

MS/6310-09/03

Université Abou Bekr Belkaid



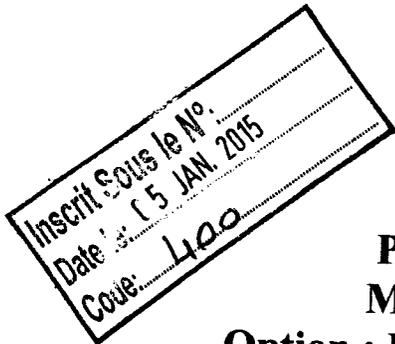
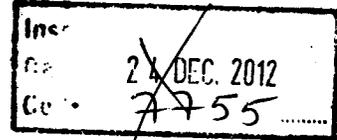
جامعة أبي بكر بلقايد

تلمسان الجزائر

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

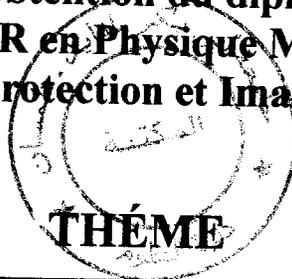
Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen

Faculté des Sciences
Département de Physique



MÉMOIRE

Pour l'obtention du diplôme de
MASTER en Physique Médicale
Option : Radioprotection et Imagerie Médicales



LA DOSIMÉTRIE DU FAISCEAU d'électrons a haute énergie (6, 9,12,15 et 21)

Réalisé par

RAMDANE-MAMCHA Soumia
AZZAZ Hidayet

Établissement d'accueil

Centre Anticancéreux "Emir Abdelkader" d'ORAN (CAC)

Soutenu en Décembre 2011 devant le Jury:



Mr B. HATTALI
Mr M.BENMOUNA
Mr L. MECHERNENE
Mr B. LIANI
Mr B. TABETTI

Physicien médicale (CAC d'Oran)
Professeur (université Tlemcen)
Maitre de conférences (université Tlemcen)
Professeur (université Tlemcen)
Doyen de la faculté des sciences Tlemcen

Encadreur
Président
Examineur
Examineur
Invité

Année universitaire : 2010-2011

Remerciement

*On tient à remercier vivement le **BON DIEU** de nous avoir donné la force pour suivre ainsi que l'audace pour dépasser toutes les difficultés, grâce à son aide que nous avons réalisée ce modeste travail.*

*On exprime notre profonde reconnaissance à Monsieur **B.TABTI** le doyen de la faculté des sciences, ainsi Monsieur **M.BENMOUNA** Professeur à l'université de Tlemcen pour leurs gentillesse et leurs soutiens.*

*On tient à remercier Monsieur **HATTALI Belkacem**, physicien médical pour son encadrement et sa rigueur scientifique qui ont permis d'accomplir ce travail, ses conseils avisés pour améliorer notre étude de thèse.*

On souhaite également le remercier pour le temps qu'il a consacré à la correction du manuscrit, pour ses compétences dans le domaine de la physique médicale.

Nous tenons également à remercier très chaleureusement :

*Monsieur **B. LIANI**, Professeur à l'université de Tlemcen.*

*Monsieur **L. MECHERNENE**, Maître de conférences à l'université de Tlemcen.*

À avoir participé à notre nombre de jury.

On remercie encore nos enseignant de master de la faculté de médecine et la faculté des sciences.

*Ainsi nous remercierons également tout le personnel du CAC Oran surtout Monsieur **M.BOUROUINA** et les dosimétries pour leur aide, et leur gentillesse*

Dédicace

Je dédie ce travail

A mes très chers parents

AZZAZ MOHAMED

HAFAF ZINEB

Pour leur sacrifices et leur encouragements, et qui grâce à eux j'ai pu continuer mes études. Merci pour votre compréhension, et votre soutien permanent. Merci d'avoir toujours été là.

A ma très chère sœur

Wahiba

A mes frères

Riyad et Yacine

Merci de m'avoir encouragé et soutenu pour réaliser ce mémoire

A mes amis, de tout le long cycle d'étude, pour leurs présences et leurs encouragements.

A tous ceux qui de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail et à ce qui me sont chers.

Dédicace

Je dédie ce travail

A mon mari GHOUTI

Merci pour ta compréhension, pour ton aide et... ta patience en ces longues Soirées et les targes ou j'allais faire des séances de mesure interminables!

Ma petite fille ZINEB

A mes très chers parents Pour leurs sacrifices et leurs encouragements, et votre soutien permanent.

A mes frères, Ma sœur et son mari

A mes beaux parents, NADIA, AMIN, NAFISSA, mes tante KHDIIJA, RADIA, ESSMA, mes cousines, SARI ZAKI .

Merci de m'avoir encouragé et soutenu pour réaliser ce mémoire

A mes amis pour leurs présences.

Merci a TAWIL BELHADJ, SAMIR BOUGAZI et a tous mes collègues du CHU Tlemcen.

A tous ceux qui de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail et à ce qui me son chers.

Sommaire

Remerciement	i
Dédicace	ii
Table des matières	iv
Liste des tableaux	xi
Liste des figures	xiii
Introduction générale	1
Chapitre I. Interaction Rayonnements-matière	
I. Introduction	4
I.1. Définition et classification des rayonnements ionisants	5
I.2. Interaction des particules chargées avec la matière	8
I.2.1. Interaction des électrons avec la matière.....	9
I.2.1.1. Phénomènes d'ionisation et d'excitation.....	9
Ionisation.....	10
Excitation.....	11
I.2.1.2. Rayonnement de freinage.....	11
I.2.2. Coefficient d'interaction des particules chargées avec la matière.....	12
I.2.2.1. Pouvoir massique de ralentissement.....	12
I.2.2.2. Transfert linéique d'énergie.....	13
I.2.3. Parcours des rayonnements électroniques.....	15

Sommaire

I.2.4. Interaction des neutrons avec la matière.....	18
I.3. Interaction des rayonnements électromagnétiques avec la matière (Interaction Photon-Matière).....	18
I.3.1. L'effet photoélectrique.....	19
I.3.2. Effet Compton.....	20
I.3.3. Effet de création de paire.....	22
I.3.4. Sections efficaces d'interactions.....	23
Le processus photoélectrique.....	24
Le processus Compton.....	25
Le processus de matérialisation.....	25
I.4. Atténuation des rayonnements électromagnétiques.....	25
I.4.1. Loi d'atténuation.....	26
I.4.2. Couche de demi-atténuation.....	26
I.5. Grandeurs et unités dosimétriques.....	27
I.5.1. Energie cédée.....	27
I.5.2. Dose absorbée.....	28
I.5.3. Débit de dose absorbée.....	28
I.5.4. Kerma.....	29
I.5.5. Exposition.....	30

Sommaire

I.5.6. L'équilibre électronique.....	30
Chapitre II. Aspects physiques et cliniques d'un faisceau d'électron	
Introduction.....	32
II .1. Les accélérateurs linéaires.....	32
II .1. 1. Mode photons	33
II .1. 2. Mode électrons.....	33
II .2. Distributions de dose en profondeur sur l'axe centrale dans l'eau...35	
II .2. 1. Courbes de rendement en Profondeur.....	36
II .2. 2. Les différentes régions de la courbe de rendements en profondeur.....	38
Région de d'équilibre électronique (entre la surface et la profondeur z_{max} c.-à-d. $0 \leq z \leq z_{max}$).....	38
Distribution de dose au delà de z_{max} ($z \geq z_{max}$).....	39
II .2. 3. Paramètres caractéristiques de courbe de rendement en profondeur.....	39
II .2. 3. 1. Dose à l'entrée D_s	40
II .2. 3. 2. Dose due au rayonnement de freinage D_x	41
II .2. 3. 3. Profondeur R_{100} du maximum de dose.....	41
II .2. 3. 4. Parcours thérapeutique R_{80}	41
II .2. 3. 5. Profondeur R_{50} de la dose 50 %.....	41
II .2. 3. 6. Parcours pratique R_p	42

Sommaire

II .2. 3. 7. Profondeur moitié du parcours thérapeutique R80/2.....	42
II .2. 3. 8. Le gradient.....	42
II .3. Courbes isodose.....	43
II .4. Source d'électrons.....	45
II .5. Paramètres dosimétriques de faisceau d'électrons.....	48
II .5.1. Spécifications de l'énergie des faisceaux d'électrons.....	49
II .5.1.1. Energie la plus probable.....	50
II .5.1.2. Energie moyenne.....	50
II .5.1.3. Energie à une profondeur.....	51
II .5.2. Les facteurs responsables de la variation du pourcentage de dose en profondeur.....	51
II .5.2.1. L'énergie de faisceau.....	51
II .5.2.2. La taille du champ et la distance source-peau(SSD).....	53
II .5.2.3. L'incidence oblique de faisceau.....	55
II .5.3. Facteur Output.....	56
II .5.4. Parcours thérapeutique R90.....	57
II .5.5. Profils et rapports off-axis.....	57
II .5.6. Symétrie et de Planéité champ.....	57
II .6. Considérations cliniques dans la thérapie de faisceau d'électrons...60	
II .6.1. Formation de champ.....	60

Sommaire

II .6.1.1. Appicateurs d'électron.....	60
II .6.1.2. Blindage interne.....	61
II .6.2. Correction irrégulière de surface.....	61
II .6.3. Bolus.....	62
II .6.4. Corrections d'inhomogénéité.....	64
II .6.4.1. Coefficient d'épaisseur équivalent.....	64
II .6.4.2. Effets de perturbation de dispersion (bord).....	65

Chapitre III. Matériels et Méthodes

Objectifs.....	69
III.1. Matériels utilise.....	69
III.1.1. La source de rayonnements de l'accélérateur linéaire.....	69
III.1.2. Les applicateurs.....	71
III.1.3. Chambre d'ionisation.....	72
III.1.3.1. Le principe de base.....	72
III.1.3.2. Les Types de chambres d'ionisation.....	74
III.1.3.2.1. Chambres cylindriques.....	74
III.1.3.2.2. Chambre Plate (à plaques parallèles).....	75
III.1.4. Le milieu de référence (Le fantôme).....	76
III.1.5. L'électromètre.....	79
III.1.6. Thermomètres et baromètres.....	79

Sommaire

III.1.7. Logiciel d'acquisition de données Méphysto.....	80
III.2. Description du projet.....	82
III.2.1. Le positionnement de fantôme d'eau.....	83
III.2.2. Le positionnement des chambres d'ionisation.....	84
III.3. Les mesures réalisées.....	85
III.3.1. Les courbes de rendement en profondeur.....	85
III.3.2. Les profils de dose.....	86
III.3.3. La dose absolue.....	87
 Chapitre IV. Résultats et discussion	
IV .1. Caractéristiques et conditions d'utilisation.....	89
IV.2. La dosimétrie des électrons dans l'eau	89
IV. 2.1. Description de l'avant projet.....	89
IV. 2. 2. Collecte des données.....	91
IV. 2.3. Résultats et discussion.....	92
IV. 2.3.1 Mesure des courbes de rendements en profondeur (PDD).....	92
IV. 2.3.2 Discussions et Interprétation des courbes de rendement en profondeur.....	95
IV. 2.3.3. Mesure des profils de doses.....	97
IV. 2.3.4. Discussions et Interprétation des profils.....	104
IV.3. Comparaison entre les données mesuré en 2011 et celles mesurées en 2008	104

Sommaire

IV.3.1. Les rendements en profondeur	104
IV.3.2. Les profils de dose.....	110
IV.4 La dosimétrie absolue des électrons dans l'eau.....	116
IV.4.1 Conditions de référence.....	116
IV.4.2 Facteur Output	120
IV.4.3 Les Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des faisceaux d'électrons	121
Conclusion générale.....	126
Bibliographies & Références.....	127

Liste des tableaux

Tableau II.1. Le pourcentage de dose en profondeur a la surface et dans la region superficiel de haute energie de Varian 2300CD pour un applicateur 10x10-cm ² ,a 100 cm distance source-peau (SSD).....	52
Tableau II.2. Profondeur au D _{max} et D ₉₀ produire pour différents faisceaux d'électrons...54	
Tableau III.1. Les conditions de mesurer la dose absolu des électrons dans l'eau.....	88
Tableau IV.1. Mesure de dose absolue pour applicateur 10x10.....	117
Tableau IV.2. Mesure de dose absolue pour applicateur 15x15.....	118
Tableau IV.3. Mesure de dose absolue pour applicateur 20x20.....	119
Tableau IV.4. Mesure de dose absolue pour applicateur 25x25.....	120
Tableau IV.5. Facteur d'output pour SSD 100 cm.....	121
Tableau IV.6. Facteur d'output pour SSD 110.....	121
Tableau IV.7. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 10x10 cm ²	122
Tableau IV.8 Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 15x15 cm ²	122
Tableau.IV.9. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 20x20 cm ²	123
Tableau.IV.10. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceau d'électrons de SIEMENS pour applicateur 25x25 cm ²	123

Liste des tableaux

Tableau.IV.11. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 10x10 cm ²	124
Tableau IV.12. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 15x15 cm ²	124
Tableau.IV.13. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 20x20 cm ²	125
Tableau.IV.14. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 25x25 cm ²	125

Liste des figures

Figure I.1. Classification des rayonnements.....	7
Figure I.2. Phénomène d'ionisation.....	10
Figure I.3. Phénomène d'excitation.....	11
Figure I.4. Phénomène de freinage.....	12
Figure I.5. Variation de la valeur du TLE des électrons dans les tissus en fonction de l'énergie.....	14
Figure I.6. Parcours et portée d'un faisceau d'électrons.....	15
Figure I.7. Effet photoélectrique.....	20
Figure I.8. Effet Compton.....	21
Figure I.9. Création de paire.....	23
Figure I.10. Domaine des trois phénomènes d'interaction.....	24
Figure I.11. Représentation du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé	30
Figure II.1. Schéma des différents composants d'un accélérateur linéaire.....	33
Figure II.2. Mode de traitement par un faisceau d'électrons.....	34
Figure II.3. Les courbes de PDD typique d'un axe central dans l'eau pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et un SSD de 100cm.....	35
Figure II.4. La forme générale de la courbe de rendement en profondeur.....	37
Figure II.5. Paramètre des courbes de rendement en profondeur.....	40
Figure II.6. Courbes isodose mesurées pour 7 et 18 MeV de faisceaux d'électrons.....	44
Figure II.7. Définition de source ponctuelle virtuelle d'un faisceau d'électrons	46
Figure II.8. La méthode de détermination du SSD_{eff}	47
Figure II.9. Détermination du SSD efficace.....	48

Liste des figures

Figure II.10. La distribution de la fluence d'électron dans l'énergie, ΦE , comme faisceau traverse le système de collimation de l'accélérateur et du fantôme.....	49
Figure II.11. Pourcentage de dose en profondeur a l'axe central pour des faisceaux des énergies 6.9.13.17.20 MeV.....	52
Figure II.12 .a,b . Changement de pourcentage de dose en profondeur par rapport à la taille du champ pour des faisceaux d'électrons 7-MeV (a) et 18-MeV (b) pour 2x2 au 25x25-cm ² , SSD de 100 cm.....	54
Figure II.13. Courbes de PDD pour des différentes incidences pour un faisceau d'électrons de 15 MeV.....	55
Figure II.14. Courbes Isodose dans un plan perpendiculaire d'axe centrale, obtenue avec un film place dans un fantôme dans une profondeur de dose maximal	58
Figure II.15. Profile de dose a la profondeur zmax pour un faisceau d'électrons de 12 mev et un champ de 25 × 25 cm ²	59
Figure II.16. Construction d'un bolus pratique pour conformer les lignes isodoses à la forme de la cible.....	64
Figure II.17. Effets de 5 cm d'inhomogénéité du poumon sur un PDD d'un faisceau d'électrons pour un champ 10× 10 et une énergie de 15MeV	66
Figure III.1. Accélérateur linéaire.....	70
Figure III.2. L'emplacement de l'applicateur.....	71
Figure III.3. Applicateur pour une taille du champ 10×10 cm ²	72
Figure III.4. Schéma type d'une chambre de type FARMER.....	74
Figure III.5. Chambres d'ionisations(a : type Fermer, b : type Semiflex).....	75
Figure III.7. Chambres d'ionisations plates.....	75
Figure III.8. Chambre d'ionisation plate.....	76

Liste des figures

Figure III.9. Le fantôme d'eau.....	77
Figure III.12. Fantôme d'eau MP3-P utilise dans notre travail.....	78
Figure III.13. Electromètre utilisé en dosimétrie absolue.....	79
Figure III.14. Thermomètre utilisé en dosimétrie clinique.....	80
Figure III.15. Logiciel d'acquisition de données Méphysto.....	81
Figure III.16. Illustration du branchement du contrôleur.....	82
Figure III.17. La position des différents dispositifs.....	83
Figure III.18. Schéma explicatif.....	84
Figure III.19. Moyenne de positionnement de la chambre d'ionisation.....	85
Figure III.19. Courbe de rendement en profondeur avec une énergie de 6MeV et une taille du champ 10×10cm ² et SSD 100cm.....	86
Figure III.20. Profil de dose pour différents profondeurs avec une énergie... MeV, une taille du champ.....cm ² et un SSD... cm.....	87
Figure IV.1. Cuve à eau en cours de montage.....	90
Figure IV.2. Photographie du HOLDER de repositionnement.....	91
Figure IV.3. Chambre relative sur les bras et chambre de référence en bord de champ.....	91
Figure IV.4 Rendement en profondeur E6 SSD100	92
Figure IV.5 Rendement en profondeurE9 SSD100.....	92
Figure VI.6 Rendement en profondeurE12 SSD100.....	93
Figure VI .7 Rendement en profondeurE15 SSD100.....	93

Liste des figures

Figure IV.8 Rendement en profondeur E18 SSD100	93
Figure IV.9 Rendement en profondeur E21 SSD100	93
Figure IV.10 Rendement en profondeur E6 SSD110.....	94
Figure IV.11 Rendement en profondeur E9 SSD110.....	94
Figure IV.12 Rendement en profondeur E12 SSD110.....	94
Figure IV.13 Rendement en profondeur E15 SSD110.....	94
Figure IV.14 Rendement en profondeur E18 SSD110.....	95
Figure IV.15 Rendement en profondeur E21 SSD110.....	95
Figure IV.16 Rendement en profondeur Applicateur 10×10, SSD110.....	96
Figure IV.17 Rendement en profondeur Applicateur 10×10 et E9.....	97
Figure IV.18 Profils de dose pour un app 10X10 cm ² et E 6 MeV.....	98
Figure IV.19 Profils de dose pour un app 15X15 cm ² et E 6 MeV	98
Figure IV.20 Profils de dose pour un app 20X20 cm ² et E 6 MeV	98
Figure IV. 21 profils de dose pour un app 25X25 cm ² et E 6 MeV	98
Figure IV.22 Profils de dose pour un app 10X10 cm ² et E 9 MeV	99
Figure IV.23 Profils de dose pour un app 15X15 cm ² et E 9 MeV.....	99
Figure IV.24 Profils de dose pour un app 20X20 cm ² et E 9 MeV	99
Figure IV.25 Profils de dose pour un app 25X25 cm ² et E 9 MeV.....	99
Figure IV.26 Profils de dose pour un app 10X10 cm ² et E 12MeV	100

Liste des figures

Figure IV.27 Profils de dose pour un app 15X15 cm ² et E 12MeV.....	100
Figure IV.28 Profils de dose pour un app 20X20 cm ² et E 12MeV.....	100
Figure VI.29 Profils de dose pour un app 25X25 cm ² et E 12MeV.....	100
Figure IV. 30 Profils de dose pour un app 10X10 cm ² et E 15MeV.....	101
Figure IV.31 Profils de dose pour un app 15X15 cm ² E 15MeV.....	101
Figure IV.32 Profils de dose pour un app 20X20 cm ² et E 15MeV.....	101
Figure IV.33 Profils de dose pour un app 25X25 cm ² et E 15MeV.....	101
Figure IV.34 Profils de dose pour un app 10X10 cm ² et E 18MeV.....	102
Figure IV.35 Profils de dose pour un app 15X15 cm ² et E 18MeV.....	102
Figure IV.36 Profils de dose pour un app 20X20 cm ² et E 18MeV.....	102
Figure IV.37 Profils de dose pour un app 25X25 cm ² et E 18MeV.....	102
Figure IV.38 Profils de dose pour un app 10X10 cm ² et E 21MeV.....	102
Figure IV.39 Profils de dose pour un app 15X15 cm ² et E 21MeV.....	102
Figure IV.38 Profils de dose pour un app 20x 20 cm ² et E 21MeV.....	103
Figure IV.39 Profils de dose pour un app 25X25 cm ² et E 21Me.....	103
Figure IV.40 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 6 MeV.....	104
Figure IV.41 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 6 MeV3.....	104
Figure IV.42 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 6 MeV.....	105

Liste des figures

Figure IV.43 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 6 MeV.....	105
Figure IV.44 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 9 MeV.....	105
Figure IV.45 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 9 MeV.....	105
Figure IV.46 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 9 MeV.....	106
Figure IV.47 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 9 MeV.....	106
Figure IV.48 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 12 MeV.....	106
Figure IV.49 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 12 MeV.....	106
Figure IV.50 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 12 MeV.....	107
Figure IV.51 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 12 MeV.....	107
Figure IV.52 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 15 MeV.....	107
Figure IV.53 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 15 MeV.....	107
Figure IV.54 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 15 MeV.....	108
Figure IV.55 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 15 MeV.....	108
Figure IV.56 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 18 MeV.....	108
Figure IV.57 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 18 MeV.....	108
Figure IV.58 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 18 MeV.....	109
Figure IV.59 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 18 MeV.....	109
Figure IV.60 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 21 MeV.....	109

Liste des figures

Figure IV.61 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 21 MeV.....	109
Figure IV.62 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 21 MeV	110
Figure IV.63 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 21 MeV.....	110
Figure IV.64. Comparaison entre les profiles pour E6 etAPP 10x10	110
Figure IV.65. Comparaison entre les profiles pour E6 etAPP 15x15	110
Figure IV.66. Comparaison entre les profiles pour E6 etAPP 20x20	111
Figure IV.67. Comparaison entre les profiles pour E6 etAPP 25x25	111
Figure IV.68. Comparaison entre les profiles pour E9 etAPP 10x10.....	111
Figure IV.69. Comparaison entre les profiles pour E9 etAPP 15x15	111
Figure IV.70. Comparaison entre les profiles pour E9 etAPP 20x20	112
Figure IV.71. Comparaison entre les profiles pour E9 etAPP 25x25.....	112
Figure IV.72. Comparaison entre les profiles pour E12 etAPP 10x10	112
Figure IV.73. Comparaison entre les profiles pour E12 etAPP 15x15	112
Figure IV.74. Comparaison entre les profiles pour E12 etAPP 20x20.....	113
Figure IV.75. Comparaison entre les profiles pour E12 etAPP 25x25	113
Figure IV.76. Comparaison entre les profiles pour E15 etAPP 10x10.....	113
Figure IV.77. Comparaison entre les profiles pour E15 etAPP 15x15	113
Figure IV.78. Comparaison entre les profiles pour E15 etAPP 20x20	114
Figure IV.79. Comparaison entre les profiles pour E15 etAPP 25x25.....	114
Figure IV.80. Comparaison entre les profiles pour E18 etAPP 10x10	114
Figure IV.81. Comparaison entre les profiles pour E18 etAPP 15x15.....	114

Liste des figures

Figure IV.82. Comparaison entre les profils pour E18 et APP 20x20	115
Figure IV.83. Comparaison entre les profils pour E18 et APP 25x25	115
Figure IV.84. Comparaison entre les profils pour E21 et APP 10x10	115
Figure IV.85. Comparaison entre les profils pour E21 et APP 15x15	115
Figure IV.86. Comparaison entre les profils pour E21 et APP 20x20	116
Figure IV.87. Comparaison entre les profils pour E21 et APP 25x25	116

Introduction générale

Il y a un peu plus d'un siècle, en 1895, Wilhelm Conrad Röntgen découvrait les rayons X. Quelques mois plus tard, en mars 1896, Henri Becquerel décrit pour la première fois la radioactivité. L'utilisation des rayonnements ionisants est devenue de plus en plus fréquente et diversifiée depuis quelques dizaines d'années. Ce domaine était très réservé avant la seconde Guerre mondiale. Les rayonnements sont utilisés aujourd'hui dans de nombreux secteurs du domaine médical, industriel, militaire et de la recherche.

