V.

$Q_{50\%}$: c'est la charge pour un $\frac{1}{2}$ V.

➤ Correction liée à la polarité (K_{pol}) : facteurs données

Il est recommandé d'utiliser le dosimètre avec la même tension de polarisation que celle utilisée lors de la vérification. Dans ce cas, aucune correction liée à la polarisation n'est appliquée dans l'utilisation clinique, car celle-ci est alors implicitement incluse dans le facteur de calibration.

$$k_{pol} = \frac{|Q^+| + |Q^-|}{2|Q|} \quad (43)$$

III.1.4. Détermination de la position de la source virtuelle:

En pratique, la description de la géométrie du faisceau d'électrons issu de l'accélérateur est complexe et pour se ramener à des conditions géométriques simples, il est commode de considérer que le faisceau d'électrons est issu d'une source ponctuelle qui serait placée dans le vide de telle façon qu'elle produirait la même fluence d'électrons à la surface du patient ou du fantôme que le faisceau réel. Cette source virtuelle étant ponctuelle, il devient possible de calculer la valeur du débit de dose pour différentes distances en utilisant les formules de correction basées sur la loi de l'inverse carré des distances. Cette source est appelé « source virtuelle ponctuelle ».

A titre d'exemple, On a fait une détermination expérimentale de la position de la source virtuelle S_{vir} pour l'accélérateur linéaire Varian 2100C d'énergie 12 MeV (CAC Blida-2010) :

g (cm) (appl – eau)	Hauteur du table (cm)	Q (pC)	T (°C)	P(mbar)	K _{T,P}	Q * K _{T,P}	D	√D
0	29	11,29	20,7	997,63	1,01807946	11,4941171	1	1
1	30	11,07	20,7	997,63	1,01807946	11,2701396	1,01987353	1,00988788
2	31	10,8	20,7	997,63	1,01807946	10,9952581	1,04537037	1,02243355
3	32	10,56	20,7	997,63	1,01807946	10,7509191	1,06912879	1,03398684
4	33	10,33	20,7	997,63	1,01807946	10,5167608	1,0929332	1,04543446
5	34	10,11	20,7	997,63	1,01807946	10,2927833	1,11671612	1,0567479
6	35	9,881	20,7	997,63	1,01807946	10,0596431	1,1425969	1,06892324
7	36	9,67	20,7	997,63	1,01807946	9,84482836	1,16752844	1,0805223
8	37	9,463	20,7	997,63	1,01807946	9,63408591	1,19306774	1,0922764
9	38	9,255	20,7	997,55	1,0181611	9,42232539	1,21988115	1,1044823
10	39	9,07	20,7	997,55	1,0181611	9,23472122	1,24466314	1,11564472
11	40	8,874	20,7	997,55	1,0181611	9,03516164	1,27215401	1,12789805
12	41	8,7	20,7	997,55	1,0181611	8,85800161	1,29759709	1,13912119
13	42	8,529	20,7	997,55	1,0181611	8,68389606	1,32361293	1,15048378
14	43	8,356	20,7	997,55	1,0181611	8,50775419	1,35101659	1,16233239
15	44	8,2	20,7	997,55	1,0181611	8,34892106	1,37671886	1,17333664

TAB .5. Résultats obtenu pour calculer la position de la source virtuelle.

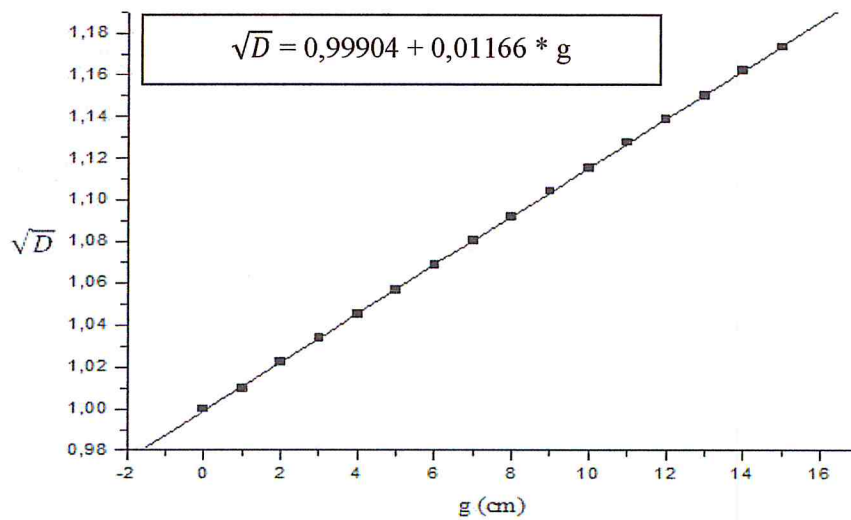


Fig.49. \sqrt{D} en fonction de la distance g (cm) : applicateur-eau.

Par l'équation : $\sqrt{D} = 0,99904 + 0,01166 * g$; $Z_{max} = 2,7 \text{ cm}$

$$SS_{\text{vir}} = \frac{1}{0,01166} - Z_{\text{max}} \quad (44)$$

$$\rightarrow SSD_{\text{vir}} = \frac{1}{0,01166} - 2,7 \approx 83 \text{ cm}$$

III.1.5. Le rendement en profondeur :

Les mesures ont été réalisées dans un fantôme d'eau automatique RFA 200, on utilise deux diodes au Si type d'électron PFD et diode de référence RFD. La distance entre la source-surface-fantôme fixe (DSP=100cm) .ils sont réalisées pour des différents applicateurs : $6*6, 10*10, 15*15, 20*20, 25*25$ en cm^2 , et pour des différentes énergies 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV et 15 recommandé par l'algorithme *Pencil Beam*.

• Procédure

La procédure de mesure est explicitée selon le montage de la figure suivante :

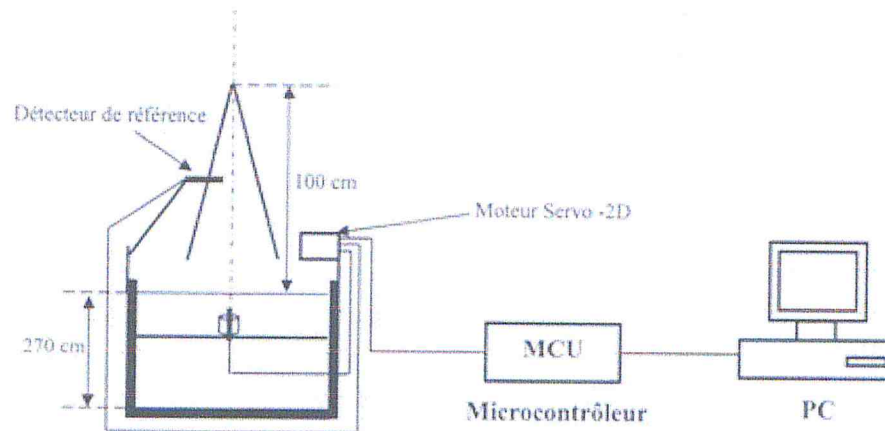


Fig.50.Schéma du setup des mesures du PDD et profils

Il faut assurer que le point effectif de mesure de la diode est placé à la surface d'eau ($1mm$ au dessus de la fenêtre).