Quel que soit le type d'application, il est souvent nécessaire voire impératif de mesurer l'énergie déposée par unité de masse lors de l'interaction des rayonnements ionisants avec le milieu. La dosimétrie, métrologie de la dose, peut par exemple être utilisée afin d'étalonner et de contrôler les appareils de traitement en radiothérapie externe, d'évaluer les niveaux d'exposition reçue (accident radiologique) ou susceptible d'être reçue de façon individuelle ou collective (radioprotection) ou encore de mesurer les contraintes radiatives auxquelles sont soumis les composants électroniques présents dans des environnements hostiles tels que l'espace ou les accélérateurs de particules.

Cette étude a été réalisée dans le cadre de ce présent mémoire de fin d'études, porte sur les faisceaux d'électrons de 8 à 21 MeV issus de l'accélérateur linéaire "PRIMUS" "CLINC 2100 C" installé dans le centre de radiothérapie adulte "Amir addel Kader (Oran)".

Elle a pour but la détermination expérimentale de les paramètres dosimétriques dans les milieux irradiés par ces faisceaux utilisés en radiothérapie (rendement en profondeur sur l'axe, profil des faisceaux) dans diverses conditions nécessaires pour le système de calcul de dose (TPS). Ces mesures de qualité applicables au programme de contrôle de dose à l'aide de chambres d'ionisation afin de comparer les données expérimentales de 2011 avec celles obtenues en 2008.

Introduction générale

Dans un premier temps, nous donnerons un aperçu bibliographique sur les processus d'interaction rayonnement matière et les différentes grandeurs dosimétriques. Suivis des aspects physiques et dosimétriques des unités de traitement.

Dans un 2^{ème} temps, nous aborderons le coté pratique en décrivant le matériel et les méthodes utilisés. Les résultats de l'étude sont ensuite exposés, commentés et discutés.

Enfin, nous clôturons par une conclusion qui décrit le travail réalisé et les résultats obtenus.

Chapitre I

Interaction Rayonnements-matière

I. Introduction

En médecine et en biologie, les rayonnements ionisants rencontrés sont principalement constitués soit par des particules matérielles chargées (électrons, protons, deutons, ions...) ou neutres (neutrons), soit par des photons (essentiellement les rayons X et γ).

Le principe de ce chapitre est de décrire le comportement des rayonnements ionisants après leur formation suite à une désintégration ou à une désexcitation d'un noyau radioactif.

Ces rayonnements pourvus d'énergie vont interagir avec les structures constitutives de la matière essentiellement les électrons et les noyaux des atomes. En interagissant, le rayonnement va céder l'énergie en totalité ou en partie à la matière. En contrepartie, cette dernière subit des modifications conséquence de cette interaction.

Il est important de noter dès à présent qu'il existe de nombreux types d'interactions «rayonnements-matière» ,en fonction de la nature du rayonnement et de la quantité d'énergie qu'il transporte.

Après avoir donné la définition et la classification des rayonnements ionisants, nous nous intéresserons par la suite à l'interaction des particules chargées avec la matière, en faisant une distinction entre les particules chargées (essentiellement les électrons) et les autres (essentiellement les neutrons). Des outils de calcul permettant d'estimer la valeur des parcours de ces particules dans la matière seront donnés.

Dans un deuxième temps, nous étudierons le cas des ondes ou des rayonnements électromagnétiques. Nous confirmerons qu'il existe une loi permettant de décrire l'atténuation de ces rayonnements dans la matière.

Enfin, les interactions entre rayonnements ionisants et matière étant assimilées à des transferts d'énergie, nous terminerons ce chapitre en donnant la définition d'une grandeur permettant de quantifier l'énergie cédée à la matière.

Les rayonnements ne peuvent être détectés et caractérisés que grâce à leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent.

1.1. Classification des rayonnements ionisants

On appelle rayonnement ou radiation le processus d'émission ou de transmission d'énergie sous la forme d'ondes électromagnétiques ou de particules [1] [2].

Un rayonnement est dit ionisant quand il est susceptible d'arracher des électrons à la matière.

Un rayonnement ionisant est un transport d'énergie sous la forme de particules ou d'ondes électromagnétiques d'une longueur d'ondes inférieure ou égale à 100 nanomètres, soit d'une fréquence supérieure ou égale à 3×10^{15} hertz, pouvant produire des ions directement ou indirectement.

Cette définition réglementaire, assez ardue de prime abord, laisse transparaître deux termes importants :

Tout d'abord un rayonnement ionisant est un transport d'énergie: sans énergie, il n'y a pas de rayonnement ionisant donc pas de radioprotection puisque c'est l'énergie transférée à la matière qui va occasionner des dégâts dans celle-ci.

Ensuite la nature de ce rayonnement a une très grande importance dans la mesure où les types d'interactions dans la matière seront dépendants. Autrement dit, une particule ou une onde électromagnétique va céder son énergie d'une façon bien caractéristique.

Les rayonnements pourront être classés en fonction de leur nature et de leur énergie (figure I.1).

Les particules ou rayonnements particuliers ont une masse au repos. L'énergie totale de ces particules est donnée par la relation d'Einstein :

$$E = mc^2 \quad (I.1)$$

m est la masse et c la vitesse de la lumière ou « célérité » (3.108 m.s^{-1}).

Cette énergie totale peut elle-même être décomposée de la façon suivante :

$$E = mc^2 = T + m_0c^2 \quad (I.2)$$

T est l'énergie cinétique de la particule et m_0c^2 l'énergie équivalente à la masse au repos de cette même particule ;

Les rayonnements électromagnétiques qui sont constitués par un flux de photons n'ont pas de masse. On emploie parfois à leur égard le terme « d'énergie qui se déplace ».

Cette énergie est donnée par la relation :

$$E = h \nu = h \frac{c}{\lambda} \quad (I.3)$$

Où h est la constante de Planck ($6,6.10^{-34} \text{ J.s}$) et ν la fréquence du rayonnement (en s^{-1}) égale au rapport entre c et la longueur d'onde λ du rayonnement (en m).

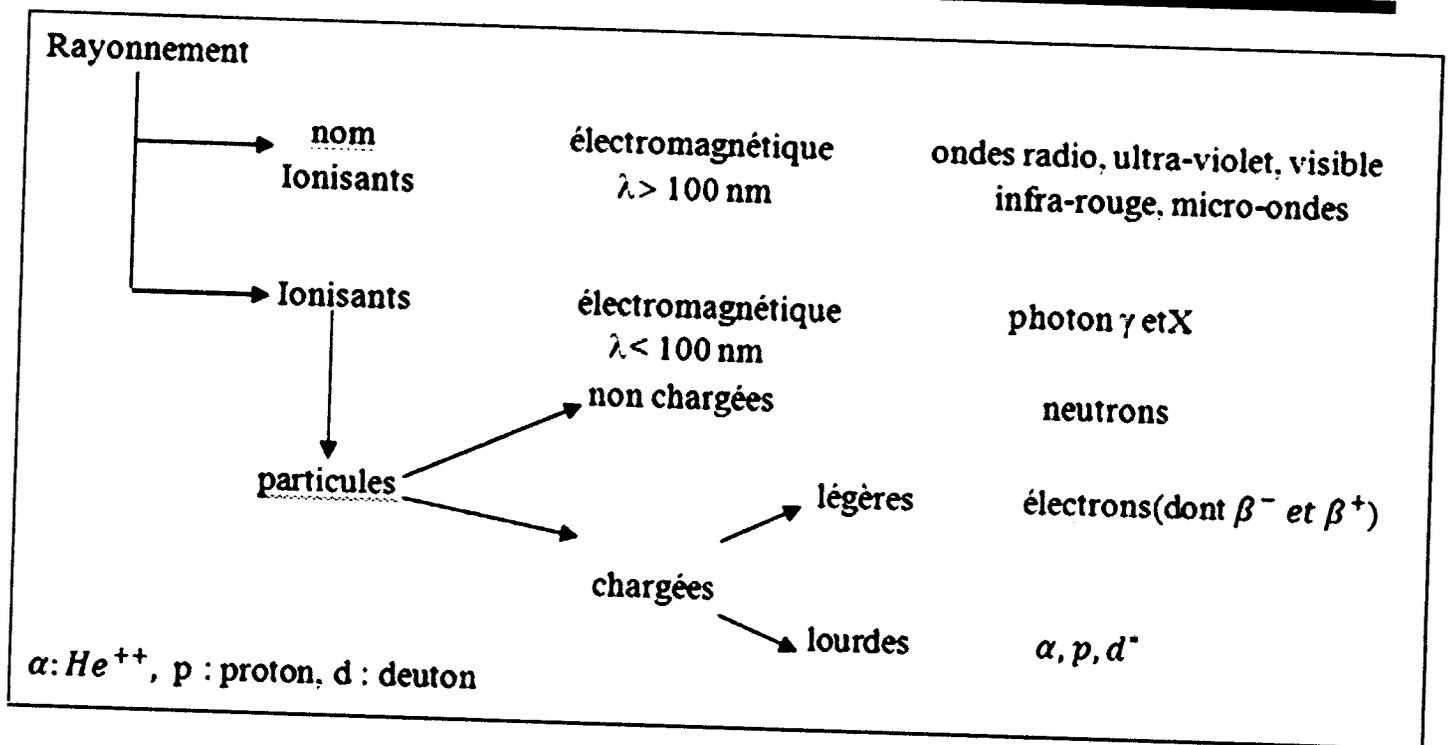


Figure I.1. Classification des rayonnements.

Dans la plupart des cas, les rayonnements électromagnétiques seront caractérisés soit par leur énergie E , soit par leur longueur d'onde (cas de la figure I.1).

Par définition, un rayonnement non ionisant aura une énergie insuffisante pour ioniser la matière. D'après la figure I.1, on s'aperçoit que ce type de rayonnement est constitué essentiellement de rayonnements électromagnétiques de longueur d'onde supérieure à 100 nm.

Par opposition, un rayonnement ionisant aura une longueur d'onde inférieure à 100 nm s'il s'agit d'un rayonnement électromagnétique. Les rayons γ et X entrent dans cette catégorie. Après application de la formule (I.3), l'équivalent en énergie de la valeur de longueur d'onde de 100 nm est égal à 12,4 MeV.

Un rayonnement ionisant peut également être de nature particulaire. Dans ce cas, on distingue les particules non chargées telles que les neutrons et les particules chargées.

Ces rayonnements ionisants ont en commun la propriété de provoquer des ionisations dans les milieux matériels où ils pénètrent, c'est-à-dire l'éjection d'un ou de plusieurs électrons de l'édifice atomique ou moléculaire rencontré [3].

Les ionisations sont à l'origine des effets biologiques constatés sur les milieux vivants. En effet, lorsqu'une particule traverse un milieu biologique, les premières interactions qui se produisent sont des processus de transfert d'énergie entre la particule incidente et les atomes ou les molécules du milieu. La nature de ces processus dépend du type de la particule, de son énergie ainsi que de la nature du milieu traversé.

Ces rayonnements ionisants ont en commun la propriété de provoquer des ionisations dans les milieux matériels où ils pénètrent, c'est-à-dire l'éjection d'un ou de plusieurs électrons de l'édifice atomique ou moléculaire rencontré.

Chez ces dernières, la masse est un critère important pour décrire le type d'interaction, nous considérerons donc séparément les particules chargées légèrement, constituées essentiellement par les électrons et les particules lourdes, telles que les particules α , les protons ou les deutons (noyaux de deutérium) [1].

1.2. Interaction des particules chargées avec la matière

Dans le cas des particules chargées comme le proton dont la masse est très grande par rapport à celle de l'électron ($M_p/m_e=1837$), et pour toutes les particules dont l'énergie est supérieure à 1 MeV, on remarque un ralentissement des particules sans déviation. Donc les particules perdent leur énergie progressivement en la transférant aux électrons du milieu. Ce transfert peut se faire par excitation ou par ionisation des atomes du milieu [4] [5].

1.2.1. Interaction des électrons avec la matière

Les électrons sont des particules légères porteuses d'une charge électrique élémentaire, négative pour les « négatons » et positive pour les « positons » [1].

Les électrons en mouvement dans un milieu matériel perdent leur énergie cinétique au cours d'interactions avec les atomes du milieu traversé. Deux cas de figure peuvent se présenter : les électrons agissent soit avec les électrons des atomes constituant le milieu, soit avec leur noyau.

Dans le cas d'une interaction « électron-électron », on parlera de collision. Il en existe deux types : l'ionisation et l'excitation. Dans le cas d'une interaction « électron-noyau », on parlera de freinage.

1.2.1.1. Phénomènes d'ionisation et d'excitation

Ces interactions sont les plus probables. L'électron incident transfère une partie de son énergie cinétique à l'électron atomique. Selon la valeur de la quantité d'énergie transférée, l'une ou l'autre de ces réactions aura lieu.

En général, les particules chargées perdent de leur énergie principalement par les interactions électrostatiques avec les électrons de l'atome. Lorsque l'énergie transférée aux électrons dans un atome est suffisante pour faire monter le niveau d'énergie des électrons à un niveau supérieur, ce processus est appelé excitation [2].

Si l'énergie transférée est encore plus grande, l'électron est éjecté en dehors du système.

Ce processus est nommé ionisation.

L'électron éjecté perdra son énergie cinétique et s'attachera à un autre atome, faisant ainsi de cet atome un ion négatif.

L'atome chargé positivement et l'ion chargée négativement forment une paire d'ions.

Quelques-uns des électrons éjectés peuvent avoir une énergie suffisante pour produire une ionisation [6].

- **Ionisation**

L'énergie transférée par l'électron incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron atomique. Ce dernier est donc expulsé de l'atome. Lors d'une ionisation, l'énergie cédée par l'électron incident est généralement faible par rapport à son énergie cinétique totale. On en déduit qu'il faudra un grand nombre d'interactions avant que l'électron n'ait épuisé toute son énergie cinétique et qu'il « s'arrête » dans la matière [1].

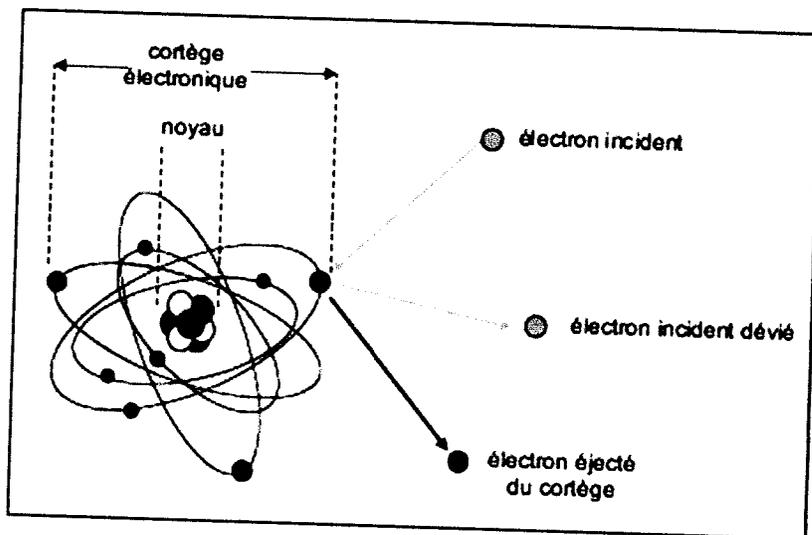


Figure I.2. Phénomène d'ionisation.

Dans le cas où l'électron incident est un négaton, il est impossible après interaction de le différencier de l'électron atomique expulsé. Par convention, c'est celui qui possède la plus grande énergie cinétique qui est considéré comme étant l'électron incident.

- **Excitation**

Dans ce cas, l'énergie transférée est exactement égale à la différence entre les énergies de liaison de deux couches électroniques. L'électron atomique saute sur une orbite correspondant à une couche électronique moins liée, on dit qu'il est « excité ».

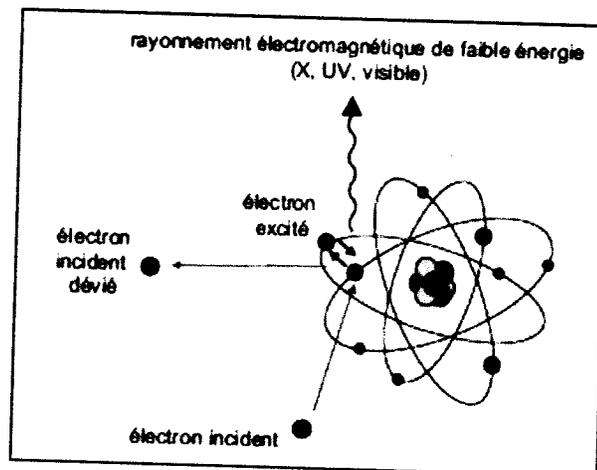


Figure I.3. Phénomène d'excitation.

Cet électron va chercher à retrouver son niveau énergétique de départ. Lors de son retour à sa couche originelle, de l'énergie est libérée sous la forme d'un photon dont la valeur dépendra de la différence entre les deux niveaux énergétiques. On parle de réarrangement du cortège électronique. Ce phénomène s'observe également dans le cas d'une ionisation où il aboutit généralement à une émission en cascade de rayonnements électromagnétiques et/ou électroniques de faible énergie.

1.2.1.2. Rayonnement de freinage

Plus rarement, les électrons incidents peuvent interagir avec les noyaux des atomes de la substance traversée. Ils subissent l'influence du champ coulombien du noyau. Ils sont alors déviés et cèdent une partie de leur énergie au noyau. Cela se manifeste par un ralentissement ou freinage. L'énergie perdue est émise sous la forme de rayonnements X, dits de **freinage** [1].

Remarque : dans la littérature, on emploie aussi le terme de **bremsstrahlung** (« rayonnement de freinage », en allemand).

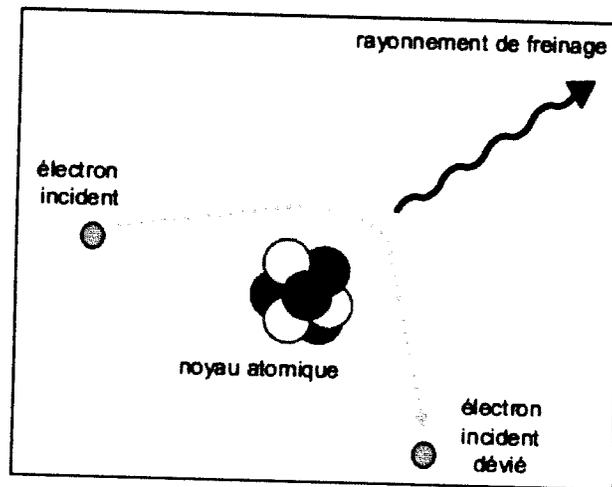


Figure I.4. Phénomène de freinage.

Ce phénomène est important dans le cas d'électrons de forte énergie (supérieure à 1 MeV) traversant une matière constituée d'atomes lourds (numéro atomique Z élevé).

1.2.2. Coefficient d'interaction des particules chargées avec la matière

1.2.2.1. Pouvoir massique de ralentissement

Le pouvoir massique de ralentissement ou d'arrêt total (S/ρ), d'un milieu pour des particules chargées est le quotient de dE par $\rho \cdot dl$ où dE est l'énergie perdue par une particule chargée en parcourant un élément de longueur dl du milieu de masse volumique ρ .

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{dE}{dL} \quad (I.4)$$

Unité : $J \cdot m^2 \cdot Kg$

E peut être exprimé en eV ; dans ce cas S/ρ peut être exprimé en $eV \cdot m^2 \cdot Kg^{-1}$.

1.2.2.2. Transfert linéique d'énergie

Les trois mécanismes décrits précédemment permettent aux électrons de transférer leur énergie à la matière traversée. L'expérience montre que les faibles transferts d'énergie sont très favorisés. Les électrons doivent donc subir un très grand nombre d'interactions avant d'être stoppés. Il en résulte que le ralentissement peut être considéré comme un phénomène progressif et continu caractérisé par le transfert linéique d'énergie (TLE). Cette grandeur notée dE/dx donne l'énergie moyenne transférée par les électrons à la matière par unité de longueur de la trajectoire parcourue.

Le TLE, qui s'exprime en général en keV.cm^{-1} ou en MeV.cm^{-1} est fonction de l'énergie des électrons et de la nature de la substance traversée.

Dans le cas particulier des tissus vivants, les « dégâts biologiques » créés par les électrons sont d'autant plus importants que l'énergie cédée localement aux cellules est grande. Le TLE est donc d'une grande importance dans la détermination de « l'effet biologique ».

La figure 1.5 décrit les variations du TLE dans les tissus en fonction de l'énergie des électrons.

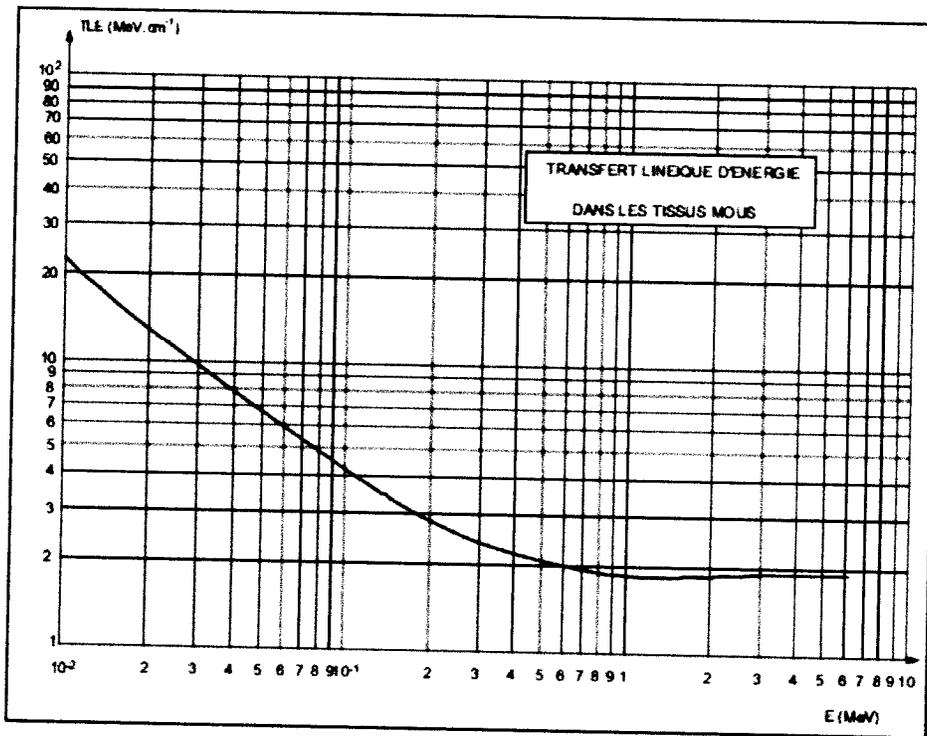


Figure I.5. Variation de la valeur du TLE des électrons dans les tissus en fonction de l'énergie.

Nous pouvons constater :

- Qu'à basse énergie, le TLE est une fonction décroissante de l'énergie. Nous pouvons en déduire que plus les électrons sont ralentis, plus la quantité d'énergie cédée à la matière par interaction est grande et plus leur aptitude à léser les cellules constitutives des tissus devient grande. Les électrons sont donc plus dangereux à la fin de leur parcours.
- Que pour une énergie comprise entre 5 MeV et 500 keV, le TLE peut être considéré comme sensiblement constant et égal à environ 2 MeV.cm⁻¹.

I.2.3. Parcours des rayonnements électroniques

Les électrons ont une trajectoire très sinueuse. En effet, on observe généralement une déviation lors de chaque mode d'interaction (ionisation, excitation, freinage). Certains peuvent même subir une déviation de 180° (phénomène de rétrodiffusion).

Pour caractériser la trajectoire d'électrons ou de rayonnements électroniques, deux grandeurs peuvent être définies (Figure I.6) :

- Le **parcours**: il s'agit de la longueur réelle de la trajectoire de l'électron. Cette grandeur est peu utilisée en radioprotection .

- La **portée**: elle représente la profondeur maximale atteinte par un faisceau d'électrons dans un milieu considéré. Cette grandeur est très utilisée en radioprotection lors de la conception d'écran.

Il est important de noter que dans le langage courant le mot parcours est souvent utilisé improprement pour désigner la portée.

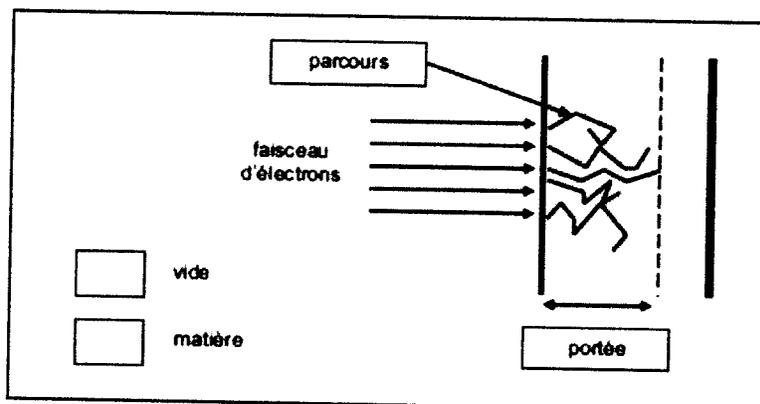


Figure I.6. Parcours et portée d'un faisceau d'électrons.

Il existe de nombreuses relations empiriques permettant de calculer la valeur de la portée en fonction de l'énergie des électrons incidents et de la nature du matériau traversé.

L'une d'entre elles, la formule de Katz et Penfold, est donnée par la relation suivante :

$$R = \frac{0.412 E^n}{\rho} \quad (I.5)$$

Avec $n = 1,265 - 0,0954 \ln E$

R est la portée (en cm), E est l'énergie des électrons (en MeV) et ρ la masse volumique du matériau (en g.cm^{-3}).

Dans le cas particulier des rayonnements β , en substituant à E la valeur E_{max} caractéristique de l'énergie maximum du spectre, la formule précédente donnera la portée maximale, c'est-à-dire la portée correspondant aux électrons les plus énergétiques. Même si la valeur de la portée maximale s'éloigne de la réalité physique (l'énergie moyenne du spectre β étant plus conforme à la réalité). Elle est très utilisée pour les calculs d'écrans.

En radioprotection, on préfère bien souvent la surestimation du risque pour se protéger efficacement pour la précision des résultats.

Pour illustrer la relation précédente, nous calculons la portée d'électrons ayant une énergie de 1,7 MeV (valeur correspondant à l'énergie maximale des particules β du phosphore-32) dans l'air et dans l'eau.

→ Calculons d'abord la valeur de l'exposant n :

$$n = 1,265 - 0,0954 \ln 1,7 = 1,214 \quad (I.6)$$

→ pour l'air, la valeur de la masse volumique ρ étant de $1,3 \cdot 10^{-3} \text{ g.cm}^{-3}$, on en déduit que la valeur de la portée :

$$R_{\text{air}} = 0,412 \times 1,7^{1,214} / 1,3 \cdot 10^{-3} = 604 \text{ cm (environ 6 m)} \quad (I.7)$$

→ pour l'eau, la valeur de la masse volumique ρ étant de 1 g.cm^{-3} , on en déduit que la valeur de la portée :

$$R_{eau} = 0,412 \times 1,7^{1,214} / 1 = 0,78 \text{ cm} \quad (\text{I.8})$$

La portée des rayonnements β est donc de quelques mètres dans l'air et environ un centimètre dans les tissus mous (équivalents à l'eau).

En prenant une valeur moyenne du TLE divisée par l'énergie initiale de l'électron, nous pouvons calculer un parcours moyen. Si un électron a une énergie initiale de 1,7 MeV et un TLE de $1,75 \text{ MeV.cm}^{-1}$, le parcours moyen est calculé de la façon suivante :

$$TLE = dE/dx = E/\rho \text{ (parcours moyen)} \quad (\text{I.9})$$

D'où :

$$\rho = E/TLE = 1,7/1,75 = 0,97 \text{ cm} \quad (\text{I.10})$$

La valeur de parcours est donc bien supérieure à celle de la portée. Cela montre donc l'importance des déviations dans les trajectoires électroniques.

En règle générale, l'ordre de grandeur du parcours des électrons dans l'air est de l'ordre de quelques mètres.

Pour la majorité des radionucléides émetteurs β^- , la valeur de la portée des particules β dans le plexiglas n'excède pas 1 cm.

1.2.4. Interaction des neutrons avec la matière

Les interactions les plus communes des neutrons thermiques avec la matière sont les réactions de capture (n, γ), la diffusion élastique (n, n), les réactions nucléaires avec émission de particules chargées de type (n, p) et (n, α) pour certains éléments légers.

Dans quelques nucléides, la section efficace d'interaction suit la loi connue de l'inverse du carré de la vitesse du neutron ($1/v^2$), ce qui permet de mesurer l'influence neutronique en utilisant des techniques d'activation. La perte d'énergie ou le ralentissement des neutrons rapides dans un matériau se fait principalement par diffusions élastiques sur les noyaux des atomes le constituant. Ce ralentissement peut également s'opérer à la suite de diffusions inélastiques ou de réactions nucléaires sur les noyaux du milieu ralentisseur. La perte d'énergie moyenne du neutron rapide par choc élastique est d'autant plus grande que le noyau cible est léger. La perte d'énergie maximale est atteinte pour l'hydrogène qui représente le meilleur ralentisseur pour les neutrons rapides [4] [7].

1.3. Interaction des rayonnements électromagnétiques avec la matière (Interaction Photon-Matière)

La plupart des sources de radiations électromagnétiques utilisées en radiothérapie émettent des photons avec une énergie allant de quelques MeV (rayons X mous) à 50 MeV (bêtatron médical) [3][8] [9].

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

Les photons dans cette gamme d'énergie transfèrent leur énergie aux molécules du milieu traversé, selon différents mécanismes d'interaction:

- L'effet photoélectrique
- L'effet Compton
- La production de paires

Ces trois mécanismes jouent un rôle majeur. Il résulte de ces trois effets la mise en mouvement des particules secondaires (électrons, positrons). Les électrons secondaires énergétiques sont appelés rayons delta, et représentent une façon indirecte pour la particule initiale de transférer son énergie au milieu.

Suivant l'énergie des rayons X ou γ nous pouvons avoir les processus d'interaction suivants :

[4][10].

1.3.1. L'effet photoélectrique

Le photon entre en collision avec un électron des couches internes de l'atome. L'énergie E du photon incident est transférée à l'électron qui est éjecté de sa couche. Une partie de cette énergie est utilisée pour "extraire" l'électron interne (énergie de liaison E_L). L'excédent d'énergie se retrouve sous forme d'énergie cinétique E_C de l'électron éjecté (figure 1.7).

$$E_C = h\nu - E_L \quad (1.11)$$

E_L est l'énergie de liaison d'un électron atomique et $h\nu$ l'énergie initiale du photon incident.

L'effet photoélectrique ne peut avoir lieu que si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron. Le retour de l'atome à l'état fondamental s'accompagne d'une émission de photon de fluorescence ou d'un électron Auger.

Le photon de fluorescence est émis lorsqu'un électron des couches supérieures prend la place de l'électron éjecté. Parfois, pour des milieux où Z est faible, le photon de fluorescence produit un nouvel effet avec émission d'un électron: c'est l'effet Auger.

La probabilité d'avoir un effet photoélectrique entre le rayonnement électromagnétique et la matière est décrite par la section efficace de l'effet photoélectrique qui dépend fortement de l'énergie du photon incident et du numéro atomique Z du milieu absorbeur.

L'effet photoélectrique est très favorisé dans les milieux de numéro atomique élevé.

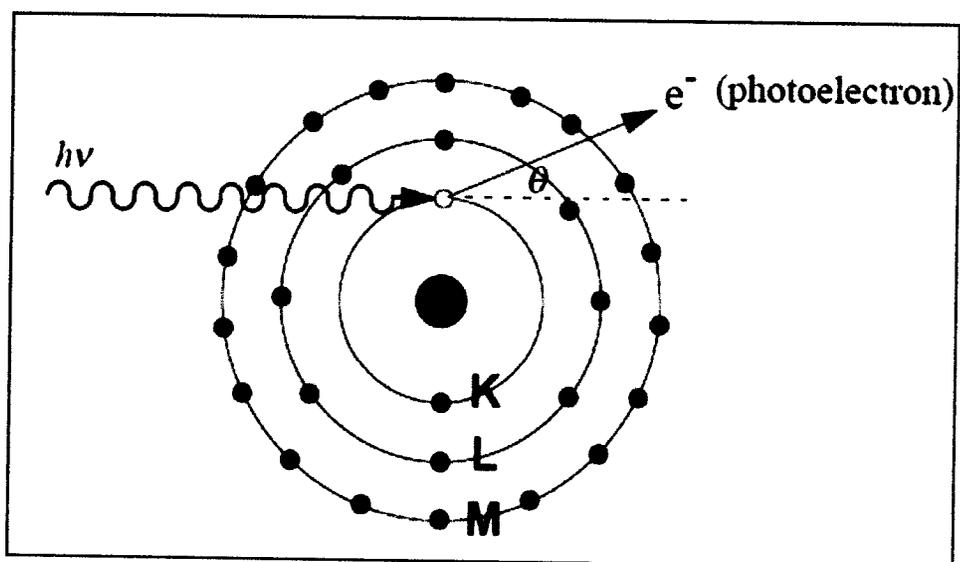


Figure I.7. Effet photoélectrique.

1.3.2. Effet Compton

Cet effet est produit si le photon incident possède une énergie de 0.1 à 0.5 MeV. Le photon interagit avec un électron libre ou peu lié et l'interaction conduit à l'éjection de l'électron. Le photon incident subit une diffusion avec une énergie inférieure à son énergie initiale (fig. I.8.)[3][8][9].

L'énergie du photon diffusé et l'effet de Compton est donnée simplement en appliquant les lois de la conservation de l'énergie et du moment cinétique au choc du photon avec un électron libre, ce qui donne la relation suivante :

$$h\vartheta = h\vartheta' + Ee' \dots \dots \dots (I.12)$$

$$\vartheta' = c/\lambda' \quad \text{Et} \quad \vartheta = c/\lambda$$

λ' : longueurs d'onde du photon diffusé

λ : longueurs d'onde du photon incident.

h : Constante de Planck.

c : la vitesse de la lumière.

Ee' : L'énergie d'électron

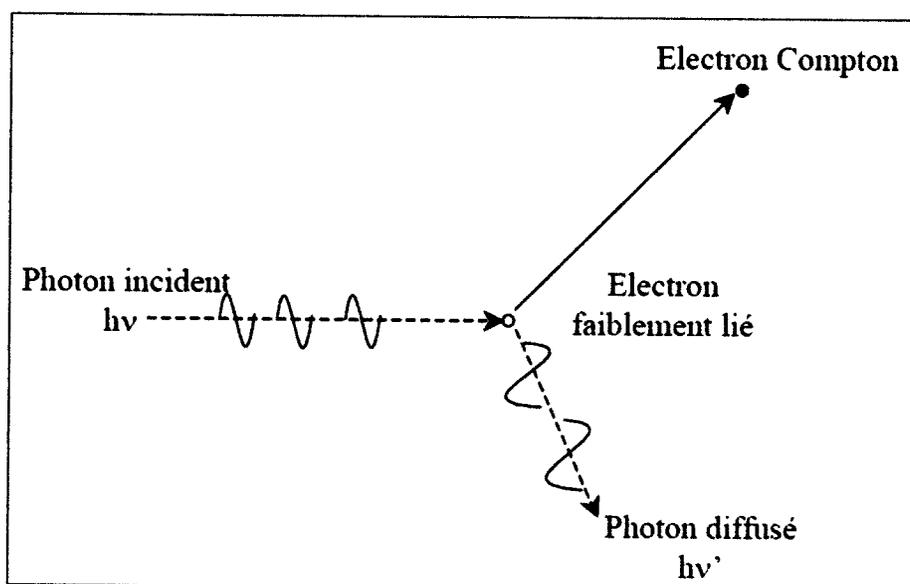


Figure I.8. Effet Compton.

1.3.3. Effet de création de paire

L'effet de matérialisation se produit à énergie élevée ($E > 2E_0$). Le photon pénétrant dans le champ Coulombien d'un noyau se matérialise sous forme d'une paire électron-positron (e^- , e^+) (fig. 1.9).

Les lois de conservation du moment cinétique font que ces deux photons sont émis dans des directions opposées. La conservation de l'énergie s'écrit :

$$E = 2E_0 + E_{e^-} + E_{e^+}. \quad (1.13)$$

E_0 est l'équivalent énergétique de la masse de l'électron.

E_{e^-} , E_{e^+} sont respectivement les énergies cinétiques de l'électron et du positron.

$$E_0 = m_0 c^2 = 0511 \text{ MeV} \quad (1.14)$$

m_0 : La masse de l'électron

c : La vitesse de la lumière.

L'électron et le positron sont ralentis dans la matière. A la fin de son parcours, le positron interagit avec un électron et s'annihile ce qui engendre l'émission de deux photons gamma d'énergie 511 keV à 180° l'un de l'autre (fig. I.9.).

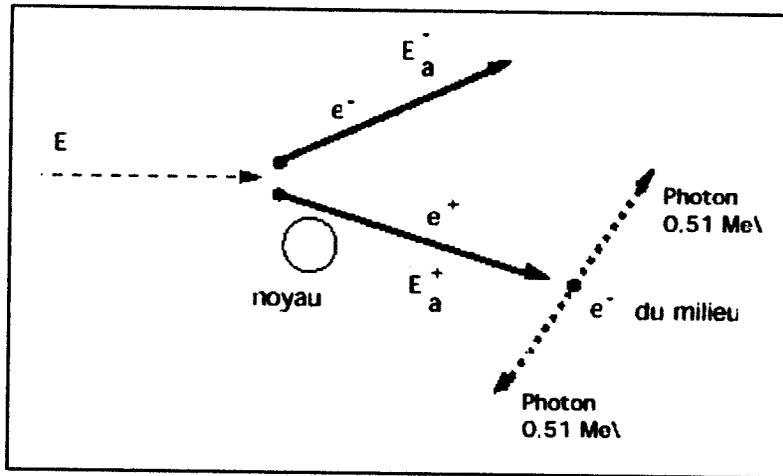


Figure. I.9. Création de paire.

I.3.4. Sections efficaces d'interactions

A chacun de ces modes d'interaction est associée une section efficace qui dépend de l'énergie des photons incidents et du numéro atomique **Z** du matériau traversé. L'importance relative de ces trois modes en fonction de **E** et **Z** est représentée sur la figure I.10, σ_{ph} , σ_c , σ_{pair} les sections efficaces des effets photoélectriques, Compton et création de paires [10][3].

L'interaction des photons avec la matière a comme section efficace la somme de toutes les sections efficaces des différents processus. Elle est donnée par :

$$\sigma_{tot} = \sigma_{ph} + \sigma_c + \sigma_{pair} \dots \dots \dots (I.15)$$

σ_{tot} : Section efficace totale

σ_{ph} : Section efficace du processus photoélectrique

σ_c : Section efficace d'Effet Compton

σ_{pair} : Section efficace d'Effet de création de paire

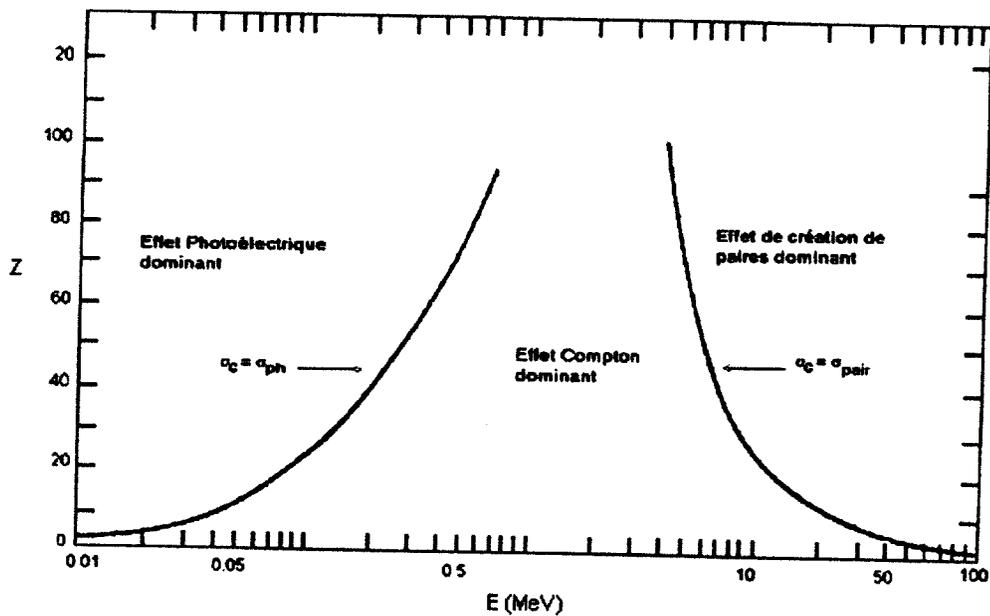


Figure. I.10. *Domaine des trois phénomènes d'interaction.*

La figure I.10 illustre les variations des probabilités d'occurrence des trois effets dans les tissus biologiques en fonction de l'énergie. La grandeur appelée μ est la Loi d'atténuation des rayonnements électromagnétiques. Nous nous contenterons de dire qu'elle est représentative de la probabilité d'interaction des rayonnements électromagnétiques dans la matière.

✓ *Le processus photoélectrique*

Il est prédominant pour des photons de basse énergie, en particulier pour les éléments de Z élevé (fig. I.11). La section efficace pour la couche K est donné par la formule suivante:

$$\sigma_{Kph} = \frac{8\pi r_0^2}{3} \frac{Z^2}{137^4} 4\sqrt{2}(\epsilon)^{-7/2} \quad (I.16)$$

$r_0 = 2.8^{18}$; Fm est le rayon classique de l'électron.

Quelle que soit la couche, on peut estimer cette section efficace comme suite :

$$\sigma_{\text{ph}} \propto \frac{Z^{4.35}}{E^3} \quad (I.17)$$

Pour un élément donné, l'effet photoélectrique diminue lorsque l'énergie du photon incident augmente (fig. I.11.).

✓ *Le processus Compton*

L'effet Compton, pour une énergie donnée, est donc approximativement proportionnel à la densité du matériau.

✓ *Le processus de matérialisation*

La section efficace pour la création de paire est rigoureusement nulle si $E < 2E_0$. Lorsque $E > 2E_0$, deux cas doivent être considérés :

$$\sigma_{\text{pair}} = \begin{cases} \alpha r_0^2 Z^2 \left[\frac{28}{9} \log \left(\frac{2E}{E_0} \right) - \frac{218}{27} \right] & \text{si } 2E_0 \leq E < \frac{E_0}{\alpha} Z^{-1/3} \\ \alpha r_0^2 Z^2 \left[\frac{28}{9} \log \left(183Z^{-1/3} \right) - \frac{2}{27} \right] & \text{si } E \geq \frac{E_0}{\alpha} Z^{-1/3} \end{cases} \quad (I.18)$$

$\alpha = 1/137$, est la constante de structure fine.

I.4. Atténuation des rayonnements électromagnétiques

Contrairement aux particules chargées qui cèdent progressivement leur énergie à la matière, les rayonnements électromagnétiques disparaissent brutalement à la suite d'une interaction. On ne peut plus parler de ralentissement. Il faut introduire la notion d'atténuation [4].

1.4.1. Loi d'atténuation

L'absorption des photons dans la matière dépend de la nature du milieu ainsi que de l'énergie des photons incidents [3] [4].

En traversant un milieu, un faisceau monochromatique parallèle s'appauvrit en photons de même énergie par absorption et/ou diffusion, au fur et à mesure qu'il y pénètre.

Le caractère probabiliste des processus d'interaction des photons γ avec la matière se traduit par une atténuation exponentielle :

$$\phi (X) = \phi_0 e^{-\mu X} \quad (I.19)$$

Φ_0 est le flux du faisceau incident.

$\Phi(x)$ est le flux à une distance x .

μ représente le coefficient d'atténuation linéaire total (cm^{-1}). Il exprime la probabilité d'interaction par unité de longueur d'un photon avec la matière à travers les trois processus.

1.4.2. Couche de demi-atténuation

On appelle couche de demi-atténuation (CDA) l'épaisseur de matériau nécessaire pour diminuer l'intensité du faisceau de moitié (I.19) [4].

Nous avons la relation :

$$\text{CDA} = X_{1/2} = \text{Ln}2 / \mu \quad (I.20)$$

Cette relation souligne l'analogie entre la loi de décroissance radioactive des noyaux et l'atténuation d'un faisceau de photons.

1.5. Grandeurs et unités dosimétriques

L'effet biologique obtenu lors de l'irradiation de la matière vivante par un rayonnement dépend essentiellement de la nature du rayonnement et de l'énergie absorbée par la matière irradiée [3].

Le but de la dosimétrie est d'évaluer quantitativement cette énergie absorbée afin :

1- de prévoir les effets des traitements en radiothérapie aussi bien sur les tissus sains que sur les tissus tumoraux.

2- de mesurer l'énergie déposée dans les tissus lorsque les rayonnements ionisants directs ou indirects sont utilisés à des fins diagnostiques.

3- de définir des normes de protection vis-à-vis de ces rayonnements (radioprotection) soit individuellement (sur le plan personnel ou professionnel), soit collectivement.

Les grandeurs et les unités radiologiques ont été définies dans l'ICRU 33 [4] :

1.5.1. Energie cédée

L'énergie E cédée par des rayonnements ionisants à la matière dans un volume V donnée est :

$$E = \Sigma E_e + \Sigma E_s \quad (I.21)$$

ΣE_e : La Somme des énergies de toutes les particules directement et indirectement ionisantes qui sont entrées dans le volume V

ΣE_s : La Somme des énergies de toutes les particules directement et indirectement ionisantes qui sont sorties du volume V .

I.5.2. Dose absorbée

La dose absorbée (D) est l'énergie absorbée par unité de masse :

$$D = d\varepsilon/dm \quad (I.22)$$

$d\varepsilon$ est l'énergie moyenne communiquée par le rayonnement à la matière dans un élément de volume.

dm est la masse de la matière contenue dans cet élément de volume.

Dans ce contexte, le terme « dose absorbée » désigne la dose moyenne reçue par un tissu ou un organe.

L'unité de dose absorbée est le gray (Gy), un Gy équivaut à un joule par kilogramme: $1\text{Gy} = 1.\text{J/kg}$

I.5.3. Débit de dose absorbée

Le débit de dose absorbée, noté \dot{D} , est la dose absorbée par unité de temps [1].