Après la mise en place du matériel, on passe à la configuration du logiciel *Omni-Pro-Accept* :

1. on définit les équipements utilisé.
2. on définit le mode de mesure (exploration en profondeur «PDD»).
3. on règle correctement les appareils (définir l'origine, régler le gain et normaliser les valeurs mesurés, modifier les pas du détecteur, sa vitesse, le nombre de mesure en un point, la profondeur maximale de mesure...etc.) pour arriver a une meilleur valeur de PDD.

A titre d'exemple, on a mesuré le rendement en profondeur des électrons d'un accélérateur de 12 MeV (CAC Blida-2010) pour un champ : 20 x 20 cm², les résultats trouvés sont exprimé dans le tableau suivant :

Profondeur (cm)	Q (pC)	T (°C)	P(mbar)	K _{T,P}	Q * K _{T,P}	PDD (%)	S _{w,air} (R _{50,z})
0	9,423	21,6	997,82	1,02099946	9,6208779	90,8305509	0,83475089
0,4	9,532	21,6	997,82	1,02099946	9,73216684	91,881228	0,8456955
0,8	9,947	21,6	997,82	1,02099946	10,1558816	95,8815122	0,85821823
1	10,1	21,6	997,82	1,02099946	10,3120945	97,3563158	0,86518205
1,4	10,12	21,6	997,82	1,02099946	10,3325145	97,5491006	0,88079852
1,8	10,23	21,6	997,82	1,02099946	10,4448245	98,6094169	0,89916184
2	10,28	21,6	997,82	1,02099946	10,4958744	99,0913789	0,90961047
2,2	10,32	21,6	997,82	1,02099946	10,5367144	99,4769485	0,92106664
2,4	10,35	21,6	997,82	1,02099946	10,5673444	99,7661256	0,93368347
2,5	10,37	21,6	997,41	1,02141916	10,5921166	100	0,94048369
2,6	10,37	21,6	997,41	1,02141916	10,5921166	100	0,94764676
2,7	10,37	21,6	997,41	1,02141916	10,5921166	100	0,95520253
2,8	10,36	21,6	997,41	1,02141916	10,5819024	99,903568	0,96318419
2,9	10,35	21,6	997,41	1,02141916	10,5716883	99,807136	0,9716288
3	10,32	21,6	997,41	1,02141916	10,5410457	99,5178399	0,98057785
3,5	9,918	21,6	997,41	1,02141916	10,1304352	95,6412733	1,0347492
4	8,949	21,6	997,41	1,02141916	9,14068002	86,2970109	1,11199022
4,5	7,296	21,6	997,41	1,02141916	7,45227416	70,3567985	1,23102459
5	5,113	21,6	997,41	1,02141916	5,22251614	49,3056895	1,43835263
5,5	2,797	21,6	997,41	1,02141916	2,85690938	26,9720347	1,89012388
6	1,131	21,6	997,41	1,02141916	1,15522506	10,9064609	3,63947508
6,5	0,3075	21,6	997,41	1,02141916	0,31408639	2,96528447	-6,13252993
7	0,214	21,6	997,41	1,02141916	0,2185837	2,06364513	-0,91301547
7,5	0,1985	21,6	997,41	1,02141916	0,2027517	1,91417551	-0,2249765

TAB .6. Résultats trouvés lors de calcul de rendement des électrons de 12 MeV.

Où : facteur de calibration $N_{W,Q} = 0,09843 \text{ Gy/nC}$.

- Les grandeurs caractéristiques :

$R_{100} = 2,6 \text{ cm}$;

$R_{85} = 4 \text{ cm}$;

$R_p = 6,2 \text{ cm}$;

$D_S = 91 \%$;

$D_x = 1,8 \%$;

- La qualité de faisceau :

$$R_{50} = 1,029 * R_{50, \text{ion}} - 0,06 \quad (45)$$

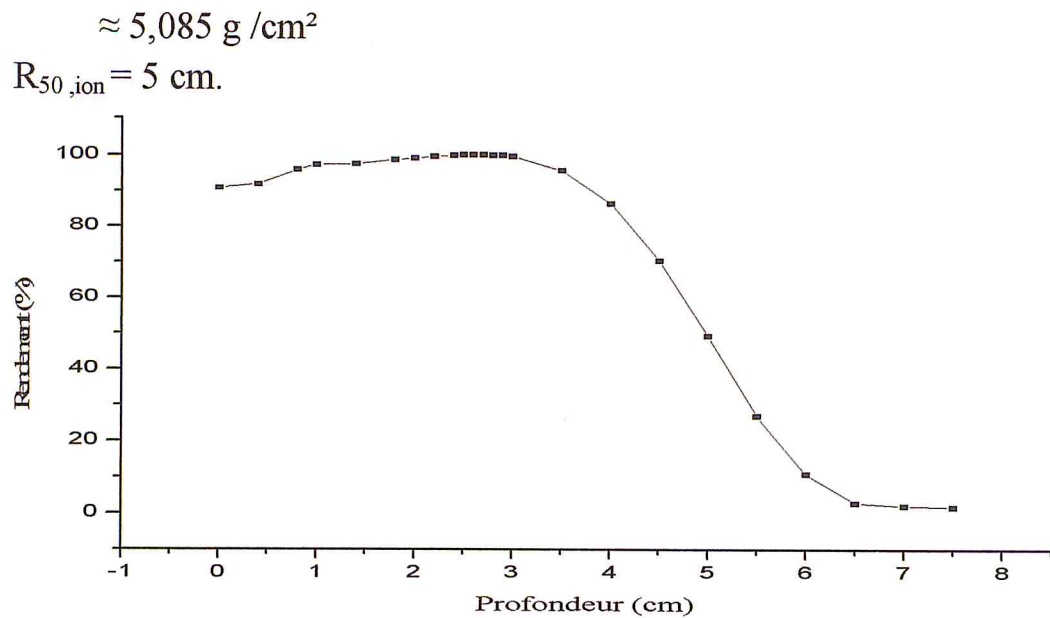


Fig.51. Courbe de rendement d'un faisceau d'électrons de 12 MeV.