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (I.23)$$

Dans le système international, le débit de dose absorbée est exprimé en gray par seconde (Gy.s^{-1}). En pratique, nous utilisons souvent des sous-multiples comme les mGy.h^{-1} , compte tenu des activités manipulées. Nous utilisons également les anciennes unités, le radium $.\text{h}^{-1}$.

$$1 \text{ Gy.h}^{-1} = 100 \text{ rad.h}^{-1}$$

$$1 \text{ mrad.h}^{-1} = 10 \text{ }\mu\text{Gy.h}^{-1}$$

Si le débit de dose absorbée est constant dans l'intervalle de temps t , nous pouvons écrire la relation suivante :

$$D = \dot{D} \times t \quad (I.24)$$

1.5.4. Kerma

Le Kerma représente l'énergie cinétique libérée dans le milieu par le rayonnement indirectement ionisant (photon, neutron). Il traduit le premier acte de transfert d'énergie, à savoir la mise en mouvement par collision des particules secondaires (figure.1.12). Kerma est l'abréviation de «Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium». Sur la Figure 1.12., il correspond à l'énergie transférée en (a) et se définit par la relation suivante [4] :

$$K = dE_{\text{cin}} \quad (I.25)$$

E_{cin} représente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les rayonnements indirectement ionisants dans le volume de référence de masse dm .

L'unité du Kerma est le Gray (Gy) qui représente 1 J/kg. (Figure 1.12).

L'interaction a lieu en (a) avec un gain d'énergie cinétique pour un électron du milieu. Celui-ci va la perdre progressivement le long de son parcours (b) constitué de petites collisions.

Le rayonnement de freinage est émis suite à une interaction entre l'électron et un noyau du milieu.

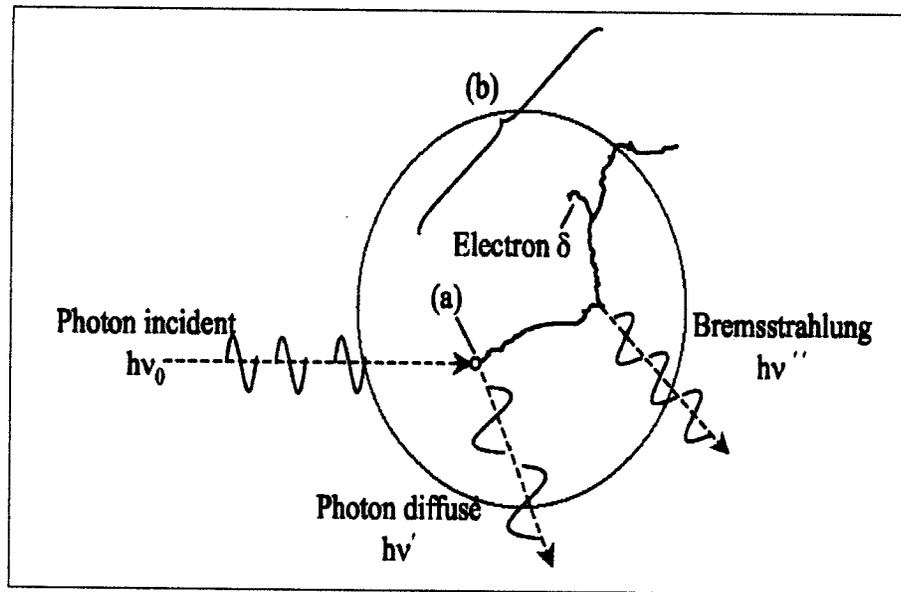


Figure. I.11. Représentation du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.

1.5.5. Exposition

L'exposition au rayonnement est le rapport de la charge totale dQ dans un volume d'air de masse dm , lorsque tous les électrons libérés par les photons dans cet élément de masse d'air sont complètement arrêtés dans l'air.

$$X = dQ/dm \quad (I.26)$$

Elle est exprimée en C.Kg-1

L'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R).

$$1R = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{ C.Kg}^{-1}$$

1.5.6. L'équilibre électronique

Le Kerma et la dose absorbée s'expriment avec la même unité. Cependant ce n'est que lorsque l'équilibre électronique est atteint dans le milieu que les quantités Kerma et dose absorbée sont égales [3].

Un rayonnement gamma interagit avec la matière pour donner des électrons secondaires qui cèdent leur énergie à la matière selon différents processus (excitation, ionisation).

Considérons un faisceau d'électrons pénétrant dans un milieu matériel ; les électrons mis en mouvement ont un certain parcours en fonction de leur énergie.

Au fur et à mesure que le faisceau d'électrons pénètre dans le milieu, il met en mouvement des électrons et l'influence de ces électrons sur les couches successives du milieu augmente progressivement jusqu'à une profondeur égale au parcours des électrons d'énergie maximale mis en mouvement dans le milieu. C'est la profondeur de l'équilibre électronique.

Chapitre II

Aspects physiques et cliniques d'un faisceau d'électron

Introduction

Des électrons de haute énergie ont été employés dans la radiothérapie depuis le début des années 50. À l'origine, les faisceaux d'électrons ont été produits par des bêtatrons et puis par des microtrons et des linacs. Dans les années 70, les accélérateurs linéaires de haute énergie, ayant les photons et les possibilités multi énergétiques de faisceau d'électrons, sont devenus de plus en plus disponibles pour l'usage clinique,

Sur le plan médical, la gamme d'énergie utile pour les électrons est de 6 à 21 MeV. Pour ces énergies, les faisceaux d'électrons peuvent être employés pour traiter des tumeurs superficielles (< 5 cm de profondeur) avec une diminution caractéristiquement aigue dans la dose au delà de la tumeur. Les principales applications sont le traitement de la peau et les cancers de la lèvre, l'irradiation de la paroi thoracique pour les cancers du sein...etc.

Dans ce chapitre sont fournis des informations de base sur des caractéristiques physique et dosimétriques d'un faisceau d'électrons. La majeure partie de la discussion concernera les énergies de 6 à 21 MeV.

II.1. Les accélérateurs linéaires

L'accélérateur linéaire (linac) est un dispositif qui emploie des ondes électromagnétiques de haute fréquence pour accélérer les particules chargées telles que les électrons à hautes énergies par un tube linéaire. Le faisceau d'électrons de grande énergie peut être employé pour traiter les tumeurs superficielles. Les électrons frappent une cible en produisant des rayons X qui traitent les tumeurs situées en profondeur [12].

Il y a plusieurs types de conceptions d'accélérateur linéaire. Ceux qui sont utilisés dans la thérapie radiologique accélèrent les électrons par le déplacement des ondes électromagnétiques stationnaires dans leur fréquence dans la région de micro-onde (~3.000 mégahertz/sec).

L'accélérateur linéaire d'électrons se compose essentiellement d'un guide d'ondes électromagnétiques formé d'un cylindre creux, d'une onde électromagnétique de très haute fréquence (issue du klystron ou magnétron) avec une composante axiale du champ électrique et d'une vitesse de phase inférieure à celle de la lumière[4].

La structure du guide d'ondes d'accélérateur se compose d'un tube de cuivre divisé à l'intérieur par des disques ou des diaphragmes de cuivre d'ouverture et d'espacement variables. Cette section est évacuée par une pompe à vide (montrée dans la figure II.1)[12].

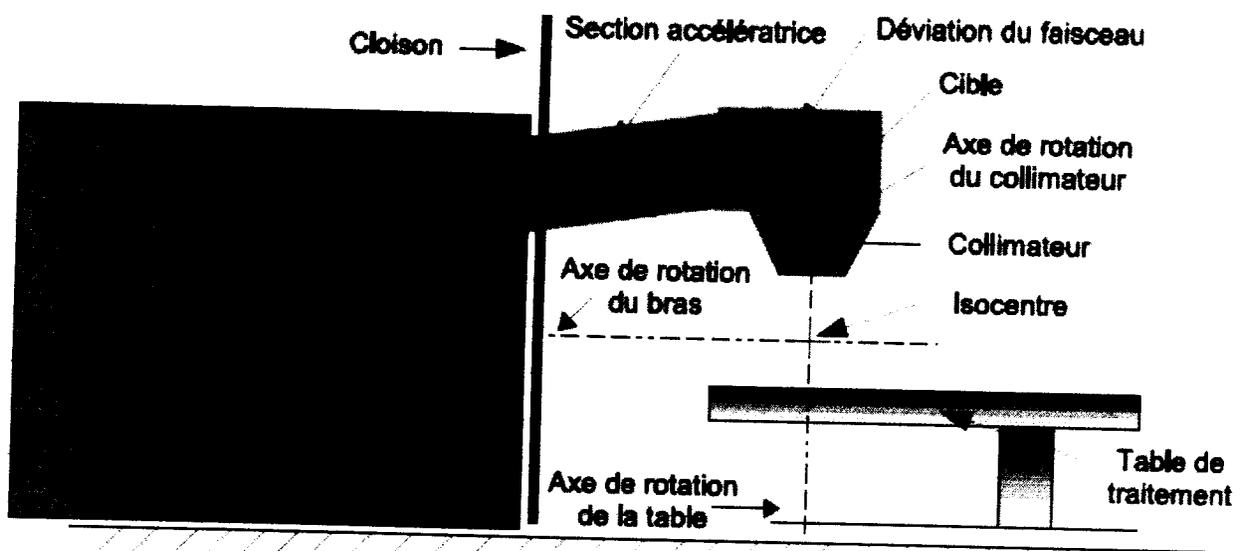


Figure II.1 : Schéma des différents composants d'un accélérateur linéaire

Le faisceau d'électrons accéléré dévié de 270° est conduit dans la tête d'irradiation où le mode de fonctionnement est fixé. On distingue deux modes de fonctionnement.

II.1.1. Mode photons

Le faisceau de photons est produit par les électrons de haute énergie qui viennent interagir avec une cible en tungstène. D'abord le faisceau est confiné par le collimateur primaire, puis il traverse un filtre égalisateur placé à la sortie de la cible, qui atténue le faisceau sur l'axe central davantage que sur les bords, réalisant ainsi son uniformité. Enfin, un système de collimation, constitué par d'épaisses mâchoires mobiles en plomb permet d'obtenir des dimensions de faisceau variables. [13], [4]

II.1.2. Mode électrons

Le faisceau d'électrons qui sort de la fenêtre du tube d'accélérateur est un mince rayon étroit d'environ 3 millimètres de diamètre. En mode d'électron d'opération de linac (fig. II.2), ce faisceau, au lieu de frapper la cible, heurte une feuille de diffusion électronique pour écarter le faisceau et permet ainsi d'obtenir un afflux uniforme d'électrons à travers le champ de traitement. La feuille de dispersion se compose d'une feuille métallique mince, habituellement du plomb [12]. Le choix du métal, le nombre, l'épaisseur et la forme de la feuille diffusante doivent être adaptés à l'énergie afin de limiter au maximum la contamination inévitable du faisceau par des électrons de plus faible énergie par des rayonnements X de freinage, tout en obtenant un champ égalisé de la plus grande dimension possible [12], [4].

Le faisceau traverse un ensemble de deux chambres d'ionisation à transmission indépendante qui autorisent une double mesure de la dose délivrée ainsi qu'une vérification de la symétrie du faisceau. Puis le faisceau est adapté à la taille souhaitée par un collimateur additionnel approprié aux différents champs qui donnent la forme finale du faisceau (**FIG. II.2.**).

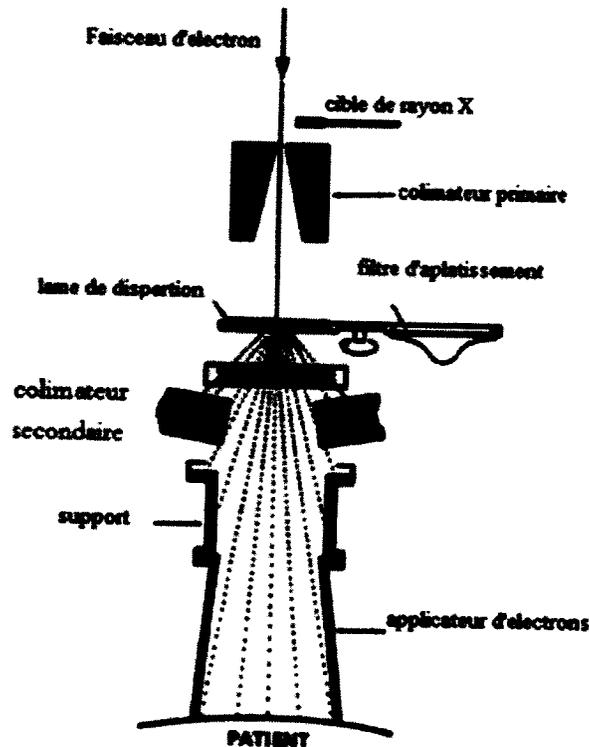


Figure. II.2. Mode de traitement par un faisceau d'électrons.

II.2. Distributions de dose en profondeur sur l'axe central dans l'eau

Pour un faisceau d'électrons pénétrant dans un milieu équivalent tissu [14][15] ou patient, la dose absorbée (énergie absorbée par unité de masse) dépend de plusieurs paramètres : l'énergie du faisceau, la profondeur, la taille du champ, la distance source-patient (SSD) et le système de collimation du faisceau [14][15] [16]. Ces paramètres dépendent fortement de l'appareillage utilisé [14]. La distribution de la dose sur l'axe central du faisceau se caractérise par la courbe du pourcentage de rendement en profondeur (PDD%), ou rendement simple en profondeur (figure II .3.a) [16].

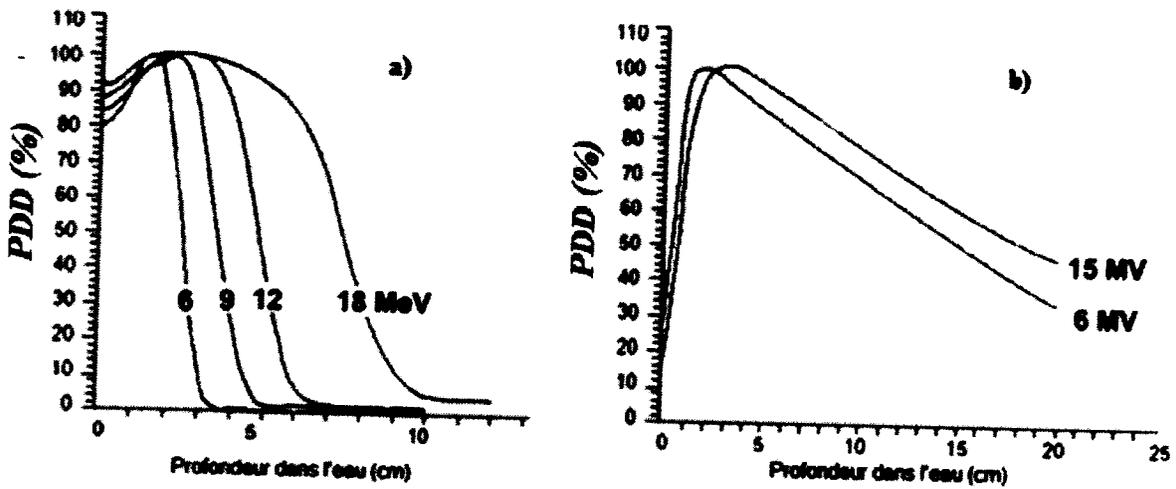


Figure. II.3. Les courbes de PDD typique d'un axe central dans l'eau pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et un SSD de 100cm. (a) pour des faisceaux d'électrons avec des énergies 6, 9, 12, 18 MeV et (b) pour des faisceaux de photons avec des énergies 6 et 15 MeV.

La forme générale de la courbe de dose de profondeur d'axe central pour les faisceaux d'électrons diffère de celle des faisceaux de photons (fig. II.3).

II.2.1. Courbes de rendement en Profondeur

La courbe de rendement en profondeur sur l'axe est définie par P(z)

$$P(z) = \frac{D(z)}{D_{\max}} \times 100 \dots \dots \dots (II.1)$$

P(z) est le rendement en profondeur à une profondeur z.

D(z) est la dose absorbée à la profondeur z dans le milieu sur l'axe du faisceau .

Dmax est la dose maximale sur l'axe [17].

Pour le contact initial avec le patient, le faisceau d'électrons clinique a une incidence d'énergie moyenne \bar{E}_0 qui est inférieure à l'énergie d'électrons à l'intérieur de l'accélérateur.

Le rapport de la dose d'un faisceau d'électrons à un point donné sur l'axe central et de la dose maximale sur l'axe central multiplié par 100 est le PDD .Il est influencé par la distance de traitement , la taille de champ et l'énergie du faisceau électrons [14].

La courbe de dose en profondeur sur l'axe central d'un faisceau d'électrons montre une dose superficielle élevée (>75%) qui se retrouve sur une plus grande plage de profondeur avec l'énergie en raison de la nature diffusante des électrons.

En effet, les électrons de basses énergies diffusent en moyenne plus rapidement et avec de plus grands angles par rapport aux électrons de hautes énergies, ce qui occasionne une augmentation plus rapide de la dose[16] jusqu'à un maximum d'une certaine profondeur désignée sous le nom de la profondeur maximale Z_{max} de dose d'un faisceau électrons et sur une plus courte distance. Ainsi, le ratio de la dose en surface sur la dose maximale est plus faible aux basses énergies (voir la fig. II.4) [14].

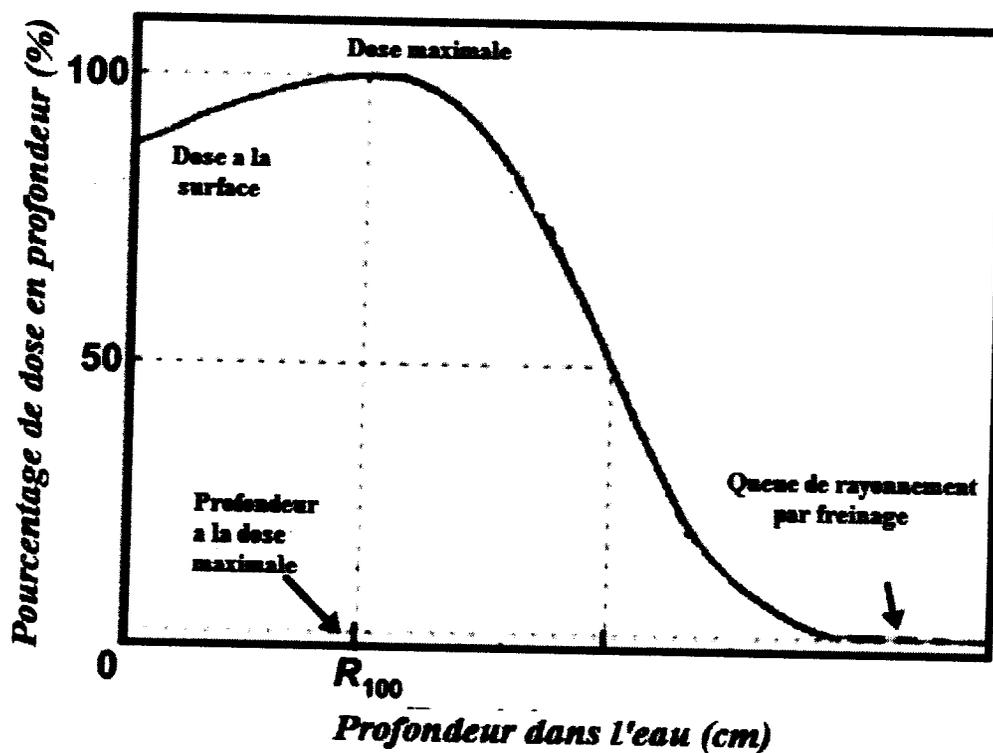


Figure. II. 4 la forme générale de la courbe de rendement en profondeur .

Plus l'énergie augmente, plus la profondeur de dose maximale augmente et plus le plateau de dose maximale s'élargit. Finalement, au-delà de z_{max} , la dose baisse rapidement et se stabilise à un petit composant de bas niveau de dose désigné sous le nom de la queue de Bremsstrahlung [14] due aux photons produits par Bremsstrahlung suite aux interactions des électrons avec diverses composantes de diffusion de la tête d'appareil (mâchoires, applicateur, etc.). Cette caractéristique est plus marquée à haute énergie puisque la production de photons par Bremsstrahlung augmente avec l'énergie [16]. Ceci offre un avantage clinique distinct par rapport aux modalités conventionnelles des rayons X dans le traitement des tumeurs superficielles [14].

II.2.2. Les différentes régions de la courbe de rendements en profondeur

La courbe de dose en profondeur d'axe central pour les faisceaux d'électrons (Courbes de rendement en profondeur) de haute énergie représente les différents paramètres souvent utilisés en radiothérapie. Sa forme générale présente toujours deux régions distinctes dans la figure (Fig. II.4). [14].

• Région de d'équilibre électronique (entre la surface et la profondeur z_{max})

L'équilibre électronique de dose dans les faisceaux d'électrons est beaucoup moins prononcée que celle des faisceaux de photons de haute énergie et les résultats des interactions de dispersion que les électrons éprouvent avec les atomes de l'absorbant. Dès l'entrée dans le milieu (eau par exemple), les chemins d'électrons sont approximativement parallèles. Avec la profondeur de leurs chemins deviennent plus obliques par rapport à la direction initiale, due à la dispersion multiple, en résultant une augmentation de la fluence des électrons le long de l'axe central du faisceau [4].

Dans le processus de collision entre les électrons et les électrons atomiques, il est possible que l'énergie cinétique acquise par l'électron éjecté soit assez grande (collision dure) pour provoquer l'ionisation.

Dans de tels cas, les électrons sont appelés électrons secondaires ou rayons δ , et ils contribuent également à l'accumulation de dose (Fig. II.4). La dose à la surface des faisceaux d'électrons (dans la gamme de 75% à 95%) est beaucoup plus élevée que celle des faisceaux de photons, et la vitesse à laquelle la dose augmente de la surface au z_{max} est donc moins prononcée pour les faisceaux d'électrons que pour les faisceaux de photons.

À la différence des faisceaux de photons, la dose de surface pour les faisceaux d'électrons augmente avec l'énergie d'électrons. Ceci peut être expliqué par la nature de la dispersion d'électrons. Aux énergies inférieures, les électrons sont dispersés plus facilement et pour un plus grand angle.

Ceci fait équilibrer électroniquement la dose plus rapidement et sur une plus courte distance. Le rapport de dose de la surface sur la dose maximale est donc inférieure pour les basses énergies d'électrons que pour les hautes énergies d'électrons.

- ***Distribution de dose au delà de z_{max} ($z \geq z_{max}$)***

La dispersion et la perte d'énergie continue par des électrons sont les deux processus responsables de la descente aiguë de la dose d'électrons en profondeur au delà du z_{max} . Le rayonnement par freinage produit dans la tête de l'accélérateur dans l'air entre la fenêtre d'accélérateur et le patient, et dans le milieu irradié est responsable de la queue dans la courbe de dose en profondeur. Le parcours des électrons augmente avec l'augmentation de l'énergie d'électrons.

La contamination de rayonnement par freinage (sections de queue de fig. II.4) dépend de l'énergie de faisceau d'électrons et est typiquement inférieure à 1% pour des faisceaux d'électrons 4 MeV et inférieure à 4% pour des faisceaux d'électrons de 20 MeV avec un accélérateur double dispersion .

II.2.3. Paramètres caractéristiques de la courbe de rendement en profondeur

Dans le but de décrire les propriétés thérapeutiques et physiques d'un faisceau, on peut définir un certain nombre de paramètres à partir des courbes de rendement en profondeur. Nous allons détailler ici ceux qui sont utiles pour notre étude (figure II.5)[17].