III.1.6.Profils de dose en transverse :

Les mesures ont été réalisées dans un fantôme d'eau automatique RFA 200, la distance entre la source-surface-fantôme fixe (DSP=100cm) .ils sont réalisées pour des différentes applicateurs : $6*6, 10*10, 15*15, 20*20, 25*25 \text{ en cm}^2$, et pour des différentes énergies 4 MeV, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV et 15 recommandé par l'algorithme GGPB.

- **Procédure**

La procédure est la même comme le PDD sauf que lors de la configuration du logiciel *Omni-Pro-Accept* c'est le mode de mesure profil qui est choisi. Le détecteur est positionné à une certaine profondeur et se déplace sur un axe perpendiculaire à l'axe central lors de la génération de la chaîne de mesure, il faut principalement définir la profondeur de mesure et la position des deux points délimitant la zone de balayage sur l'axe perpendiculaire à l'axe de central.

III.2. Tableau comparatif concernant des données dosimétriques nécessaires entre Pencil Beam et GGPB :

	GGPB [24]	Pencil Beam [25]
Données de l'Axe central	<ul style="list-style-type: none"> - $P_0(Z)$: Courbes de rendement en profondeur du champ ouvert 15x15, - $P_b(Z)$: Courbes de rendement en profondeur du champ 15x15 complètement fermé par un cache, - S_{vir} : distance source virtuelle-applicateur, - DCS : distance normale collimateur-surface du fantôme, - $\overline{\theta_0^2}$: angle quadratique moyen de la diffusion au plan de référence, - $\overline{E_0}$: énergie moyenne des électrons à la surface du fantôme. <p>FOC : pour tous les applicateurs disponibles.</p>	<ul style="list-style-type: none"> - $P(Z)$: Courbes de rendement en profondeur au Minimum de 7 dimensions de Champ (6 dimensions mesurés + extrapolé la dimension zéro), - DSS : Distance Source-Surface, - Profondeur de normalisation, - S_{vir} : distance source virtuelle-applicateur, - Facteurs de la diffusion, pour les mêmes dimensions de champ. - FOC : pour tous les applicateurs disponibles.
Données du Profil (Hors de l'axe central)	/	<ul style="list-style-type: none"> - Profils, au minimum un profil de grande dimension de champ, - Profils, au minimum de 4 profondeurs pour chaque dimension de champ (Recommandez 4 ou 5 dimensions de champ, par exemple : 25x25, 20x20, 15x15, 10x10, 5x5). - Entrez des profils à 4 ou 5 profondeurs: D_{max}, 80%, 60%, 40%, et facultativement entre surface et D_{max}.

TAB .7. Comparaison des données dosimétriques nécessaires entre Pencil Beam et GGPB.

On constate A partir de ce tableau que l'algorithme GGPB nécessite l'entrée minimale des données expérimentales comparativement à l'algorithme Pencil Beam.

III.3. Configuration du faisceau d'électrons Algorithme GGPB [23] :

Cette procédure décrit la configuration d'un applicateur avec une énergie sélectionnée pour l'algorithme GGPB. Les étapes de cette procédure doivent être répétées pour chaque applicateur (voir l'annexe 2).

III.4. Résultats et discussions :

III.4.1. Détermination de la qualité de faisceau $D_{w,Q}$:

A partir du calcul qui effectué par le Worksheet pour un faisceau d'électron d'énergie 12 MeV, un chambre d'ionisation type Roos, un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $T_0 = 20^\circ\text{C}$, $P_0 = 101,3 \text{ kPa}$ et un $Z_{\text{ref}} = 2,9 \text{ g/cm}^2$; on obtient ces résultats :

$$N_{D,w,Q} = 0,08664 \text{ Gy/nC}$$

$$k_{\text{TP}} = 1,0198$$

$$k_{\text{Pol}} = 0,9988$$

$$k_{\text{rec}} = 1,0105$$

$$M_1 = 0,1229 \text{ nC/UM} : \text{lecture avec } V = 100 \text{ V.}$$

$$M_Q = M_1 * h_{\text{pl}} * k_{\text{TP}} * k_{\text{rec}} * k_{\text{elec}} * k_{\text{pol}} = 1,265 \times 10^{-1} \text{ nC/UM}$$

$$K_{\text{QQ0}} = 0,912$$

$$D_{wQ}(Z_{\text{ref}}) = M_Q * N_{DwQ0} * k_{\text{QQ0}} = 9,995 \times 10^{-3} \text{ Gy/UM}$$

$$Z_{\text{max}} = 2,80 \text{ g/cm}^2$$

$$D_{wQ}(Z_{\text{max}}) = 100 * D_{wQ}(Z_{\text{ref}}) / \text{PDD}(Z_{\text{ref}}) = 1,0015 \times 10^{-2} \text{ Gy/UM}$$

III.4.2. Acquisition du PDD :

Les mesures de PDD pour les différents applicateurs et énergies sont données dans le tableau 8, 9, 10, 11, 12 et 13 en annexe 1.

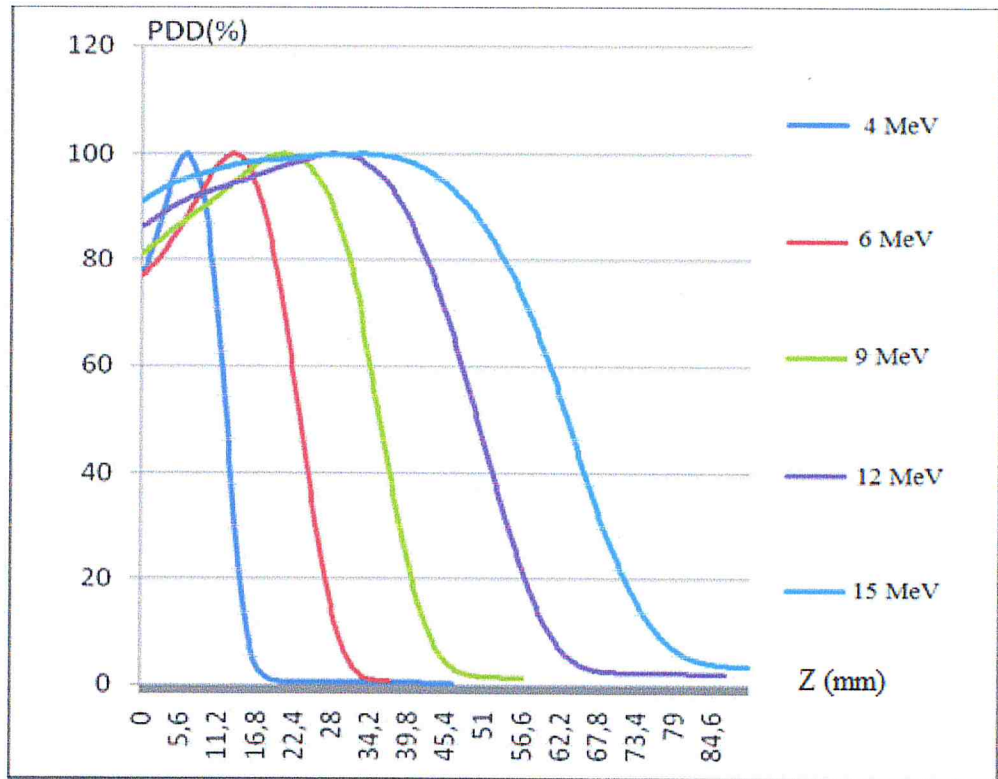


Fig.52. Variation du PDD pour un applicateur de 10*10 en fonction de Z et l'énergie

On remarque qu'avec l'augmentation du champ on a un meilleur PDD.

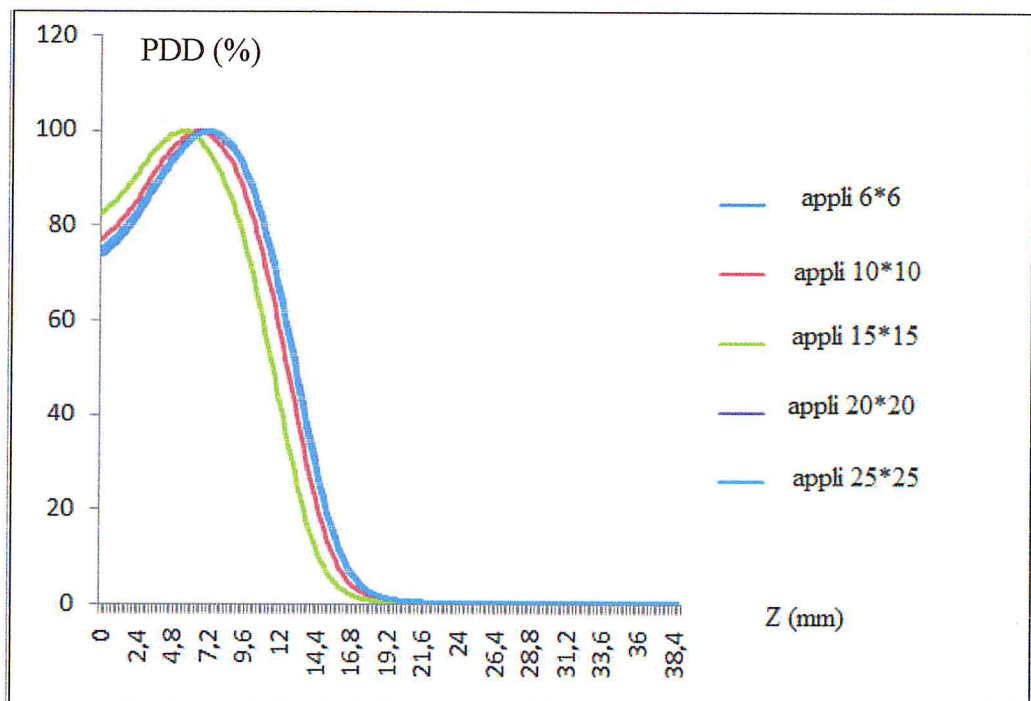


Fig.53. Variation du PDD pour E=4MeV et des différents applicateurs.

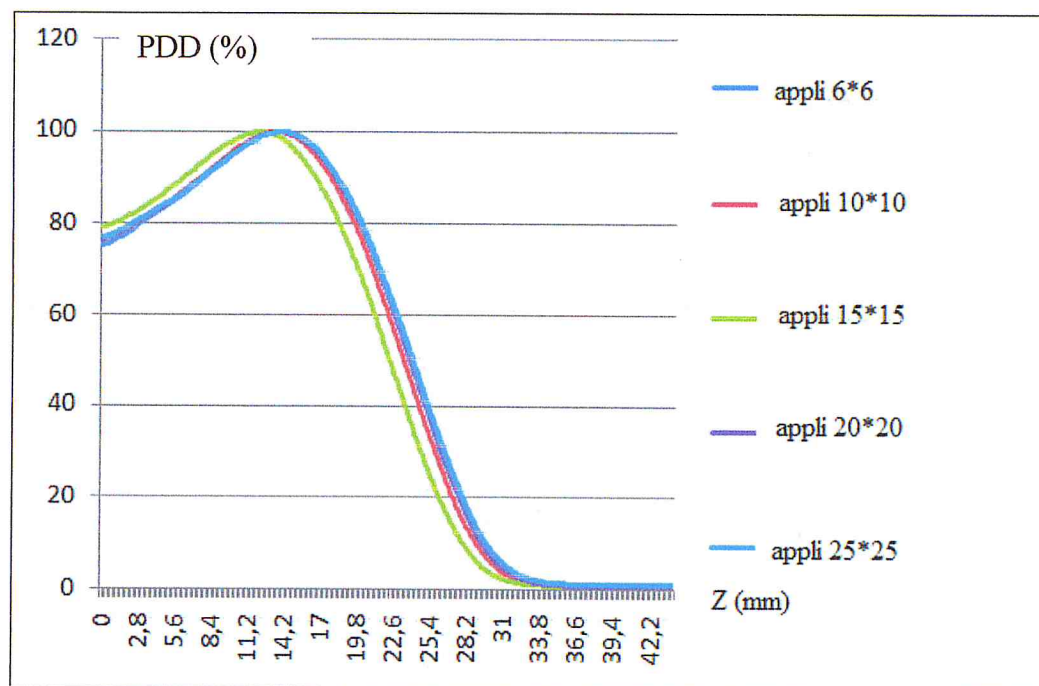


Fig.54. Variation du PDD pour E=6MeV et des différentes applicateurs.