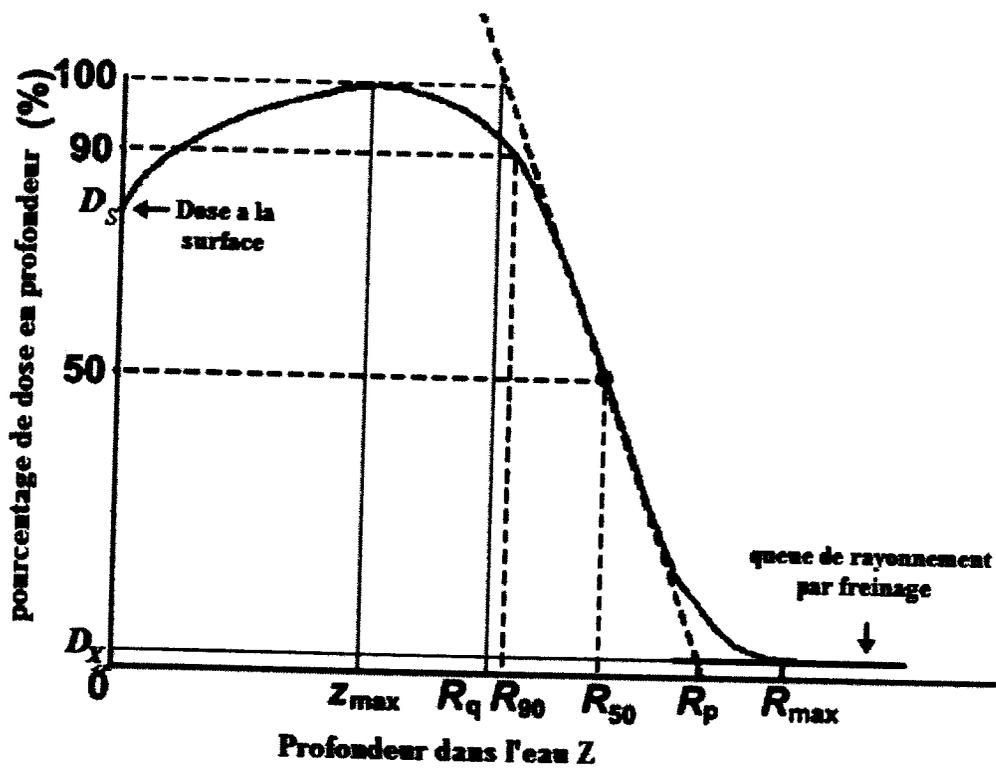


Figure. II. 5. Paramètres des courbes de rendement en profondeur.

II.2.3.1. Dose à l'entrée D_s

Appelée aussi dose à la peau (skin), elle a une très grande importance sur le plan clinique. On utilise souvent le rapport $\frac{D_s}{D_{max}}$ de la dose absorbée à 0,5 mm de profondeur (D_s) à la dose absorbée au maximum (D_{max}).

II.2.3.2. Dose due au rayonnement de freinage D_x

Cette dose est due aux photons émis par freinage aussi bien dans la matière que dans les diffuseurs situés en amont (collimateurs par exemple). Elle est représentée par la partie terminale de la courbe de rendement en profondeur (décroissance lente). Celle-ci est d'autant plus importante que les photons diffusés sont plus nombreux (donc que l'énergie des électrons est plus importante) ou que le nombre atomique Z du milieu absorbant est plus important.

II.2.3.3. Profondeur R_{100} du maximum de dose

La profondeur (Range) R_{100} est la profondeur du maximum de dose puisque les courbes sont normalisées. Elle dépend de l'énergie du faisceau, de la distance séparant la source du faisceau ainsi que de la section du faisceau.

II.2.3.4. Parcours thérapeutique R_{80}

Pour des raisons cliniques, le volume cible que l'on cherche à irradier doit être contenu à l'intérieur de l'isodose 80 %. C'est pourquoi il est important de savoir à quelle profondeur se trouve l'isodose 80 %. La profondeur à laquelle celle-ci se trouve sur l'axe (R_{80}) est ainsi appelée parcours thérapeutique.

II.2.3.5. Profondeur R50

Nous avons également étudié ce qui se passe à la profondeur du 50 % (dose absorbée à moitié de sa valeur maximale sur l'axe) . Cette valeur permet de déterminer l'énergie moyenne du faisceau d'électrons et, si celle-ci est effectuée dans un faisceau de dimensions suffisantes pour que l'équilibre de diffusion des électrons soit atteint ,nous pourrions comparer les résultats de cette étude avec d'autres résultats issus d'autres accélérateurs.

II.2.3.6. Parcours pratique R_p

Le parcours pratique est défini par la profondeur (l 'abscisse) de l'intersection entre la tangente de la courbe de rendement en profondeur au niveau du point d'inflexion et de l a droite extrapolée à partir de l a partie terminale de la courbe correspondant au rayonnement de freinage (due au bremsstrahlung) [18].

La mesure du parcours pratique est utilisée pour déterminer l'énergie la plus probable à l'entrée du milieu.

II.2.3.7. Profondeur moitié du parcours thérapeutique R80/2

Nous avons étudié la distribution de la dose à la profondeur moitié du parcours thérapeutique ($R80/z$) . Cette profondeur correspond souvent au centre du volume cible. Elle sert en plus de référence pour l'étude de la largeur de la pénombre [18] .

II.2.3.8. Le gradient

Le gradient de dose d'électron est défini comme suit :

$$G = R_p / (R_p - R_q)$$

Le gradient de dose pour des énergies d'électrons inférieures est plus raide que celui des énergies d'électrons plus élevées, puisque les électrons d'énergie inférieure sont dispersés à un plus grand angle à partir de leur direction initiale. Les puissances d'arrêt à basse et haute énergie affectent également le gradient de dose [14].

II.3. Courbes isodose

La dispersion des électrons joue un rôle important dans la détermination de la forme du courbe isodose. La distribution d'axe central, la planéité, et la courbure près des frontières de champ [12].

Les différences significatives existent parmi les formes des courbes isodoses pour différentes machines. Ces différences surgissent en raison des différents systèmes de collimation que les accélérateurs utilisent. Le système de collimation (par exemple, la feuille de dispersion, les chambres de moniteur, les mâchoires, et les cônes) et la colonne d'air au-dessus du patient cause une dispersion angulaire du faisceau ainsi que la diffusion d'énergie. Donc, les faisceaux de même énergie, E_0 provoquent différentes distributions de dose .

Les courbes isodose (fig. II.6) sont des lignes passant par des points de dose égale. Des courbes isodose sont habituellement dessinées aux intervalles réguliers de la dose absorbée et exprimés en pourcentage de la dose à un point de référence, qui est normalement pris comme un point à Z_{max} sur l'axe central du faisceau [14].

Quand un faisceau d'électrons pénètre dans un milieu, le faisceau augmente rapidement secondairement à la dispersion en dessous de la surface. Cependant, la diffusion individuelle des courbes isodose varie selon le niveau isodose, l'énergie du faisceau, la taille de champ et la collimation de faisceau [12], [14]. La Fig. II.6 montre les modèles isodoses pour deux faisceaux d'énergies différentes. Pour les faisceaux dont l'énergie est réduite, toutes les courbes isodoses montrent une certaine expansion. Pour des énergies plus importantes seuls les niveaux isodoses bas s'amplifient. Les niveaux isodoses plus élevés tendent à montrer la constriction latérale qui s'aggrave avec la taille décroissante de champ [14].

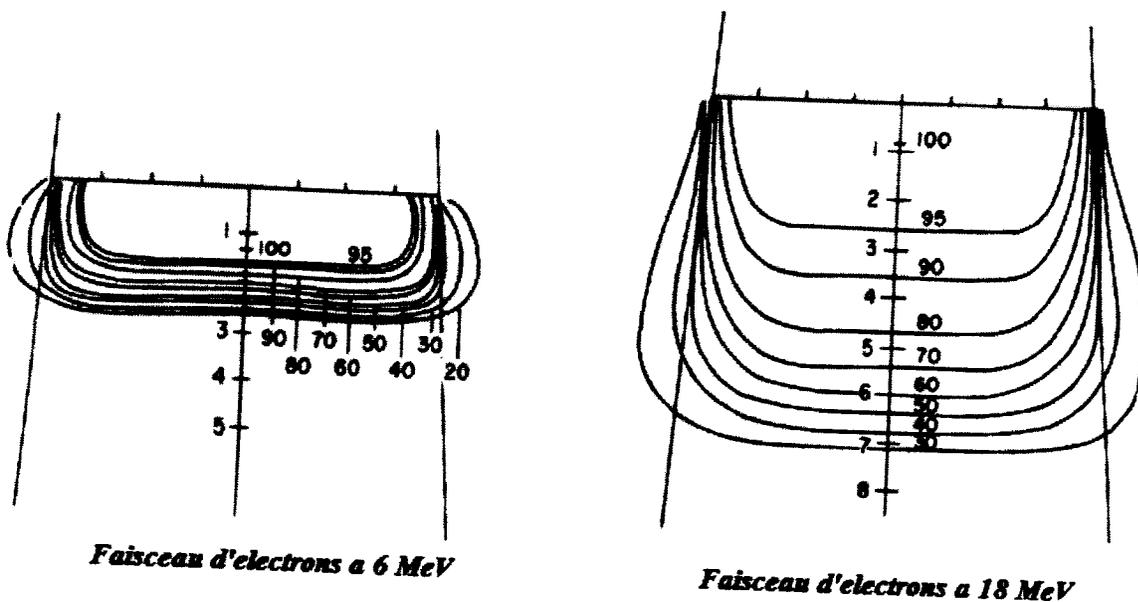


Fig.II.6. Courbes isodose mesurées pour 7 et 18 MeV de faisceaux d'électrons.

Les phénomènes de renflement et de resserrement de courbes isodose sont clairement visibles. Le terme pénombre définit généralement la région au bord d'un faisceau de rayonnement au-dessus duquel le débit de dose change rapidement en fonction de la distance d'axe central du faisceau.

La pénombre physique d'un faisceau d'électrons peut être définie comme la distance entre deux courbes isodose spécifique à une profondeur définie. Une pénombre définie de cette façon est une fonction rapidement variable en profondeur.

L'ICRU a recommandé que 80% et 20% des lignes isodose soient employées dans la détermination de la pénombre physique, et que la profondeur spécifique de la mesure soit $R_{85/2}$, où R_{85} est la profondeur du niveau de dose à 85% au delà du z_{max} sur l'axe central du faisceau d'électrons.

Les lignes isodose de valeurs basses (par exemple au-dessous de 50% de la ligne isodose) divergent avec l'augmentation de la lacune air entre le patient et l'extrémité de l'applicateur (cône), alors que les lignes isodose de valeurs élevées convergent vers l'axe central. Ceci signifie que la pénombre augmente si la distance de l'applicateur augmente.

II.4. Source d'électrons

À la différence d'un faisceau de rayons X, un faisceau d'électrons n'émane pas d'une source physique de la tête d'accélérateur. Un faisceau d'électrons mince après le dépassement par la fenêtre de vide de l'accélérateur, le champ magnétique de recourbement, dispersant des feuilles, les chambres de moniteur, et l'air intervenant colonne est écarté dans un large faisceau qui semble diverger d'un point. Ce point s'appelle la source virtuelle, qui peut être définie comme un point d'intersection des projections par transparence le long des directions les plus probables du mouvement d'électron sur la surface patient [19]. Ceci est illustré dans la fig. II.7. Le terme « position de source virtuelle » a été présenté pour indiquer l'emplacement de la source virtuel d'électron [14].

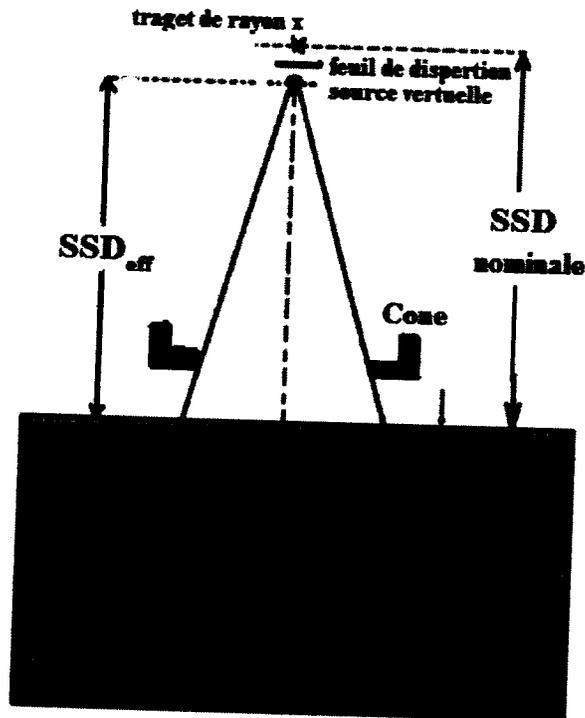


Figure II.7. Définition de source ponctuelle virtuelle d'un faisceau d'électrons

La distance source -surface efficace pour des faisceaux d'électrons (SSD_{eff}) est définie comme la distance à partir de la position de source virtuelle jusqu'à un point du SSD nominal (d'habitude l'isocentre du linac). La loi de l'inverse carrée peut être employée pour des petites différences SSD à partir du SSD nominal pour faire des corrections à la dose absorbée pour des variations des distances entre la surface du patient et l'applicateur.

Il y a diverses méthodes pour déterminer le SSD_{eff} . La méthode généralement utilisée consiste à mesurer la dose de diverses distances de l'applicateur d'électron en variant l'espace entre la surface fantôme et l'applicateur (avec des lacunes aux limites de 0 à 15 cm). Dans cette méthode, des doses sont mesurées dans un fantôme à une profondeur de dose maximal z_{max} , avec le fantôme d'abord en contact avec l'applicateur (espace zéro) puis aux diverses distances g de l'applicateur (voir la fig. II.8).

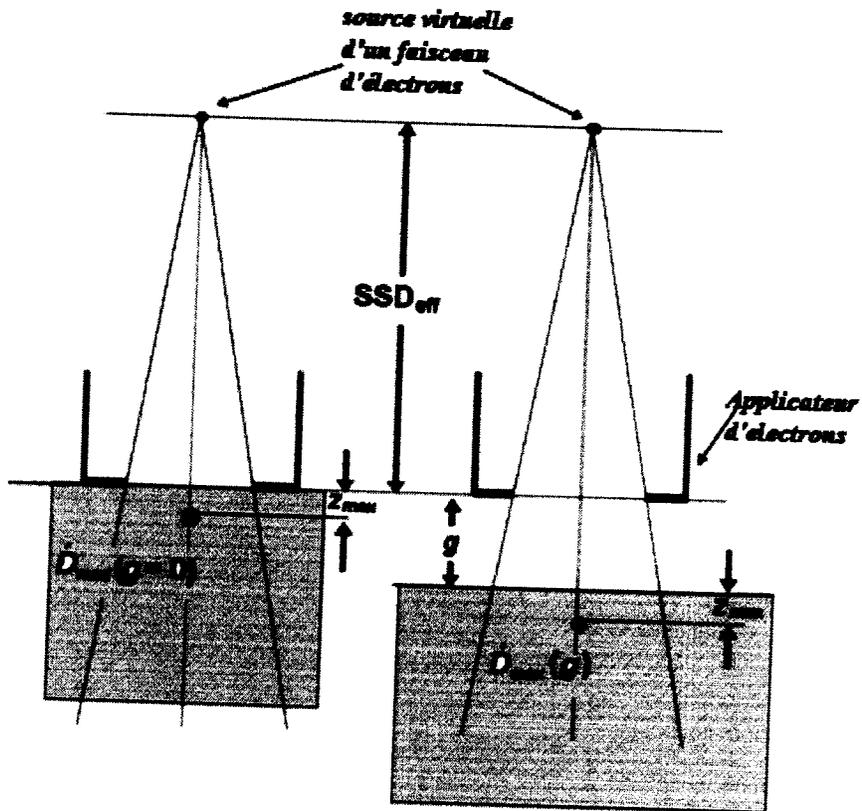


Fig.II.8. La méthode de détermination du SSD_{eff}

On suppose que $\dot{D}_{max}(g=0)$ est la dose avec l'espace zéro ($g=0$) et $\dot{D}_{max}(g)$ est la dose avec l'espace distance g . Il suit alors du quadratique inverse que :

$$\frac{D_{max}(g=0)}{D_{max}(g)} = \left(\frac{SSD_{eff} + Z_{max} + g}{SSD_{eff} + Z_{max}} \right)^2 \dots\dots\dots(II.2)$$

Ou

$$\sqrt{\frac{D_{max}(g=0)}{D_{max}(g)}} = \frac{g}{SSD_{eff} + Z_{max}} + 1 \dots\dots\dots(II.3)$$

Le trace du $\sqrt{\frac{\dot{D}_{max}(g=0)}{\dot{D}_{max}(g)}}$ contre la distance d'espace g donnera une ligne droite (Ceci est illustré dans fig. II.9) avec une pente de :

$$K = \frac{1}{SSD_{eff} + z_{max}} \quad (II.4)$$

$$SSD_{eff} = \frac{1}{K} - z_{max} \quad (II.5)$$

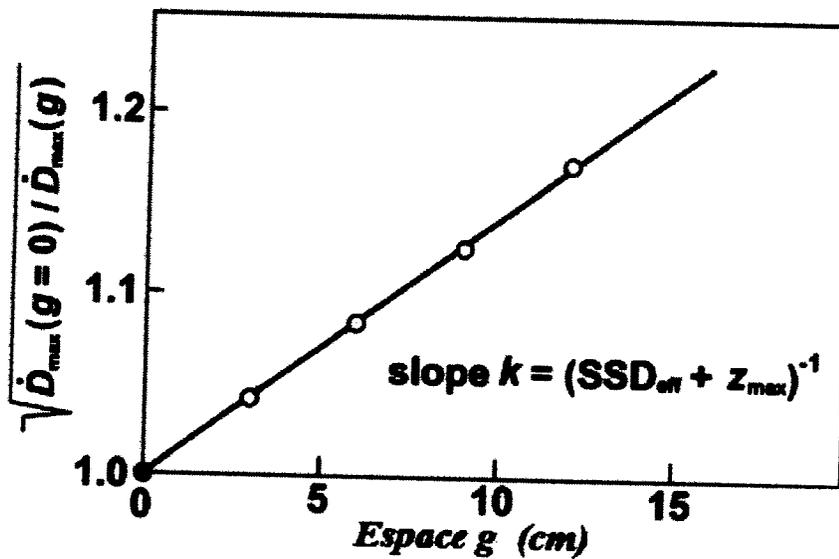


Figure. II.9 Détermination du SSD efficace.

Bien que le SSD_{eff} soit obtenu à partir des mesures au z_{max} , sa valeur ne change pas avec la profondeur de la mesure. Cependant, il change avec l'énergie du faisceau, et doit être mesuré pour toutes les énergies disponibles en clinique.

II.5. Paramètres dosimétriques de faisceau d'électrons

Bien qu'un faisceau d'électrons soit presque mono énergétique avant de frapper la fenêtre d'accélérateur, la dégradation aléatoire d'énergie pendant que les électrons pendant traversent la fenêtre de sortie, la feuille de dispersion, les chambres moniteur, l'air, ainsi que d'autres résultats de matériaux dans le faisceau prennent un éventail des énergies sur la surface fantôme. D'autres dégradation et diffusion d'énergie de faisceau ont pris une place avec la profondeur dans le fantôme (fig.II.10)[12].

En pratique clinique, un faisceau d'électrons est habituellement caractérisé par l'énergie de la surface du corps. Plusieurs méthodes peuvent être employées pour déterminer cette énergie : mesure de seuil d'énergie pour des réactions nucléaires ; mesures de parcours; et la mesure du seuil de rayonnement Cerenkov .

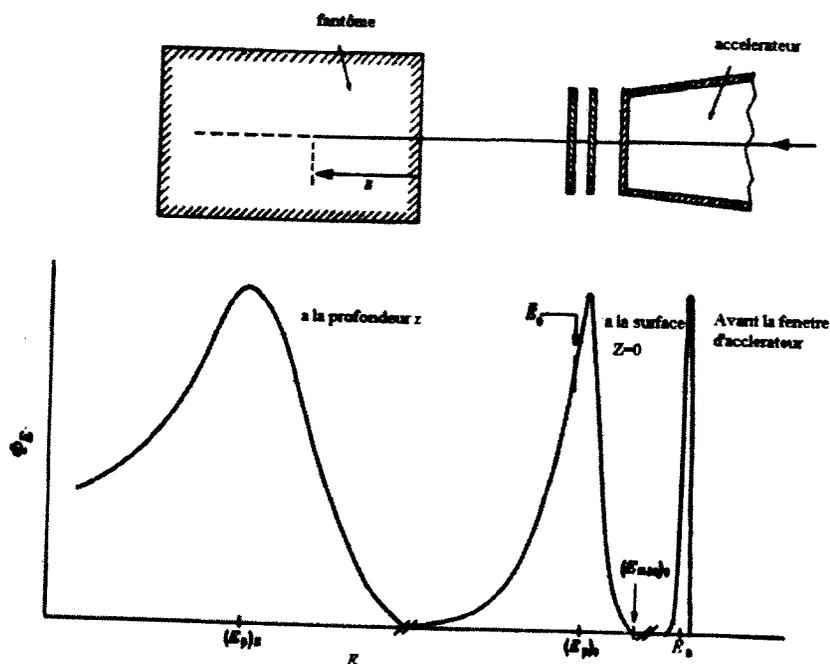


Figure. II.10. La distribution du fluence d'électron dans l'énergie, ΦE , comme faisceau traverse le système de collimation de l'accélérateur et du fantôme.

II.5.1. Spécifications de l'énergie des faisceaux d'électrons

En raison de la complexité du spectre d'électrons, Plusieurs paramètres sont utilisés pour décrire un faisceau, tel que l'énergie la plus probable $E_{p,0}$ à la surface de fantôme, l'énergie moyenne \bar{E}_0 à la surface de fantôme, et R_{50} , la profondeur à la dose absorbée diminue de 50% [14].

II.5.1.1. Energie la plus probable

Le $E_{p,0}$ est l'énergie la plus probable dans la surface fantôme. Elle est liée au R_p dans l'eau comme suit :

$$E_{p,0} = C_1 + C_2 R_p + C_3 R_p^2 \quad (\text{II.6})$$

$E_{p,0}$ est exprimée en mégaélectronvolts

R_p en centimètres (fig. II.5).

Pour l'eau, $C_1 = 0.22 \text{ MeV}$, $C_2 = 1.98 \text{ MeV cm}^{-1}$, et $C_3 = 0.0025 \text{ MeV cm}^{-2}$ [12].

II.5.1.2. Energie moyenne

L'énergie moyenne d'électrons \bar{E}_0 à la surface du fantôme est lié à la profondeur R_{50} comme suit :

$$\bar{E}_0 = C R_{50} \quad (\text{II.7})$$

$C = 2.33 \text{ MeV cm}^{-1}$ pour l'eau.

La correction de divergence est appliquée à chaque point sur la courbe de dose en profondeur avant de déterminer R_{50} .

Le protocole d'AAPM TG-21 a recommandé la valeur de C en tant que 2.33 MeV cm⁻¹. Cependant, des calculs plus récents de Monte Carlo de Rogers et de Bielajew ont prouvé que la valeur de C dans la gamme d'énergie d'intérêt clinique est plus proche de 2.4 MeV cm⁻¹ [12].

La profondeur R₅₀ représente l'indice de qualité de faisceau pour la dosimétrie de faisceaux d'électrons comme spécifique dans l'AIEA TRS 398. Ce facteur peut être obtenu à partir de la courbe d'ionisation en profondeur qui donne R_{50, ion} correspond à la réduction de 50%. [4][20]

$$\begin{cases} R_{50} = 1.029R_{50,ion} - 0.06 \text{ (g/cm}^2\text{)} \text{ (pour } R_{50,ion} < 10 \text{ g/cm}^2\text{)} & \text{(II.8)} \\ R_{50} = 1.059R_{50,ion} - 0.37 \text{ (g/cm}^2\text{)} \text{ (pour } R_{50,ion} > 10 \text{ g/cm}^2\text{)} & \text{(II.10)} \end{cases} \quad \text{(II.8)}$$

II.5.1.3. Energie à une profondeur

L'énergie la plus probable est approximativement l'énergie moyenne du spectre. Elle diminue linéairement avec la profondeur.

Ceci peut être exprimé par les rapports :

$$(E_p)_z = (E_p)_0 \left(1 - \frac{z}{R_p}\right) \quad \text{(II.11)}$$

Approximativement:

$$\bar{E}_z = \bar{E}_0 (1 - z/R_p) \quad \text{(II.11)}$$

II.5.2. Les facteurs responsables de la variation du pourcentage de dose en profondeur

II.5.2.1. L'énergie de faisceau

La figure II.11 montre le changement des courbes de pourcentage dose-profondeur d'axe central en fonction de l'énergie de faisceau. Avec les accélérateurs linéaires modernes, le pourcentage dose- profondeur à la surface pour les faisceaux d'électrons de 6 MeV est approximativement 70-75%. La dose surfacique augmente avec l'augmentation de l'énergie de faisceau d'environ 95% pour les faisceaux de 20 MeV [20].

Profondeur (cm)	Pourcentage de dose en profondeur d'électrons					
	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV	22 MeV
0	70.8%	76.5%	82.0%	86.6%	88.4%	89.1%
0.5	82.5%	84.7%	95.5%	93.7%	96.0%	97.0%
1.0	94.0%	90.0%	92.6%	96.4%	98.7%	98.9%

Table II.1. Le pourcentage de dose en profondeur a la surface et dans la region superficiel de haute energie de Varian 2300CD pour un applicateur 10x10-cm² ,a 100 cm distance source-peau (SSD).

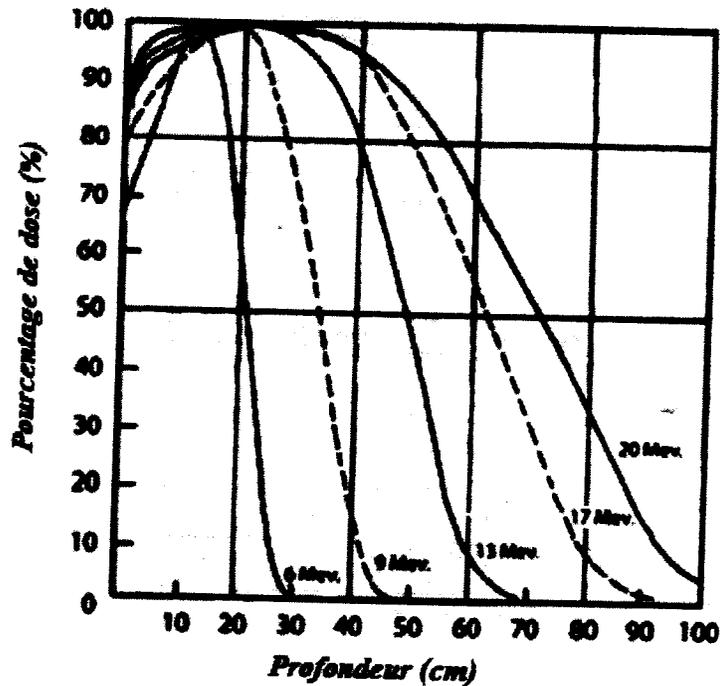


Figure II.11. Pourcentage de dose en profondeur a l'axe central pour des faisceaux des énergies 6.9.13.17.20 MeV

Les tableaux II.1 et II.2 montrent la dose sur la surface et entre -0.5 et -1.0 cm de profondeur pour un Varian Clinac 2300CD pour un applicateur 10x10-cm² et un SSD de 100 cm. Cette caractéristique des faisceaux d'électrons cliniques où les électrons de faible énergie ont une dose surfacique plus faible que les électrons de haute énergie, existe grâce aux électrons de faible énergie de dispersion dans de plus larges angle.

Ainsi, en comparant la quantité de dispersion exposée à la surface et à la profondeur D_{max} l'énergie des électrons dispersés est supérieure à celle des électrons de faible énergie. La connaissance de la dose à la surface est cliniquement importante parce que la cible à traiter inclut souvent la peau, et une dose suffisante doit être assurée dans ces domaines.

La profondeur de D_{90} et le R_p augmentent avec l'augmentation de l'énergie du faisceau. De plus, le pourcentage des doses en profondeur d'axe central pour des faisceaux d'électrons de basse énergie diminue plus rapidement au delà de la profondeur de D_{90} . En conséquence, lors de

l'utilisation des faisceaux d'électrons de plus haute énergie, la distance est plus grande entre la cible à traiter et des structures sensibles par rapport aux faisceaux d'énergie inférieure.

II.5.2.2. La taille du champ et la distance source-peau(SSD)

C'est un changement significatif dans le pourcentage dose en profondeur d'axe central pour les faisceaux d'électrons avec le changement de la taille du champ lorsque celle-ci diminue moins que la gamme pratique pour l'énergie d'un faisceau d'électrons (Meyer et al.1984). Il y a peu de changement dans la courbe de pourcentage de dose en profondeur pour les tailles de champ supérieure au parcours pratique. La raison de cette dépendance de la taille de champ est la perte d'équilibre de diffusion latérale avec diminution de la taille du champ[14][19].

La figure II.12 montre le changement de pourcentage de dose en profondeur avec le changement du champ pour des faisceaux d'électrons 7-MeV et 18-MeV pour des tailles de champ allant de 2x2 à 25x25 cm². Il y a un plus grand changement de pourcentage de dose en profondeur pour des faisceaux d'énergie plus élevées quand la taille de champ est diminuée en dessous de la gamme pratique. Pour toutes les énergies de faisceau où cette situation existe, il y a une variation dans la profondeur de la dose maximale et de la dose D₉₀ vers la surface en fonction de la taille de champ décroissante.

La dose à la surface augmente avec l'augmentation de la taille du champ pour un faisceau d'électron de basse énergie contrairement aux faisceaux de plus haute énergie avec la restriction de champ. La gamme pratique, RP, est inchangée par la restriction de champ puisque l'énergie globale de faisceau n'est pas affectée par un changement de la taille de champ.

La courbe de pourcentage de dose en profondeur d'axe central pour les faisceaux de grande énergie dépend légèrement du SSD.

	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV	18 MeV	22 MeV
D_{max} (cm)	1.4	2.2	2.9	2.9	2.9	2.2
D_{90} (cm)	1.8	2.8	3.9	4.8	5.4	5.8

Tableau II.2. Profondeur au D_{max} et D_{90} pour différents faisceaux d'électrons

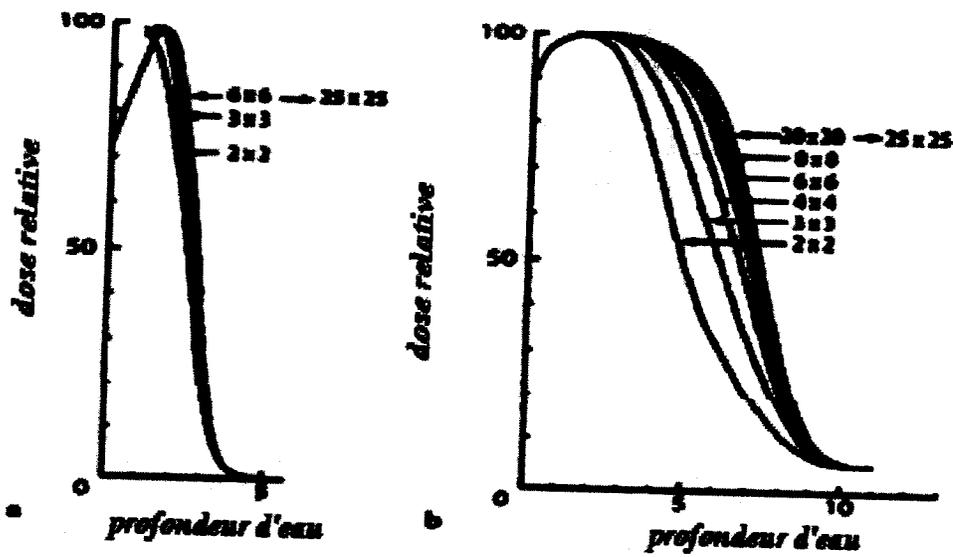


Figure II.12 .a,b Changement de pourcentage de dose en profondeur par rapport à la taille du champ pour des faisceaux d'électrons 7-MeV (a) et 18-MeV (b) pour 2x2 au 25x25-cm², SSD de 100 cm.

II.5.2.3. l'incidence oblique de faisceau

Les distributions de dose dans la figure. II, 5 sont données pour l'incidence normale (perpendiculaire) du faisceau sur le fantôme ou à la surface du patient. Pour des incidences obliques des faisceaux d'angle α entre l'axe central du faisceau et la normale avec la surface du fantôme ou du patient dépassant 20° , il y a des modifications importantes aux caractéristiques de PDD du faisceau d'électrons [14].

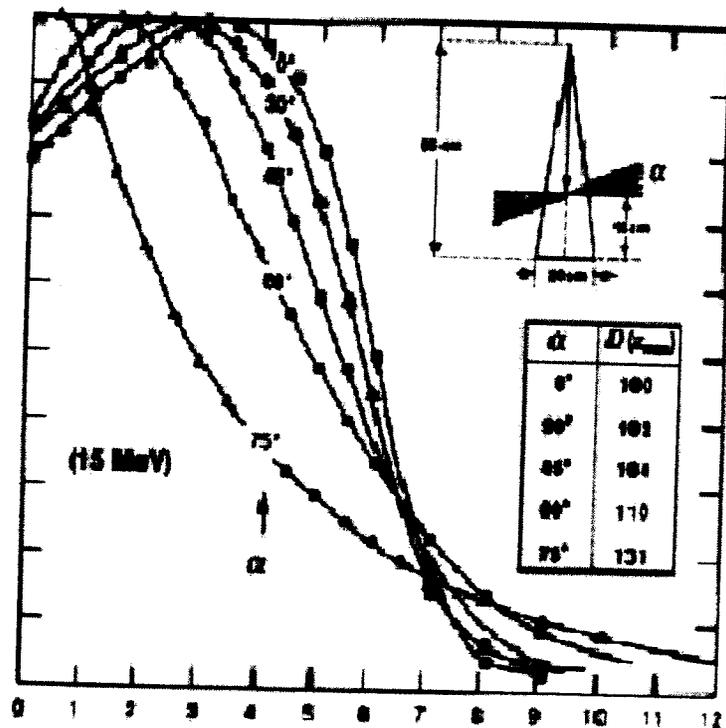


FIG. II.13. Courbes de PDD pour des différentes incidences d'un faisceau d'électrons de 15 MeV.

Plus l'angle α est petit, plus z_{max} est peu profond et plus la dose au z_{max} est plus grande. Toutes les valeurs de dose sont normalisées au z_{max} à 100% pour $\alpha=0$.

Pour des petits angles d'incidence α , la pente de la courbe de PDD diminue et le parcours pratique est essentiellement inchangé pour l'incidence normale de faisceau. Quand l'angle d'incidence α dépasse 60° , le PDD perd sa forme caractéristique et la loi du R_p ne peut plus être appliquée.

Pour des grands angles d'incidence, la dose au z_{\max} augmente de manière significative. Cet effet est dû à l'influence accrue de l'angle oblique d'un faisceau d'électron.

II.5.3. Facteur Output

Un paramètre important qui détermine l'output du faisceau d'électrons est l'arrangement de mâchoire de collimateur. Pour chaque applicateur d'électron il y a un arrangement associé de mâchoire qui est généralement plus grand que la taille de champ définie par l'applicateur (cône de faisceau d'électrons). Pour minimiser les erreurs dues à la diffusion des électrons, les constructeurs ont mis au point certains types d'applicateurs de telle sorte que le facteur d'output soit raisonnablement petit. On trouve des applicateurs de taille 6X6, 10X10, 15X15, 20X20, 25X25. [20]

Le facteur d'output pour une énergie d'électrons donnée est le rapport de la dose pour n'importe quelle taille de champ spécifique (taille d'applicateur) à la dose pour un applicateur de référence $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Chacune des deux doses est mesurée au z_{\max} dans un fantôme et un SSD de 100 cm.

Le champ carré défini par l'applicateur ne protégera pas suffisamment tous les tissus normaux dans la plupart des situations cliniques. Pour cette raison des blocs de collimation fabriqués de plomb ou d'un alliage de point de fusion bas sont par habitude insérés dans l'extrémité de l'applicateur pour former les champs. Des facteurs d'output doivent être également mesurés pour ces champs irréguliers formés par des coupe-circuits[14].

Pour des champs de petite taille de cette armature supplémentaire affectera le PDD et les facteurs d'output sont dus au manque de dispersion latérale. Le changement du z_{\max} ainsi que ceux du PDDs pour des champ de petite taille doivent être expliqués pour que les facteurs d'output soient mesurés.

II.5.4. Parcours thérapeutique R_{90}

La profondeur du niveau de dose à 90% (R_{90} (cm)) au delà du z_{\max} est définie comme le parcours thérapeutique pour la thérapie de faisceau d'électrons. La profondeur R_{90} devrait coïncider avec la marge distale du traitement. Cette profondeur est approximativement indiquée par $E/4$ en centimètres, où E est l'énergie nominale dans les mégaélectronvolts du faisceau d'électrons. R_{80} (cm), la profondeur qui correspond au 80% de PDD au delà du z_{\max} , est également un paramètre fréquemment utilisé pour définir le parcours thérapeutique, et peut être rapproché de l'eau par $E/3$ en centimètres.

II.5.5. Profils et rapports off-axis

Un profil typique de dose pour un faisceau d'électrons de 6 MeV et une taille du champ 25×25 cm² au z_{\max} est montré dans fig. II.8.

Le rapport off-axis (OAR) rapporte la dose un point quelconque dans un plan perpendiculaire à la direction du faisceau et la dose sur l'axe central dans ce plan. le tracé de OAR contre la distance de l'axe central est désigné sous le nom d'un profil de dose.

II.5.6. Symétrie et de Planéité champ

L'uniformité du faisceau d'électrons est habituellement spécifiée dans un plan perpendiculaire à l'axe de faisceau et à une profondeur fixe [21].

L'ICRU (31) spécifie la planéité de faisceau en termes d'index d'uniformité. Ceci est défini dans un plan de référence et à une profondeur de référence comme le rapport de la superficie, quand la dose dépasse 90% de sa valeur d'axe central et la superficie du profil de faisceau géométrique de la surface fantôme. L'index d'uniformité devrait dépasser une fraction donnée (par exemple, 0.80 pour une taille de champ de 10×10 cm² et en profondeur de la dose

maximum). En outre, la dose à tout point arbitraire dans le plan de référence ne devrait pas dépasser 103% de la valeur d'axe central.

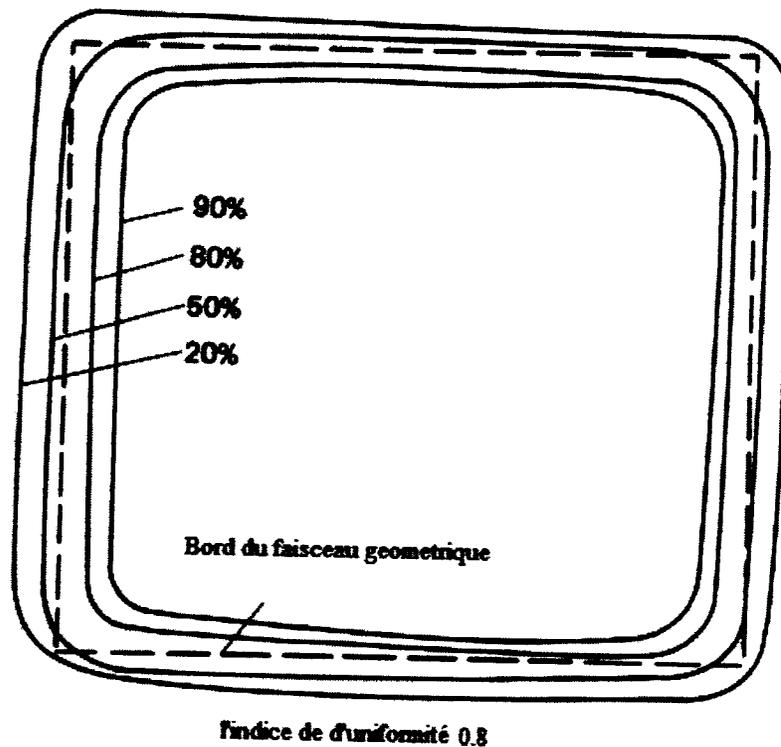


Figure. II.14. Courbes Isodose dans un plan perpendiculaire d'axe central, obtenue avec un film placé dans un fantôme et dans une profondeur de dose maximale .

La fig II.14 montre les courbes isodoses obtenues à partir d'une perpendiculaire exposée par film pour un faisceau d'électrons à la profondeur de la dose maximale. La ligne précipitée est la frontière du faisceau géométrique de la surface. Dans cet exemple, l'index d'homogénéité est de 0.8.

En raison de la présence des électrons de basse-énergie dans un faisceau, la planéité change de manière significative avec la profondeur. Par conséquent, il est recommandé que l'index d'uniformité soit défini à moitié de la profondeur de la gamme thérapeutique (par exemple, A moitié de la profondeur de la dose à 85%). En outre, il est défini comme le rapport des surfaces à l'intérieur du 90% et de 50% des lignes isodoses. Un index d'uniformité de 0.70 ou plus est acceptable pour des tailles de champ supérieures à $10 \times 10 \text{ cm}^2$. La symétrie est obtenue à partir

d'un profil mesuré à la profondeur D_{max} .les surfaces (aires) calculées de chaque coté de la courbe de profil (à droite et à gauche de l'axe central) dépassent le niveau de dose de 50% (normalisé à 100% au point de l'axe central) et permet d'obtenir S [4] :

$$S = \frac{Aire_{droite} - Aire_{gauche}}{Aire_{droite} + Aire_{gauche}} \times 100 \quad II.11$$

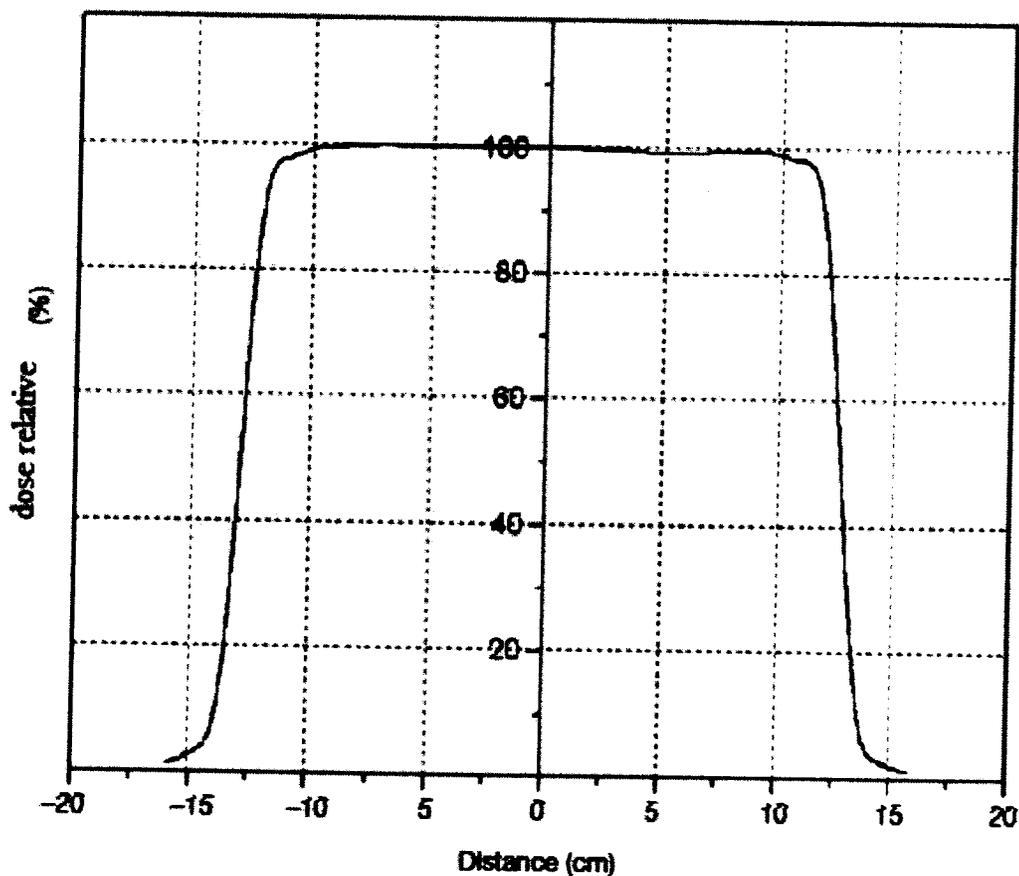


Figure II.15. Profil de dose à la profondeur z_{max} pour un faisceau d'électrons de 12 MeV et un champ de $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

II.6. Considérations thérapeutiques des faisceaux d'électrons

La thérapie de faisceau d'électrons est habituellement appliquée pour le traitement superficiel des tumeurs ou de la maladie sous-cutanée. ces traitements délivrent habituellement un champ d'électrons avec un SSD de 100 cm. La spécification de dose est généralement donnée à une profondeur à laquelle se trouve la marge distale de la maladie ou au delà, et l'énergie choisie pour le traitement dépend de la profondeur de la lésion à traiter [14].

Pour épargner le tissu sain au delà de la tumeur, et fournir en même temps une couverture homogène de la cible, des traitements sont habituellement prescrits au z_{max} au R90 ou au R80. Si la dose de traitement est spécifiée à R80 ou à R90, la dose à la surface de la peau sera souvent plus haute que la dose de prescription. La dose maximale peut augmenter jusqu'à 20% par rapport à la dose prescrite. La dose maximale devrait donc toujours être rapportée pour la thérapie de faisceau d'électrons.

II.6.1. Formation de champ

Le formation du champ pour des faisceaux d'électrons est toujours réalisée par les applicateurs d'électron (cônes), qui peuvent être utilisés seul ou en même temps que la protection des blocs ou des coupe-circuits spéciaux.

II.6.1.1. Applicateurs d'électron

Normalement les collimateurs de faisceau de photons dans l'accélérateur sont aussi loins du patient pour être efficace et former un champ d'électron. Après le passage à travers la feuille de dispersion, les électrons dispersent suffisamment les autres composants de la tête d'accélérateur dans l'air entre la fenêtre de sortie et le patient pour créer une pénombre médicalement inacceptable.

Des applicateurs de faisceaux d'électrons dont les cônes sont habituellement utilisés pour former le champ du faisceau sont fixés à la tête de l'unité de traitement de telle sorte que le champ d'électrons soit défini pour des distances de 5 cm par rapport au patient.

Plusieurs cônes sont fournis habituellement pour des tailles des champs de tailles carrés s'étendant du $5 \times 5 \text{ cm}^2$ à $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

II.6.1.2. Blindage interne

Pour certains traitements, tels que les traitements de la lèvre, des muqueuses buccales, des paupières ou des lobes de l'oreille, il est souhaitable d'utiliser un blindage interne pour protéger les structures normales qui se trouvent au delà du volume cible. Le soin doit prendre en considération les effets dosimétriques dans la protection du patient en plaçant le plomb directement à la surface du patient. Un défaut technique de dose élevée peut avoir des répercussions sur le tissu sain en contact avec l'écran du fait de la rétrodiffusion d'électrons du blindage. L'amélioration de dose peut être considérable et peut atteindre des niveaux de 30 à 70%, mais diminue en fonction de l'interface de l'entrée du faisceau.

Des matériaux en aluminium ou en acryliques sont employés autour des écrans en plomb pour absorber les électrons rétrodiffusés. Ces écrans sont souvent plongés par la cire qui forme un revêtement de 1 à 2 millimètres autour de plomb. Ce procédé protège non seulement le patient contre les effets toxiques de plomb, mais aussi il absorbe tous les électrons dispersés qui sont habituellement de basse énergie.

II.6.2. Correction irrégulière de surface

Une situation fréquemment rencontrée dans la thérapie par faisceau d'électrons où la partie terminale du cône de traitement n'est pas parallèle à la surface-peau du patient. Cela peut avoir comme conséquence un espace air irrégulier. Des corrections devraient être

faites dans la distribution de doses afin de corriger la surface inclinée.

Les corrections des lignes isodoses peuvent être appliquées selon l'équation suivante :

$$D(SSD_{eff} + g, s) = D_0(SSD_{eff}, z) \left(\frac{SSD_{eff} + z}{SSD_{eff} + g + z} \right)^2 \times OF(\theta, z) \quad II.12$$

SSD_{eff} : c'est le SSD efficace

g Espace air

z Profondeur des tissus du patient

θ Obliquité d'angle de la tangente formée entre la surface de la peau et l'axe central du faisceau.