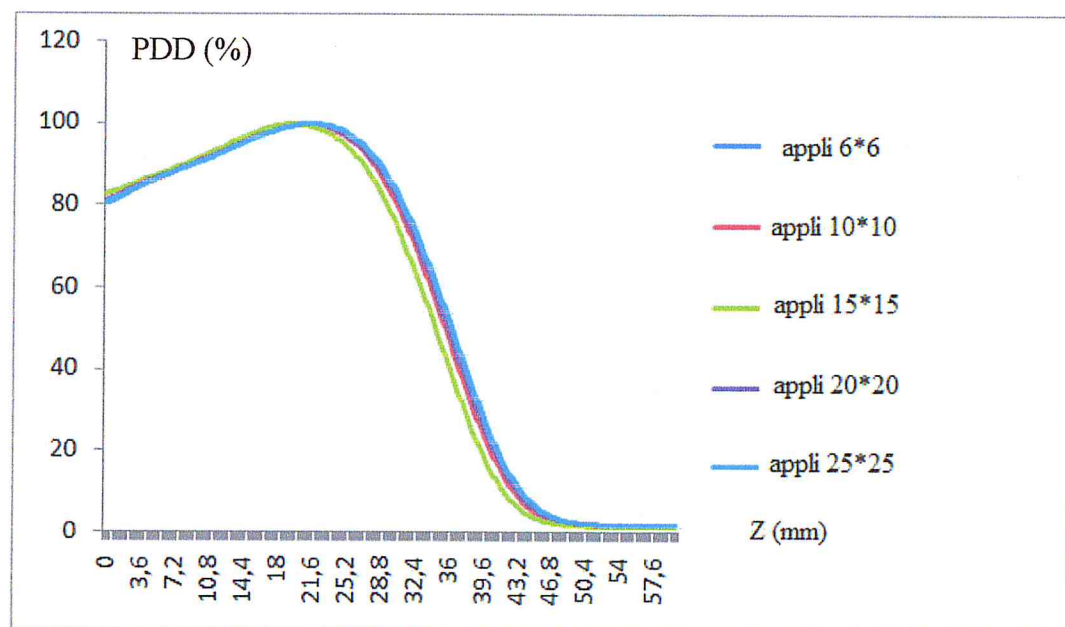


Fig.55. Variation du PDD pour E=9MeV et des différentes applicateurs.

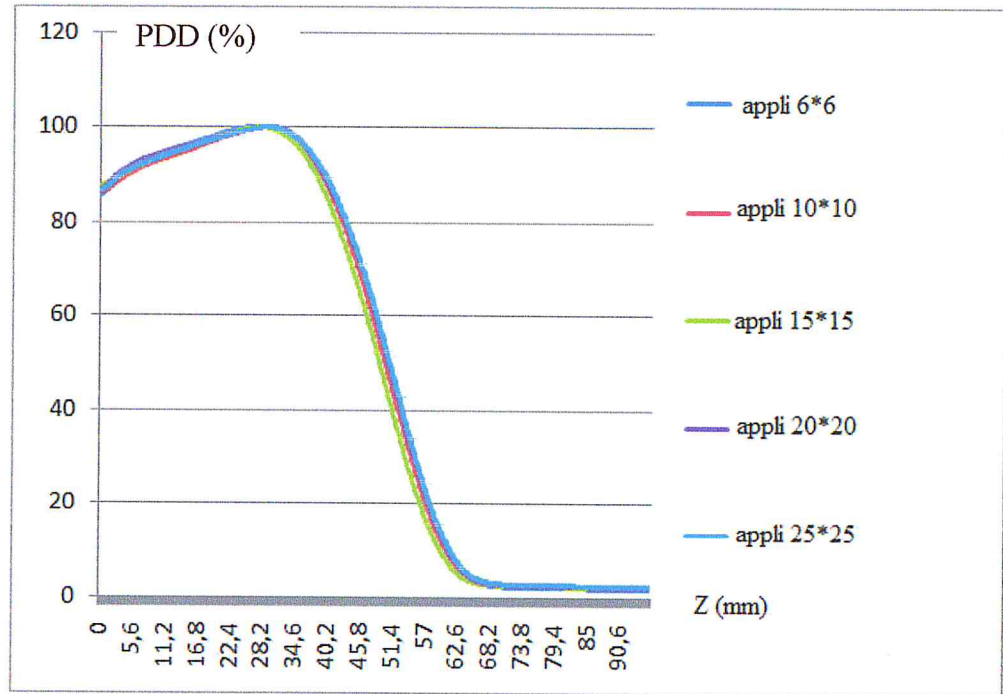


Fig.56. Variation du PDD pour E=12MeV et des différents applicateurs.

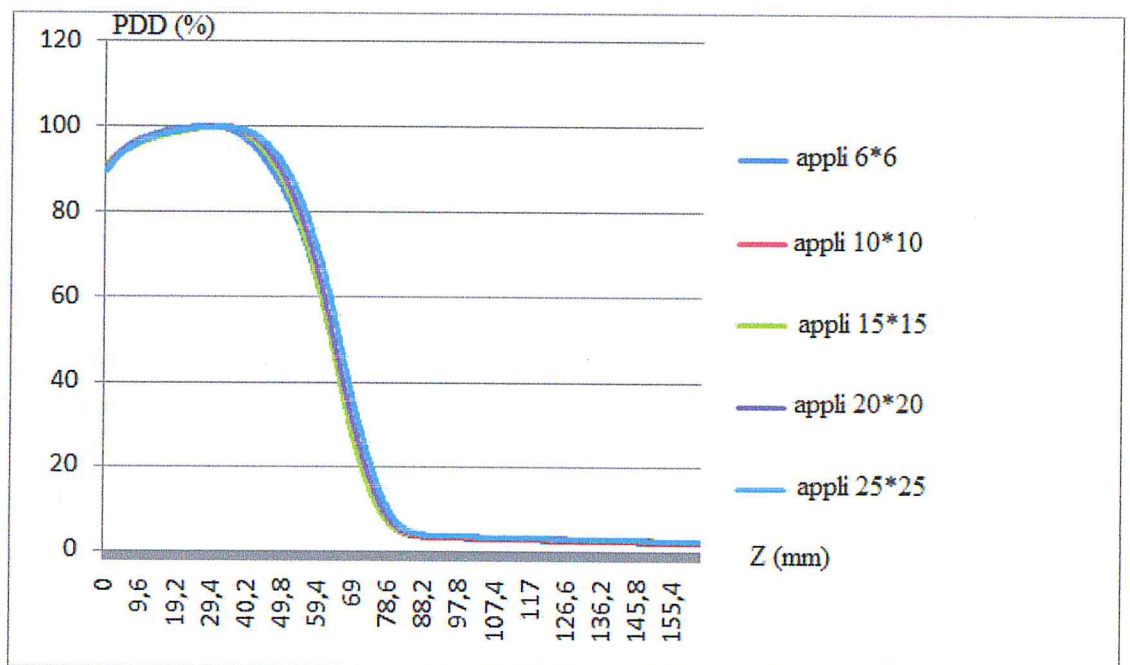


Fig.57. Variation du PDD pour E=15MeV et des différents applicateurs.

On remarque qu'avec applicateur $>15*15 \text{ cm}^2$, on obtient un meilleur PDD pour les petits profondeurs augmente avec l'augmentation de la profondeur "z" a cause

d'électrons diffusées (zone de transition, les é qui entre > à qui sort) jusqu'à PDD=100%, (zone d'équilibre électronique, les é qui entre = qui sort), puis le PDD diminué et on constate qu'on a une *superposition* entre les différents champs d'applicateurs, ce qui explique le manque de diffusé pour les petits champs (zone d'atténuation, les é qui entre < à qui sort).

Chaque fois en augmente l'énergie les courbes de PDD pour les différentes applicateurs sont rendus similaire.

III.4.3. Les courbes de profils transverses :

Les figures (60, 61, 62, 63, 64, 64 et 65) illustrent la variation de la dose en fonction de la distance à l'axe dans l'eau à des profondeurs suivantes : d_{max} , 0cm, 1cm, 1.5cm, 2cm, 3cm, 4cm, 5cm et à une distance source surface de l'eau de 100 cm pour des différentes applicateurs d'électron d'énergies : 6MeV, 9Mev, 12MeV et des dimensions 6*6, 10*10 en cm^2 à la profondeur de mesure, dans le plan transversal.

Les mesures de sont données dans les tableaux 14, 15, 16, 17, 18 et 19 en annexe 1.

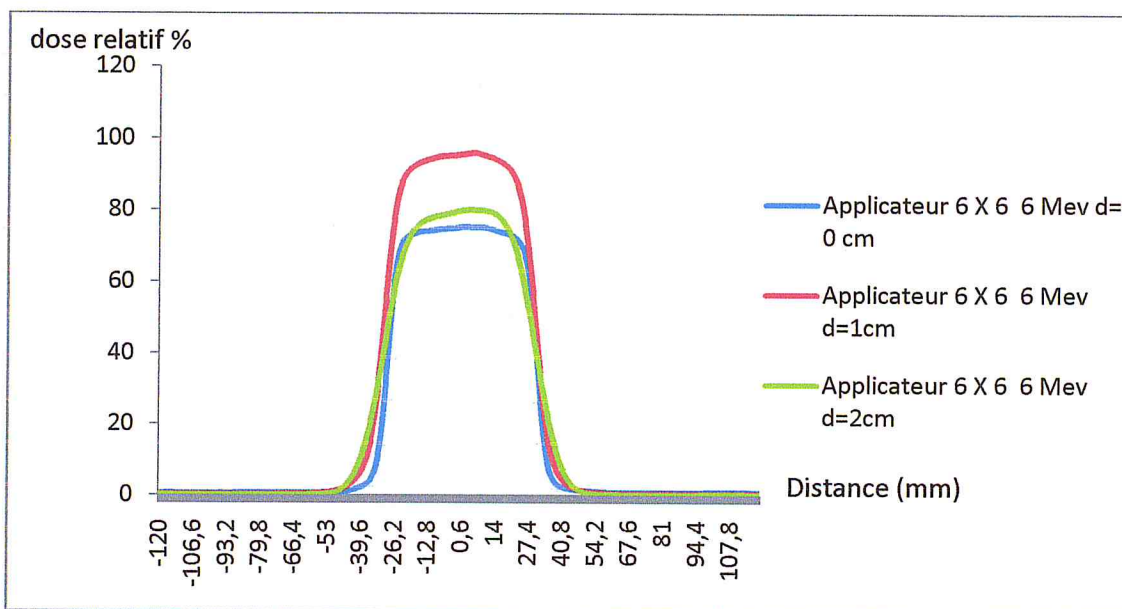


Fig.58. courbe de profils pour un applicateur 6*6, E=6MeV et les profondeurs suivantes : 0cm, 1cm et 2cm.

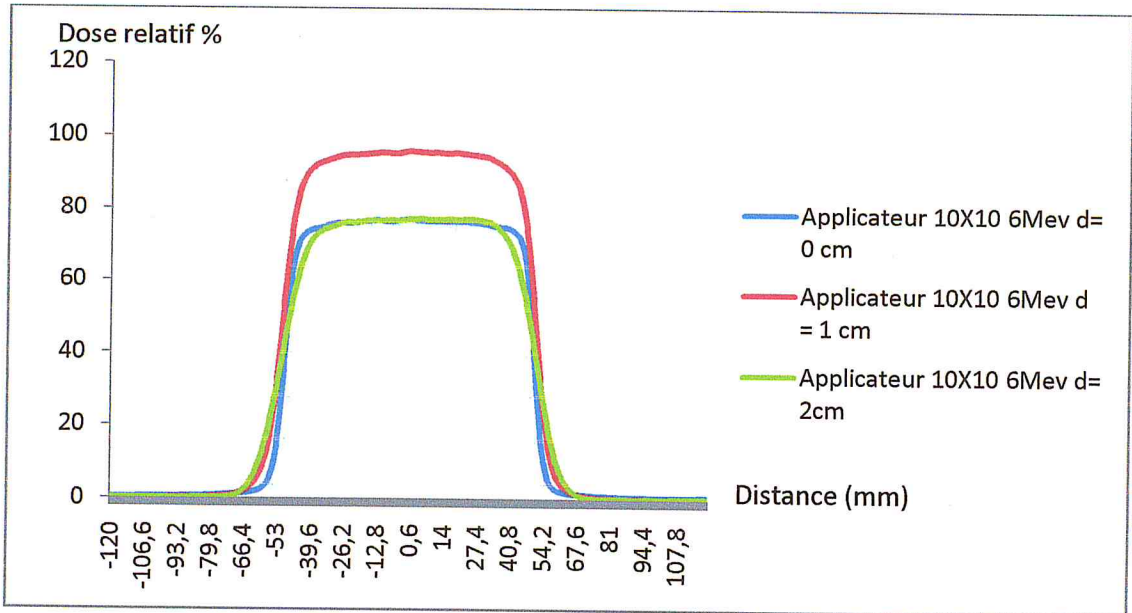


Fig.59. courbe de profils pour un applicateur 10*10, E=6MeV et les profondeurs suivantes : 0cm, 1cm et 2cm.