$D_0(SSD_{eff}, z)$ dose en profondeur z pour une incidence de faisceau perpendiculaire à un fantôme plat .

$OF(\theta, z)$ facteur de correction de l'obliquité du faisceau pour des incidences perpendiculaires. Il tend vers l'unité

II.6.3. *Bolus*

Le bolus est fait d'un matériel équivalent au tissu tel que la cire. Il est souvent employé dans la thérapie par faisceau d'électrons pour :

- Augmenter la dose extérieure ;
- Aplatir les surfaces irrégulières ;
- Réduire la pénétration de faisceau d'électrons dans quelques parties du traitement mis en place.

Pour les lésions superficielles, le parcours pratique du faisceau de basse énergie fourni par un linac peut être trop étendu pour épargner le tissu sain qui se trouve au delà de la tumeur. Afin d'éviter ce problème, un matériel de bolus équivalent au tissu, d'épaisseur spécifique est placé à la surface du patient présentant pour raccourcir le parcours du faisceau .

Le bolus peut également être employé pour préciser le parcours du faisceau d'électrons. La différence entre les énergies disponibles de faisceau d'électrons d'un linac est habituellement inférieure à 3 ou 4 MeV. Si l'énergie primaire n'est pas assez profonde par rapport à l'énergie secondaire, le bolus peut être employé avec le faisceau de haute énergie pour régler avec précision le parcours du faisceau d'électrons. Le bolus peut également être employé pour former les lignes isodoses conformes aux formes de la tumeur.

Les irrégularités surfaciques aigues où le faisceau d'électrons incident peut être tangent, provoquent une distribution complexe de doses. Le bolus conique qui se trouve autour de l'irrégularité peut être employé pour lisser la surface du patient et réduire l'hétérogénéité de dose.

Bien que ce procédé soit intensif, l'utilisation du bolus pour des traitements par faisceau d'électrons est très pratique, puisque le logiciel de planification de traitement est limité aux données et sont normalement rassemblées pour les standards géométriques du faisceau.

L'utilisation de la tomодensitométrie (TDM) pour la planification de traitement permet la détermination précise de la forme de tumeur, de la profondeur et des découpes. Si un bolus de cire est utilisé avec une distance à la surface du bolus; la profondeur exigée de traitement doit être constante le long de la tumeur. La forme des courbes isodoses qui en résulte devrait se rapprocher de celle de la tumeur (voir la fig. II.16).

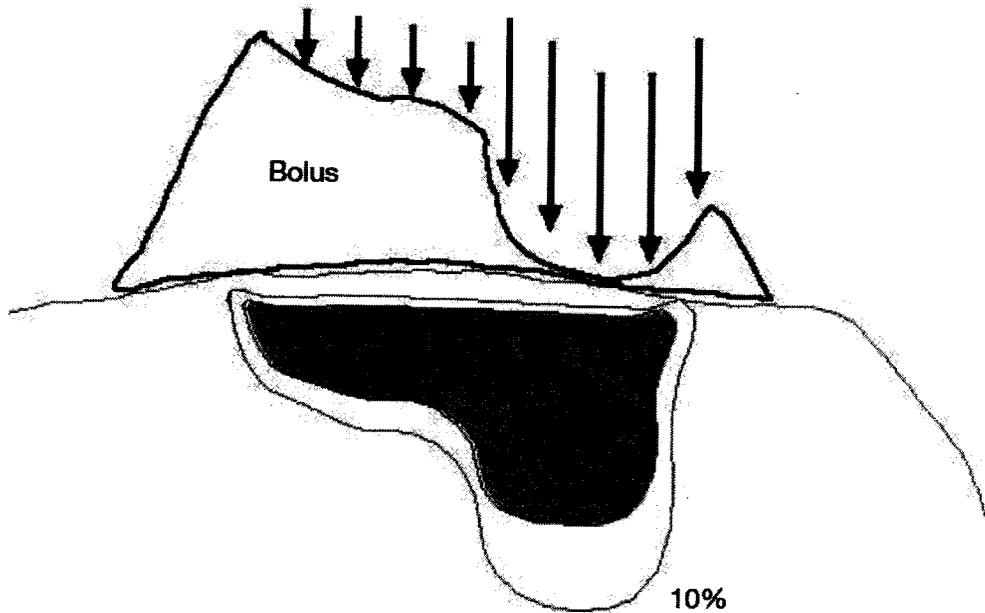


Figure. II.16. Construction d'un bolus pratique conforme à la forme de la cible.

II.6.4. Corrections d'hétérogénéité

La distribution de dose d'un faisceau d'électrons peut être affectée par la présence d'hétérogénéités du tissu tel que le poumon ou l'os. La dose dans ces cas est difficile à calculer ou à mesurer, par contre l'effet sur la distribution de doses au delà de l'hétérogénéité est quantifiable.

II.6.4.1. Coefficient d'épaisseur équivalent

La correction la plus simple pour des hétérogénéités de tissu consiste en la graduation de l'épaisseur d'hétérogénéité par rapport à sa densité relative à l'eau et la détermination du coefficient d'épaisseur équivalent (CET).

Le CET d'un matériel est donné par le rapport de la densité d'électrons sur la densité de l'eau. Il équivaut à la densité de masse de l'hétérogénéité; par exemple, le poumon a une densité

approximative de 0.25 g/cm^3 et un CET de 0.25. Ainsi l'épaisseur de 1 cm de poumon est équivalente à 0,25 cm de tissu. L'os a un CET approximatif de 1,6.

Le CET peut être utilisé pour déterminer une profondeur d'eau efficace équivalente du tissu z_{eff} selon l'équation suivante

$$z_{\text{eff}} = z - t(1 - \text{CET}) \quad \text{II.13}$$

z Profondeur réelle du point chez le patient

t Epaisseur de l'hétérogénéité.

Le schéma II.17. montre l'effet d'une hétérogénéité de poumon sur la courbe de PDD d'un faisceau d'électrons.

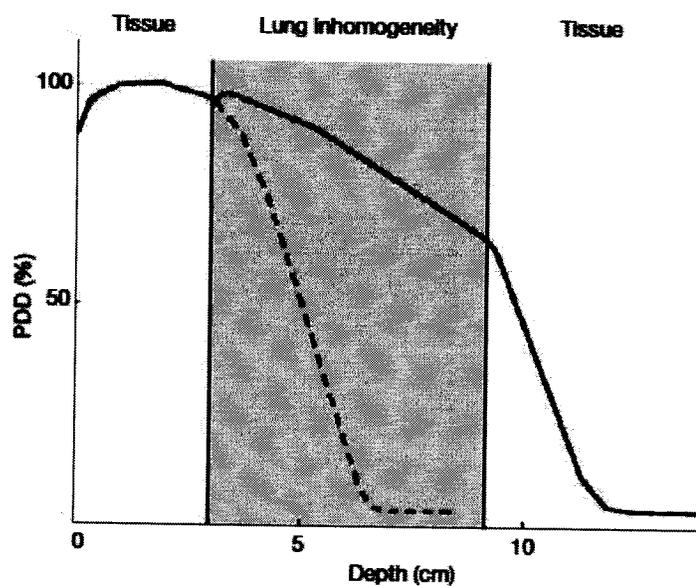


Figure. II.17. Effets de dune hétérogénéité 5 cm du poumon sur un PDD d'un faisceau d'électrons pour un champ 10×10 et une énergie de 15 MeV.

II.6.4.2. Effets de perturbation de dispersion (bord)

Si un faisceau d'électrons frappe l'interface entre deux matériaux tangents avec un grand angle oblique, la perturbation qui résulte de la dispersion affectera la distribution de doses à l'interface. Si la densité est plus faible, le matériel recevra une dose plus élevée secondaire à la plus grande dispersion des électrons du côté de haute densité.

Des effets de bord doivent être considérés dans les situations suivantes :

- À l'intérieur d'un patient, aux interfaces entre les structures internes de densités différentes.
- A la surface du patient, dans les régions de l'irrégularité surfacique aiguë.
- A l'interface entre le blindage du plomb et la surface du patient. le blindage placé à la surface sur le patient peut être externe ou interne.

L'amélioration dose à l'interface du tissu-métal dépend de l'énergie de faisceau à l'interface et du nombre atomique du métal. Dans le cas d'une interface de tissu-plomb, le facteur rétrodiffusion d'électron (EBF) est donné selon la formule suivante :

$$EBF = 1 + 0.735e^{-0.052\bar{E}_d} \quad \text{II.14}$$

E_d Energie moyenne du faisceau incident sur l'interface.

Cette équation, donnée par Klevenhagen, représente l'ajustement normal des données expérimentales.

Chapitre III

Matériels et Méthodes

Objectifs

La dosimétrie des faisceaux de rayonnement consiste à mesurer une quantité dosimétrique expérimentale en utilisant un système de dosimétrie qui possède au moins un effet physique qui est fonction de la quantité dosimétrique mesurée.

Dans ce chapitre nous allons citer les différents appareils et la méthode adoptée dans la dosimétrie relative et absolue de faisceau d'électrons.

III.1. Matériels utilisés

Les physiciens médicaux disposent d'un large panel d'outils de mesure pour la vérification des plans de traitement allant des dosimètres ponctuels à ceux tridimensionnels. Ces outils présentent les principes et les performances les plus couramment utilisés.

III.1.1. La source de rayonnements de l'accélérateur linéaire

L'accélérateur Semiens PRIMUS du CAC d'Oran est un accélérateur linéaire à ondes stationnaires utilisant un klystron. Il s'agit d'un appareil isocentrique avec une distance source-axe de 100 cm[21]. Conçu pour le traitement en radiothérapie, l'accélérateur linéaire possède deux voies de faisceau d'irradiation. La première est une voie de photons émis selon deux énergies : l'une basse de 6 MeV, et l'autre haute de 18 MeV. La deuxième voie sert dans le traitement par électrons et génère des faisceaux de 6, 9, 12, 15, 18 et 21 MeV[22].

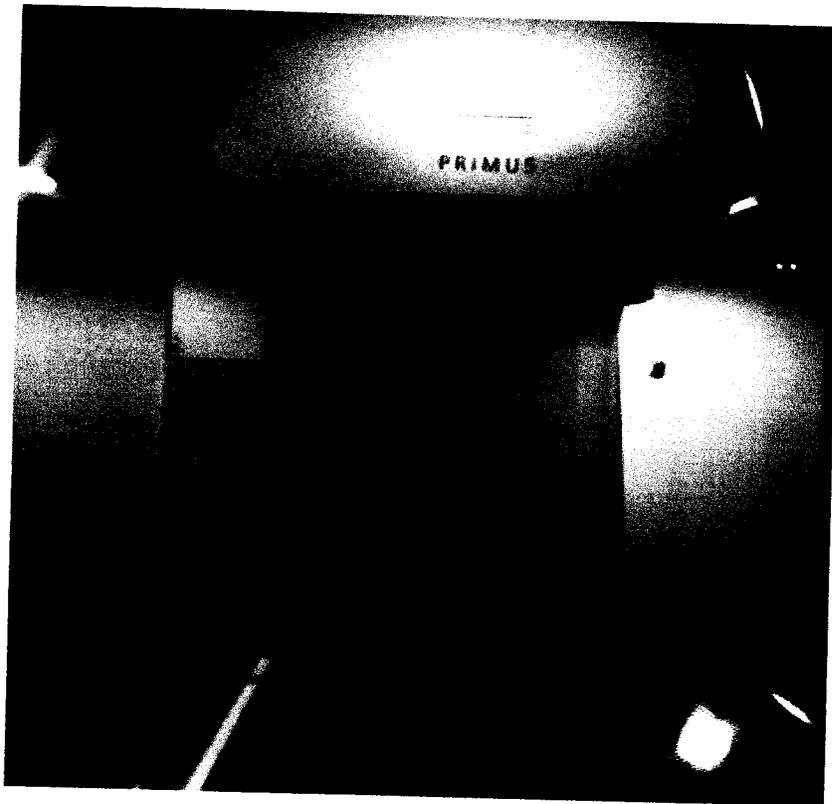


Figure. III.1. Accélérateur linéaire.

L'accélérateur possède ainsi un chariot mobile sur lequel sont pré-montés les différents composants nécessaires à la formation du faisceau d'irradiation selon que l'on choisisse de traiter en photons ou en électrons. Cet accélérateur peut délivrer des doses avec un débit variable allant de 50 à 500 UM/mn [22].

Nous avons étudié au cours de toute l'étude seulement les faisceaux d'électrons pour toutes les énergies disponibles.

III.1.2. Les applicateurs

Cinq applicateurs sont fournis par le fabricant. Ils possèdent des ouvertures carrées définissent des tailles de champs de 5×5 , 10×10 , 15×15 , 20×20 et 25×25 cm² à une distance source-axe de 100 cm.

Des applicateurs de faisceau d'électrons sont utilisés pour orienter le faisceau et sont fixés à la tête d'unité de traitement de telle sorte que le champ d'électron est défini pour des petites distances de 5 cm par rapport au patient.

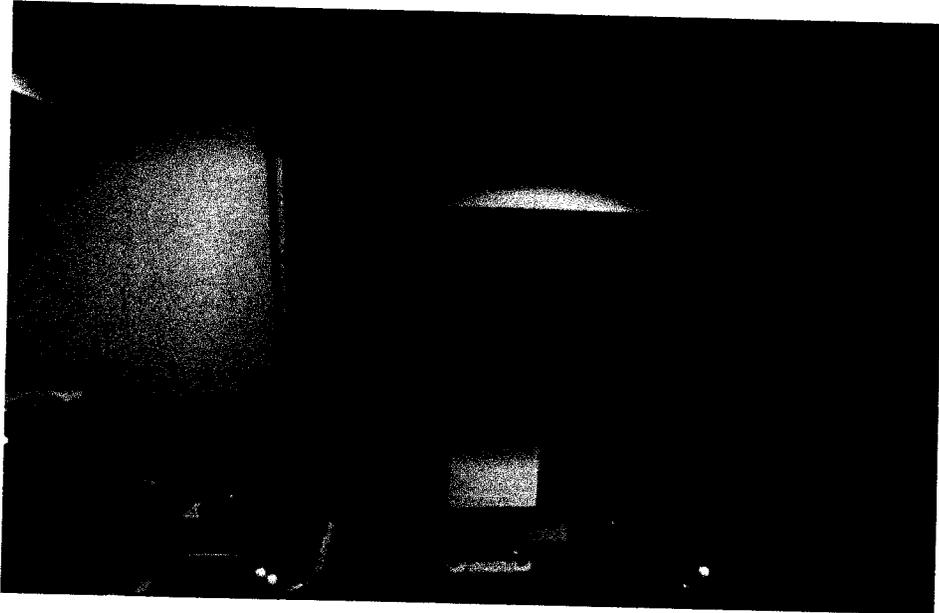


Figure .III.2.L'emplacement de l'applicateur.

Plusieurs applicateurs sont fournis habituellement dans des tailles de champ carrés s'étendant du 5×5 cm² au 25×25 cm².

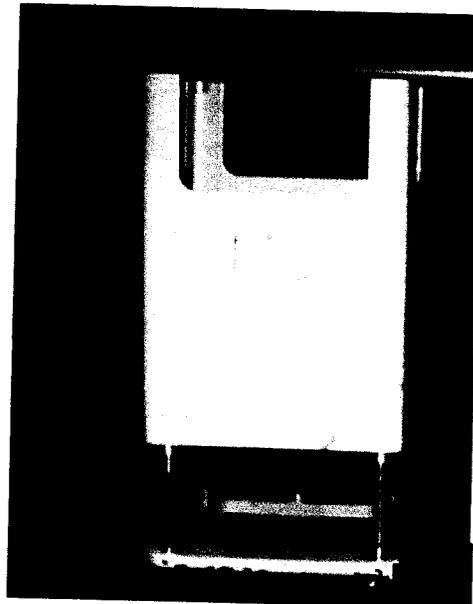


Figure III. 3. Applicateur pour une taille du champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Dans notre étude, nous avons utilisé les applicateurs de taille de champ 10×10 , 15×15 , 20×20 et $25 \times 25 \text{ cm}^2$.

III.1.3. Chambre d'ionisation

III.1.3.1. Le principe de base

Le principe de base de la chambre d'ionisation est de collecter la charge produite par le passage de la radiation ionisante dans la matière. La charge collectée dans l'air donne la mesure de l'exposition. Elle fut longtemps utilisée comme la quantité de référence pour la calibration d'appareils de radiothérapie. L'air est la substance le plus souvent utilisée dans ce type de chambre car l'énergie requise pour produire une paire d'ions dans l'air est indépendante de l'énergie incidente sur une large plage d'énergies. Les laboratoires nationaux possèdent d'immenses chambres à air libres pour l'étalonnage des dosimètres secondaires.

Les chambres à ionisation sont précises mais leur résolution spatiale est limitée. Etant donné la faible densité de l'air, il est nécessaire d'avoir un volume sensible assez important pour pouvoir collecter suffisamment de charges afin d'obtenir une lecture à l'électromètre. La mesure est donc une moyenne du volume de mesure spatial. La valeur moyenne de dose dans tout le volume sensible du dosimètre est donnée à la fin suite à l'application de plusieurs facteurs de correction qui tiennent compte de l'humidité, de la température et des facteurs de perturbation. Ceci constitue une limite des chambres à ionisation dans les cas de mesures de forts gradients de dose ou de petits champs. Cependant, leur précision et convivialité en font les dosimètres les plus couramment utilisés en radiothérapie

La chambre à ionisation est rapide et précise, mais le volume d'air nécessaire est assez important pour obtenir une charge accumulée mesurable (on mesure des nano coulombs). Elle nécessite un volume sensiblement important qui introduit les effets des moyennes spatiales, ce qui nuit à la mesure de petits champs ou de forts gradients de dose. Ainsi, aucun dosimètre actuel n'est totalement approprié pour toutes les situations dosimétriques qui peuvent être rencontrées. De plus, la vitalité dont fait partie du domaine de la physique médicale et doit faire rapidement évoluer les besoins en dosimétrie [23].

Une propriété importante d'une chambre d'ionisation réside dans le matériau constituant sa paroi. Ceci est lié au fait que la détection d'un rayonnement ionisant est indirecte (comme les photons). Ce sont les particules secondaires produites dans la paroi et chargées (principalement les électrons) qui sont mesurées dans le volume de la chambre. L'épaisseur et la nature de ce matériau sont à choisir selon les conditions spécifiques de la mesure. Dans le domaine de la physique médicale, l'application principale de la chambre d'ionisation est la dosimétrie des faisceaux de radiothérapie.

III.1.3.2. Les types de chambres d'ionisation

III.1.3.2.1. Chambres cylindriques

La figure III.4 représente une chambre d'ionisation cylindrique de type Farmer qui est la plus utilisée en radiothérapie et qui sert habituellement à la calibration absolue (utilisées pour l'étalonnage des accélérateurs linéaires en radiothérapie). Elle mesure l'ionisation produite dans son petit volume d'air (0.6 cm^3) en collectant les charges par deux électrodes (environ 400 V). La paroi de la chambre est faite d'un matériau qui est considéré comme équivalent de l'air (graphite) ou du tissu (PMMA).

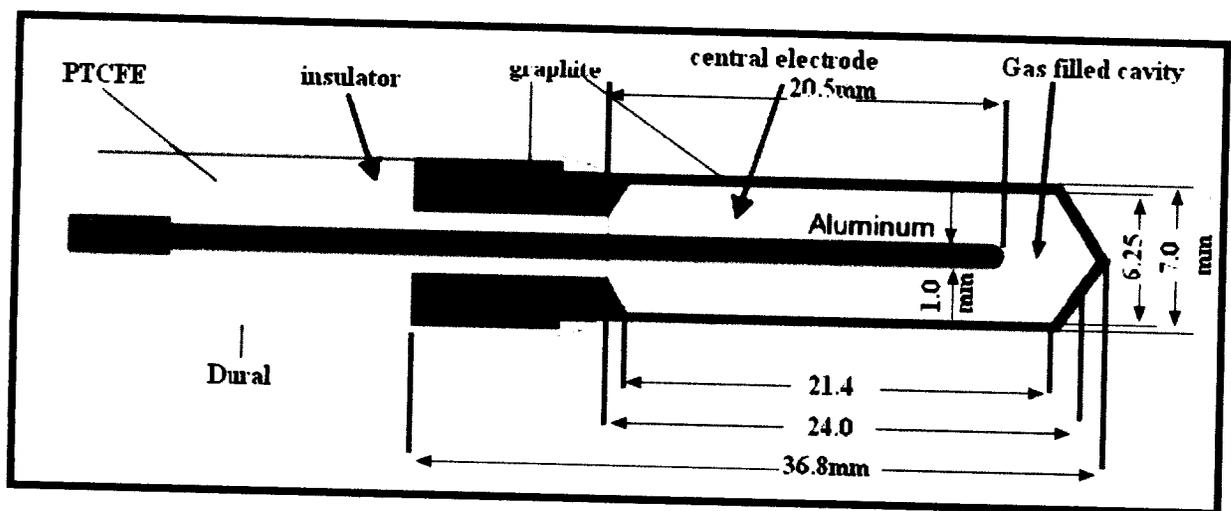


Figure III.4. Schéma d'une chambre de type FARMER.

La figure III.5 illustre les chambres d'ionisation cylindriques utilisées dans notre travail [24].

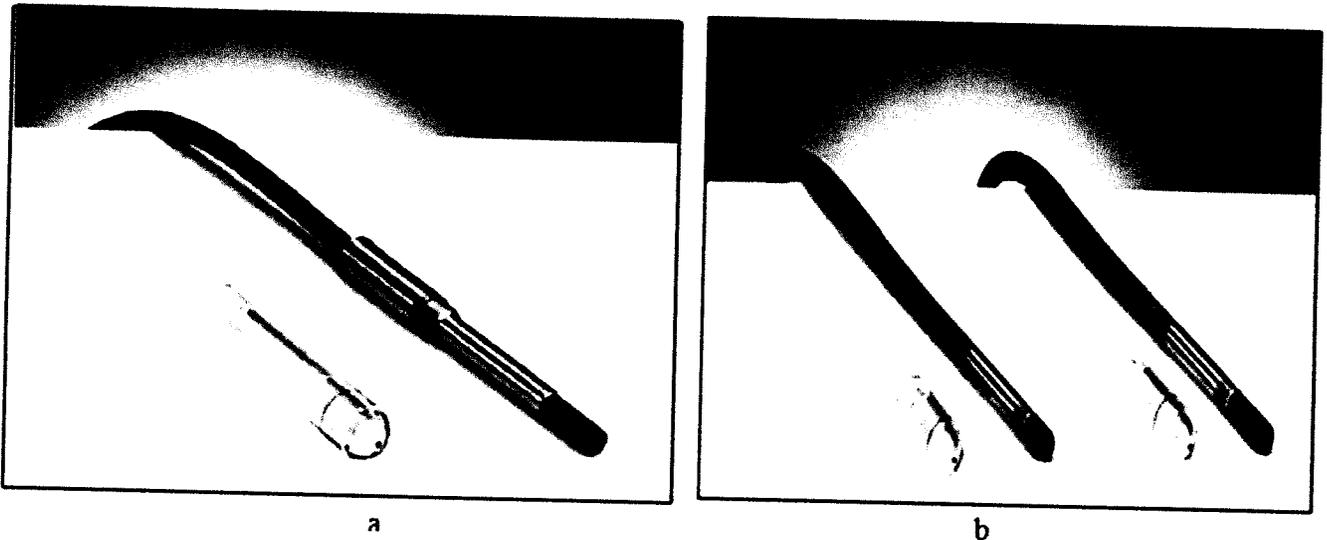


Figure.III.5. Chambres d'ionisations (a : type Fermer, b : type Semiflex).