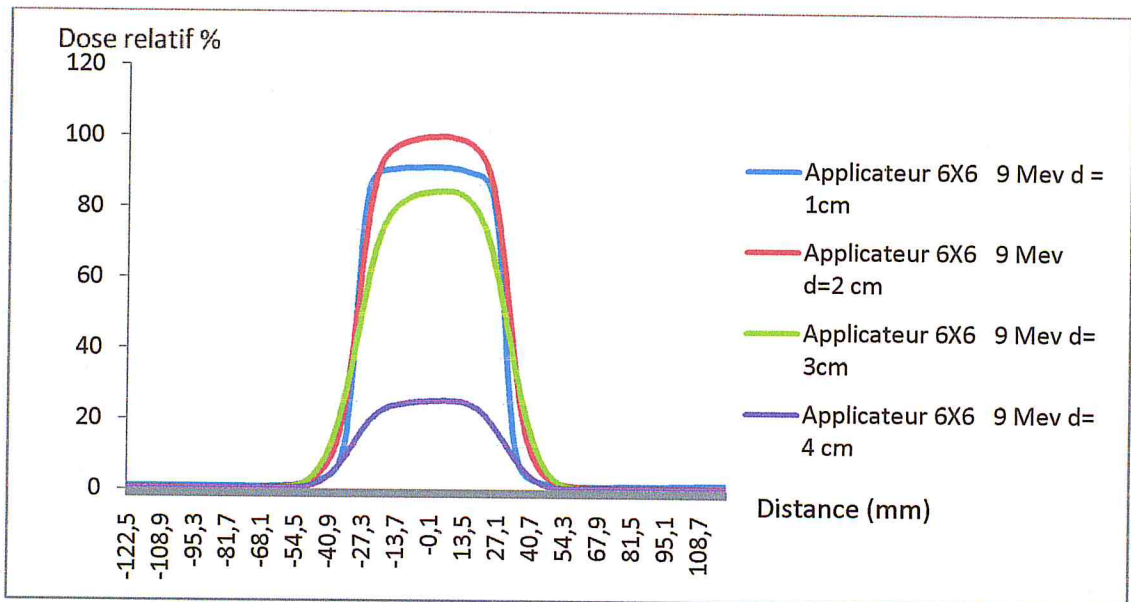


Fig.60. courbe de profils pour un applicateur 6*6, E=9MeV et les profondeurs suivantes : 1cm et 2cm, 3cm et 4 cm.

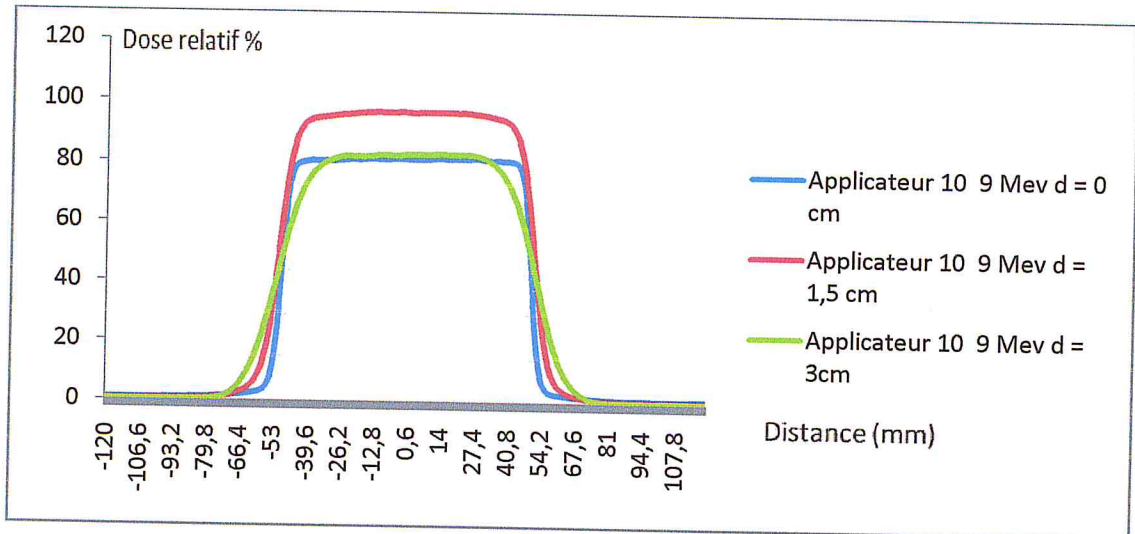


Fig.61. courbe de profils pour un applicateur 10*10, E=9MeV et les profondeurs suivants : 0cm, 1.5cm et 3cm.

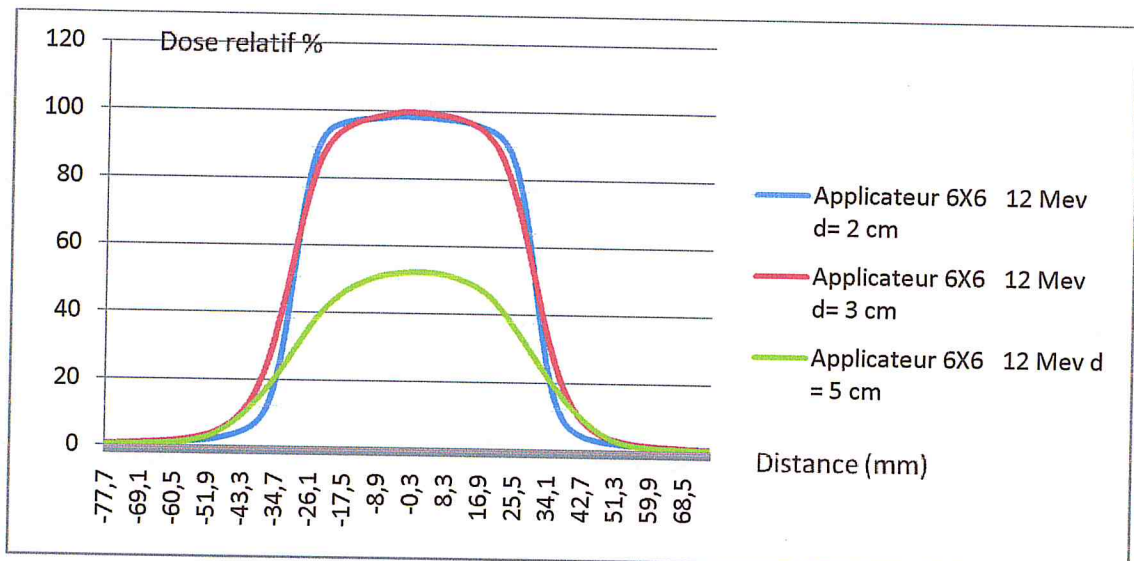


Fig.62. courbe de profils pour un applicateur 6*6, E=12MeV et les profondeurs suivants : 2cm, 3cm et 5cm.

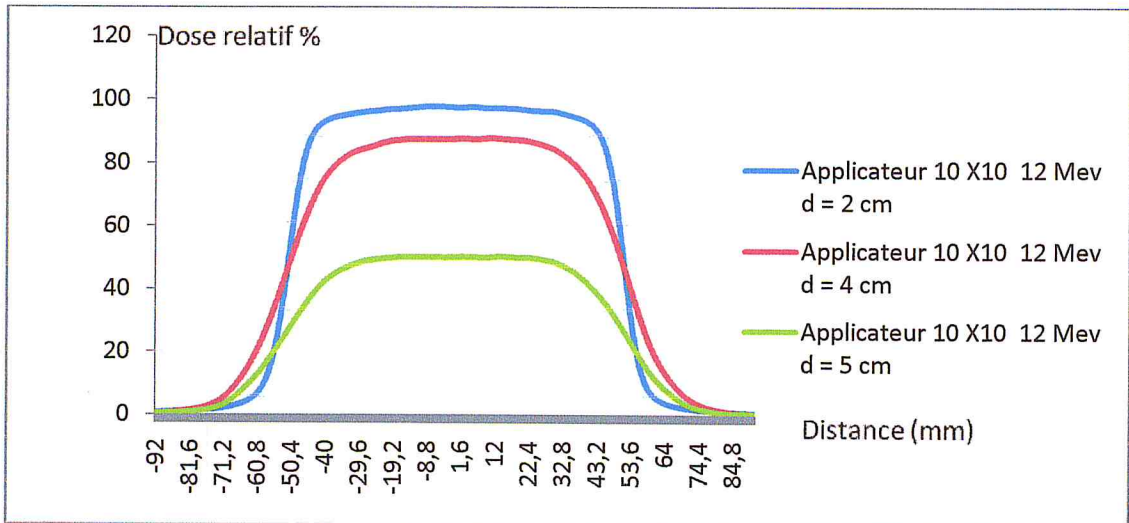


Fig.63. courbe de profils pour un applicateur 10*10, E=12MeV et les profondeurs suivants : 2cm, 4cm et 5cm.

Le plateau c'est la zone homogène et asymétrique, la zone de déclin c'est la pénombre physique, et la zone en dehors du champ d'irradiation à travers le collimateur c'est la zone d'ombre suit l'augmentation du champ. Cette tendance est due à la diffusion à travers les collimateurs.

Conclusion

Le travail effectué, nous a permis de prendre connaissance du Commissioning d'un nouveau modèle de calcul de distribution de dose utilisant l'algorithme **GGPB** (Generalized Gaussian Pencil Beam). Cet algorithme est implémenté dans le système de planification de traitement Eclipse développé par firme Varian médical, il nécessite des données expérimentales minimales comparativement à l'ancien algorithme Pencil Beam qui a été utilisé par le système de planification de traitement Theraplan Plus, commercialisé par la firme Nucletron. Ces données dosimétriques exigées par l'algorithme **GGPB** consiste :

- ✓ La détermination de l'indice de qualité qui est la profondeur de demi-atténuation dans l'eau R_{50} .
- ✓ Détermination du débit de référence selon les recommandations de l'AIEA (Rapport technique N° 398).
- ✓ Rendement en profondeur avec applicateur $15 \times 15 \text{ cm}^2$.
- ✓ Rendement en profondeur avec champ caché et fermé.
- ✓ Position de la source virtuelle ponctuelle S_{vir} .
- ✓ Facteur d'ouverture des collimateurs.

L'acquisition expérimentale des données vont permettre la mise en application de l'algorithme **GGPB** en routine clinique, notamment dans la sphère ORL et des tumeurs superficielles.

L'implémentation de l'algorithme basé sur une méthode séduisante de Monte carlo dans le système de planification Eclipse indispensable en routine clinique, afin d'obtenir une distribution de dose plus précise comparativement par rapport aux deux algorithmes (**GGPB**, Pencil Beam).

Références

- [1]: H.A Bethe. Stosstheorie, Handbuch der Physik, (1933).
- [2]: L.C.Northcliffe, Phys. Rev .120, 1744, (1960).
- [3]: FRELIN Anne-Marie, Thèse de doctorat, Université de CAEN ; Développement du DosiMap : instrument de dosimétrie pour le contrôle qualité en radiothérapie (Octobre 2006).
- [4]: E.B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students, (2005).
- [5]: MARTENS & AL, Underdosage of the upper-airway mucosa for small fields as used in intensity-modulated radiation therapy : A comparison between radiochromic film measurements, Monte Carlo simulations, and collapsed cone convolution calculations, (2002).
- [6]: MARTIN MORELLE, Thèse de DES, Université catholique de LOUVAIN ; ANISOTROPIC ANALYTICAL ALGORITHM : Analyse et perspective d'un nouvel Algorithme de calcul en mode Photon, (2005-2006).
- [7]: DARI FOUZIA, Dosimétrie des électrons de hautes énergies, (1991).
- [8]: Bjärnard.B.E, Piotek, R.W, and Svensson, G.K; Electrons Scattering and Cllimation system for 12 MeV Linear Accelerator, (1976).
- [9]: Franc H. Attix – Willial, c.Roech; The Dosimetry of Ionizing Radiation, Vol 1, (1985).
- [10]: Peul, Thèse de Doctorat n° 2525 Faculté des Sciences Toulouse, 'Etude des faisceaux d'électrons. Application au calcul d'isodoses par ordinateurs dans les milieux irradiés par des électrons de haute énergie', (1981).
- [11]: AAPM, 'A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams', Med. Phys. 10, (1983).
- [12]: IAEA, 'Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An adaptation of the IAEA International Codes of Practice'', Technical Reports Series (TRS) N° : 277, (1987).
- [13]: NACP, 'Procedures in external radiation therapy dosimetry with electron and photon beams with maximum energies between 1 and 50 MeV'. Acta Radiol. Oncology, 19 (1980) 55.

- [14]: ICRU, 'Radiation dosimetry : Electron Beams with Energies between 1 and 50 MeV', Report 35, BETHESDA, MARYLAND (1984).
- [15]: Anderson and St George, *ibid.*, vol.30, 1985.
- [16]: VARIAN Medical Systems : Algorithme Electron : (GGPB), cours de gestion Eclipse.
- [17]: VARIAN Medical Systems : Eclipse Algorithms Reference Guide, (2006).
- [18]: Sorcini et al 1995 Phys. Med. Biol. **40** 1135.
- [19]: Regional IAEA/AFRA Training Course on Electron Beam Dosimetry, Ppt, April 2010.
- [20]: IAEA, 'Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy', Technical Reports Series (TRS) N° : 398, (2000).
- [21]: VARIAN Medical Systems : Données Electrons - Algorithme GGPB, (2007).
- [22]: THERATRONCS A Division of MDS Nordion, Modeling Electron Beam Data.
- [23]: VARIAN Medical Systems : Configuration du faisceau d'électrons Algorithme GGPB, (2007).
- [24]: AHNESJÖ, Dose Calculation for External Photon Beams in Radiotherapy, Phys. Med. Biol, 44, pp. R99-R155, 1999.
- [25]: BORTFELD ET AL, Decomposition of pencil beam kernels for fast dose calculations in three dimensional treatment planning, Med. Phys. 20, pp. 311-18, 1993.
- [26]: AHNESJÖ ET AL, A pencil beam model for photon dose calculation, Med. Phys. 19, pp. 263-73, 1992b.
- [27]: STERPIN E., Simulation Monte Carlo de l'accélérateur Elekta SL25 avec BEAMnrc pour la radiothérapie par faisceaux modulés en intensité dans la région tête et cou, UCL, 2005.
- [28]: I. KAWARAKOW and D.W.O. ROGERS, The EGSnrc Code System : Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport.
- [29]: D.W.O. ROGERS ET AL, BEAMnrc Users Manual, 2004.
- [30]: Geant4: a simulation toolkit, SLAC-PUB-9350, FERMILAB-PUB-03-339, 2002.