III.1.3.2.2. Chambre Plate (à plaques parallèles)

Les chambres plates sont principalement utilisées pour l'étalonnage des faisceaux d'électrons et les mesures dans la région du recouvrement électronique des faisceaux de photons. Ce qui facilite la mesure de position par rapport à celle d'une chambre cylindrique lorsque la mesure se fait dans une région de haut gradient [25].

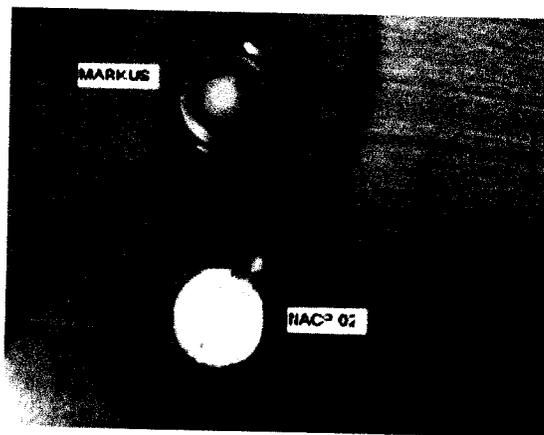


Figure.III.7. Chambres d'ionisations plates.

La figure III.8. montre la chambre d'ionisation plate utilisée dans notre pratique

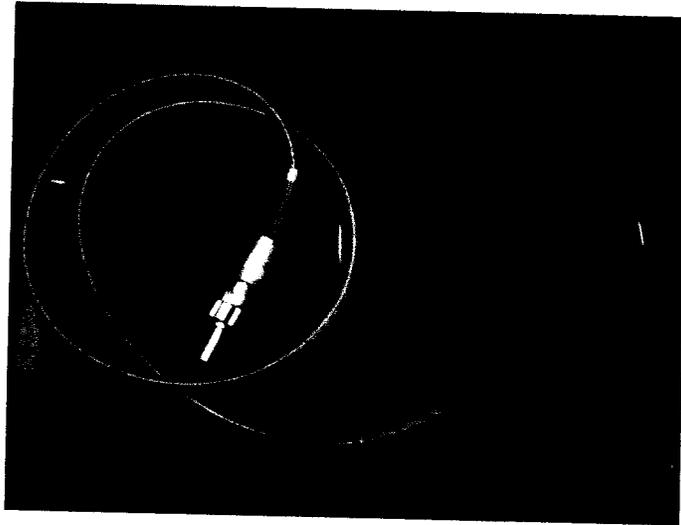


Figure.III.8. Chambre d'ionisation plate.

III.1.4. Le milieu de référence (Le fantôme)

Le milieu de référence pour la dosimétrie en radiothérapie, est appelé un fantôme de matériau qui peut absorber et diffuser les rayonnements ionisants de la même façon que le tissu biologique.

A cet effet, le fantôme doit avoir des densités électroniques et volumiques qui se rapprochent de celles des tissus. Cependant, ce sont les fantômes d'eau qui possèdent ces particularités (les tissus biologiques sont constitués de plus de 80 % d'eau) et sont les plus fréquemment utilisés. Ces fantômes sont recommandés par les protocoles dosimétriques les plus récents, tels que les protocoles de l'AIEA (TRS « Technical Report Series » 398) [25] ou ceux de l'AAPM «American Association of Physics in Medicine » (TG 'Task Group' 51), comme milieu de référence pour les mesures de la dose absorbée.

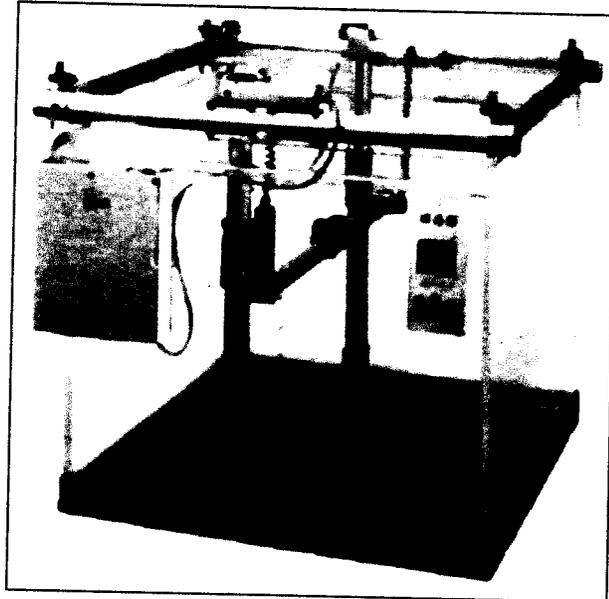


Figure.III.9. Le fantôme d'eau.

Alternativement, nous pouvons aussi utiliser comme fantômes, des plaques constituées de plastique tels que le polystyrène, PMMA « Polymethyl Methacrylate », connu aussi sous les noms commerciaux de Lucite, Plexiglas ou Perspex, et certains plastiques équivalents de l'eau, mais la détermination de la dose absorbée doit toujours se référer à l'eau.

Pour les faisceaux horizontaux, la fenêtre du fantôme doit être en plastique et avoir une épaisseur entre 0.3 et 0.5 mm. Par ailleurs, les dimensions du fantôme doivent être assez larges afin d'assurer des marges de 5 cm au delà de la taille du champ maximal [25].

Le fantôme utilisé dans ce présent travail est un fantôme de type MP3-P réservoir d'eau 3D motorisé pour les faisceaux de radiothérapie (figure III.12), le MP3-P a les caractéristiques suivante [27]:

- Réservoir d'eau 3D de haute précision.
- Taille et plage de déplacement optimisées pour le faisceau horizontal.
- Ouverture d'entrée étroite pour une précision optimale.
- Système intégré pour les tâches les plus exigeantes de dosimétrie relative et absolue dans une grande variété d'applications.
- Robuste, entièrement automatique pour les scans 3D, équipé de parois du réservoir renforcées pour éviter toute déformation ou fuite.
- Tout-en-un avec une table élévatrice facilement manoeuvrable et intégrée dans le réservoir d'eau pour réaliser une installation rapide.
- Dispositif de positionnement pour l'alignement du réservoir routable, précis, horizontal et vertical [28].

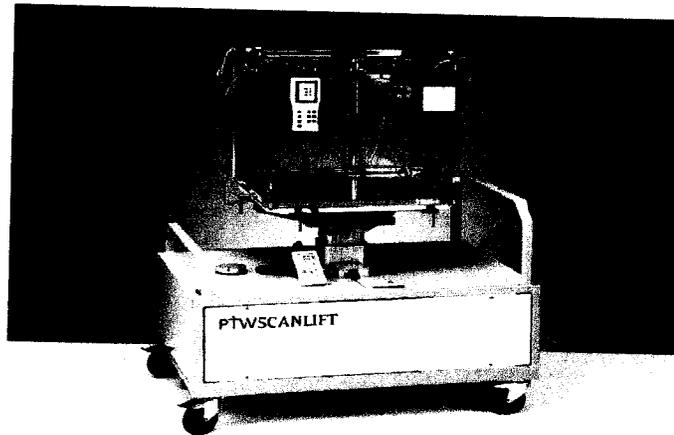


Figure III.12. Fantôme d'eau MP3-P.

III.1.5. L'électromètre

La charge collectée (ou intensité) produite dans une chambre d'ionisation est extrêmement faible. Sa mesure exige un dispositif très sensible appelé électromètre dont l'impédance d'entrée est très élevée ($> 10^{14} \Omega$). Un électromètre idéal devrait posséder un affichage numérique et avoir un pouvoir de résolution de quatre chiffres ou 0.01%. L'électromètre et la chambre d'ionisation peuvent être étalonnés séparément. Cependant, il se peut que l'électromètre fasse partie intégrante du système de dosimétrie, et il faut alors étalonner la chambre d'ionisation et l'électromètre comme un seul système de mesure [25], [29], [30].

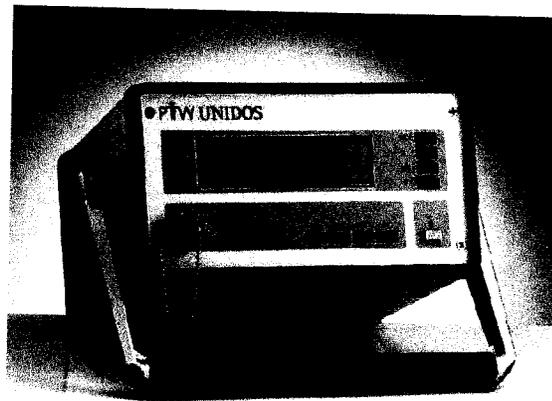


Figure III.13. Electromètre utilisé en dosimétrie absolue.

III.1.6. Thermomètres et baromètres

Les mesures effectuées avec une chambre d'ionisation doivent être corrigées en fonction de la température et de la pression. Cette correction est donnée par tous les protocoles dosimétriques existants. Elle est indispensable pour ramener la valeur de la lecture donnée par la chambre aux conditions standards pour lesquelles cette chambre a été étalonnée. Les instruments utilisés pour la mesure de la température et de la pression sont illustrés sur les figures III.14



Figure.III.14. Thermomètre utilisé en dosimétrie clinique

III.1.7. Logiciel d'acquisition de données Méphysto

Medical Physics Control Center (MEPHYSTO mc²) est un Logiciel pour l'acquisition des données de faisceaux thérapeutiques qui permet de recueillir les données après une irradiation et d'analyser les données en radiothérapie. Les caractéristiques de ce système sont :

- Centre de commande personnalisé pour toutes les tâches de dosimétrie utilisées en radiothérapie.
- Acquisition rapide des données de faisceaux avec graphique intégré.
- Liste des tâches.
- Mise en service rapide et précise avec une conversion structurée par lots pour tous les TPS reconnus.
- Supporte tous les protocoles d'analyse internationaux reconnus ainsi que les
- spécifications des distributeurs d'accélérateurs linéaires.
- Supporte l'analyse des données en ligne avec la Linear Array.

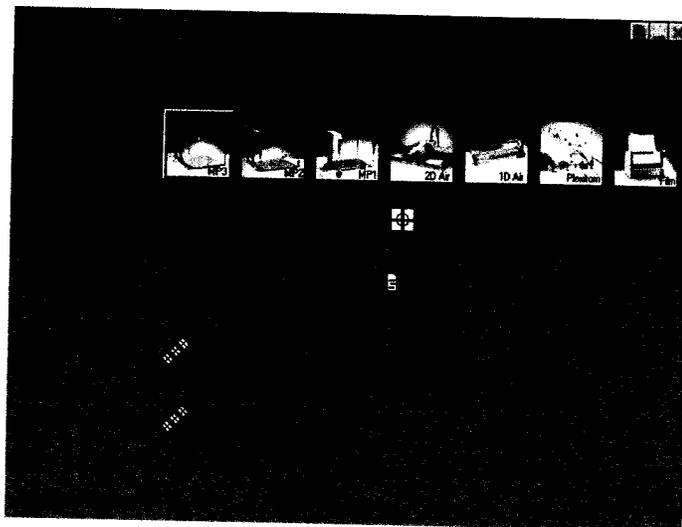


Figure.III.15. Logiciel d'acquisition de données Méphysto.

MEPHYSTO est l'interface la plus avancée, elle est vaste et auto-explicative pour la commande TBA et pour l'évaluation des données. Des solutions concernant toutes les tâches de dosimétrie utilisées en radiothérapie sont implantées dans des modules avec des flux de travail optimisés. MEPHYSTO est personnalisé et peut être adapté aux équipements disponibles. Un logiciel ou des documents supplémentaires sont intégrés. [31]

Le déplacement de la chambre d'ionisation via le contrôleur et les moteurs de déplacement s'effectue à partir de ce logiciel. Après avoir défini la taille du champ, l'énergie, la distance source/surface eau (SSD, Skin Source distance), nous pouvons réaliser nos mesures. Pour cette étude, Méphisto sera utilisé afin de réaliser des mesures de rendement en profondeur qui reflètent la dose absolue et de SSD effective pour les faisceaux d'électrons.

Le contrôleur permet de faire le lien entre la cuve à eau et le logiciel d'acquisition de données Méphisto. Lorsqu'une information est transmise à partir de Méphisto comme la position de la chambre d'ionisation, le contrôleur envoie un signal à la cuve qui déplace les moteurs en position voulue. Il permet également de transmettre les charges mesurées par l'électromètre au logiciel Méphisto afin que celui-ci interprète les résultats.

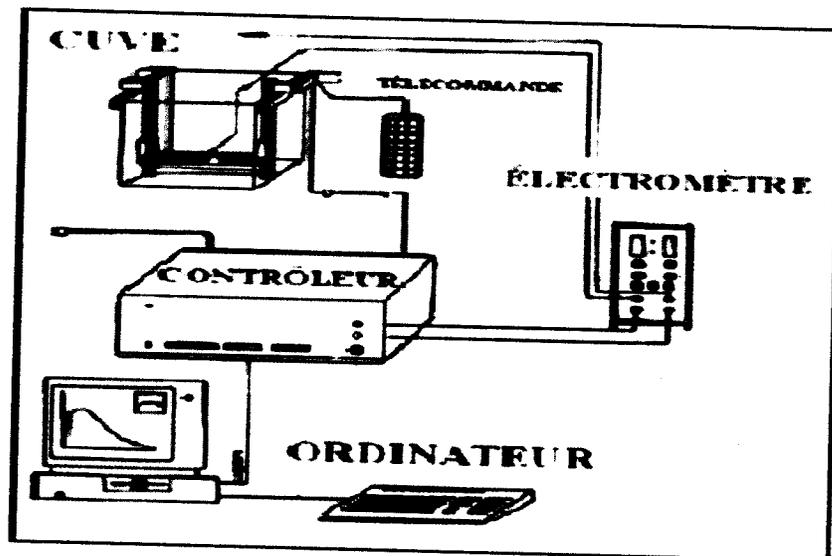


Figure.III.16. Illustration du branchement du contrôleur.

Pour réaliser cette étude, nous avons utilisé deux électromètres dont l'un est un contrôleur intégré, l'électromètre MP3 de la société PTW FREIBURG.

III.2. Description du projet

Nous avons réalisé les irradiations en utilisant des faisceaux cliniques d'électrons (énergie 6, 9, 12, 15, 18,21 MeV) issus de l'accélérateur linéaire de type Primus, et élaborés par le constructeur SIEMENS Centre de Radiothérapie Adulte d'Oran dans les conditions standards .

Il est nécessaire d'exécuter des calculs de distribution de dose dans une géométrie simple et homogène dans un volume d'eau. Cette géométrie est bien connue grâce aux nombreuses mesures expérimentales prises dans une cuve d'eau.

Lors de la mise en service d'un accélérateur linéaire dans des conditions expérimentales cliniquement significatives , et à l'aide d'une chambre à ionisation, des profils et des courbes de

rendement en profondeur sont mesurés pour l'ensemble des énergies et des applicateurs disponibles.

III.2.1. Le positionnement de fantôme d'eau

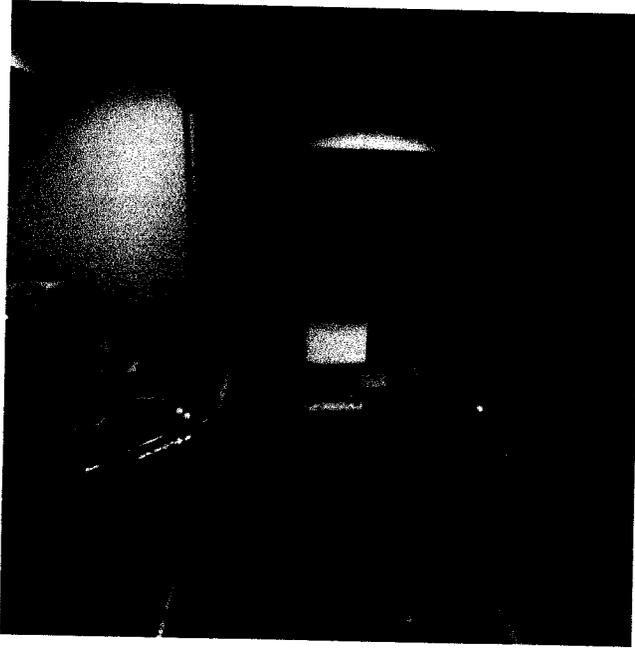


Figure.III.17. La position des différents dispositifs.

La surface de l'eau est positionnée à une distance source – surface (SSD), à la profondeur du maximum de dose pour les faisceaux d'électrons. Le faisceau est configuré en fonction de l'angle du bras qui doit être à 0° , de la taille du champ d'irradiation, et du débit de dose qui est de 100 UM/min. Pour chaque valeur de ces paramètres étudiés, 3 à 5 mesures consécutives sont effectuées selon le temps disponible et réalisées de façon à déterminer la déviation standard de l'expérience.

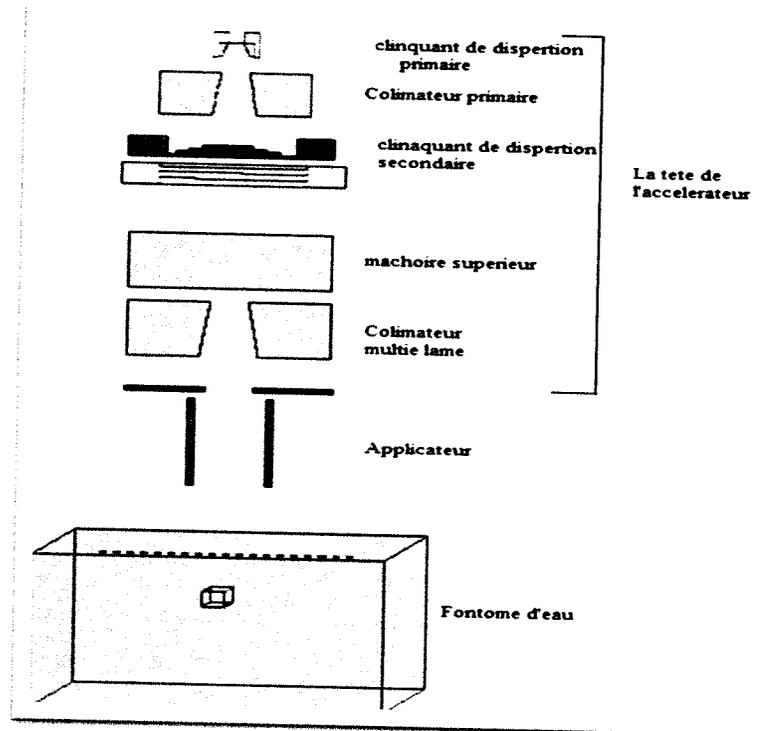


Figure.III.18.Schéma explicatif du mécanisme de contrôle de qualité .

III.2.2. Le positionnement des chambres d'ionisation

Le positionnement de la chambre d'ionisation se fait selon les étapes suivantes :

- La chambre doit être verticale dans le fantôme.
- Le système d'acquisition utilisé doit être fixé. Si on prend des données à une SSD = 100 cm, la chambre sera fixée à une profondeur de 10 cm. Donc les lasers se coïncident avec la surface de l'eau (technique SSD).

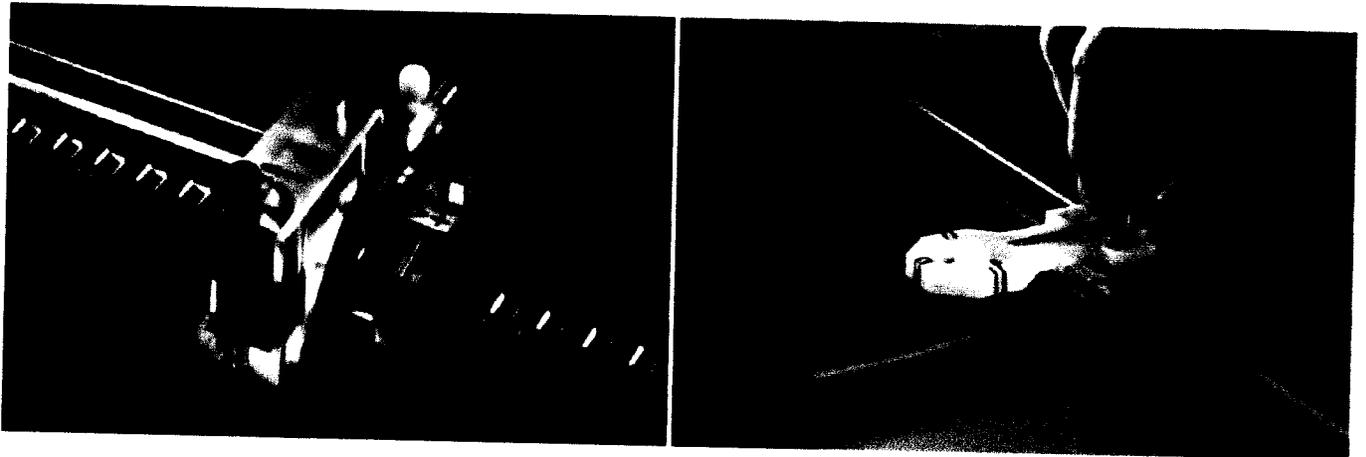


Fig.III.19. Moyenne de positionnement de la chambre d'ionisation

La chambre est centrée approximativement sur l'axe central du faisceau. Le balayage de la chambre doit être horizontal et vertical dans le fantôme [32],[33].

III.3. Les mesures réalisées

III.3.1. Les courbes de rendement en profondeur

Les courbes de rendement en profondeur sont mesurées dans l'eau à une distance source-surface de 100 cm (DSP=100 cm ensuite 110) pour chaque énergie de 6, 9, 12, 15, 18 et 21 MeV et pour différents applicateurs de 10x10, 15x15, 20x20, 25x25.

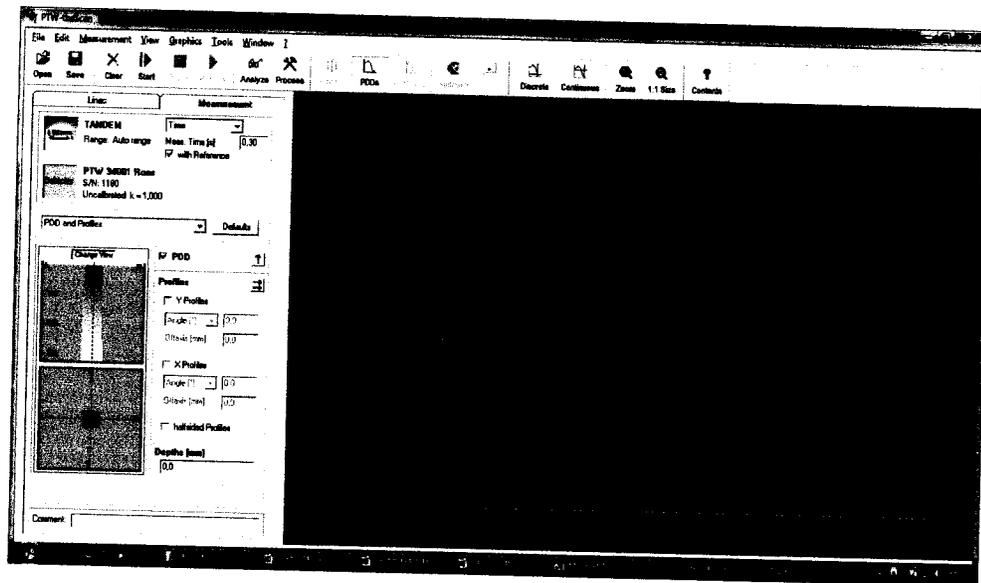


Figure.III.19. Courbe de rendement en profondeur avec une énergie de 6MeV et une taille du champ 10×10cm² et SSD 100cm

III.3.2. Les profils de dose

Les profils de dose sont mesurés à une distance source-surface de 100 cm (DSP=100), pour chaque énergie de 6, 9, 12, 15, 18 et 21 Mev et pour différents applicateurs de 10x10, 15x15, 20x20, 25x25.

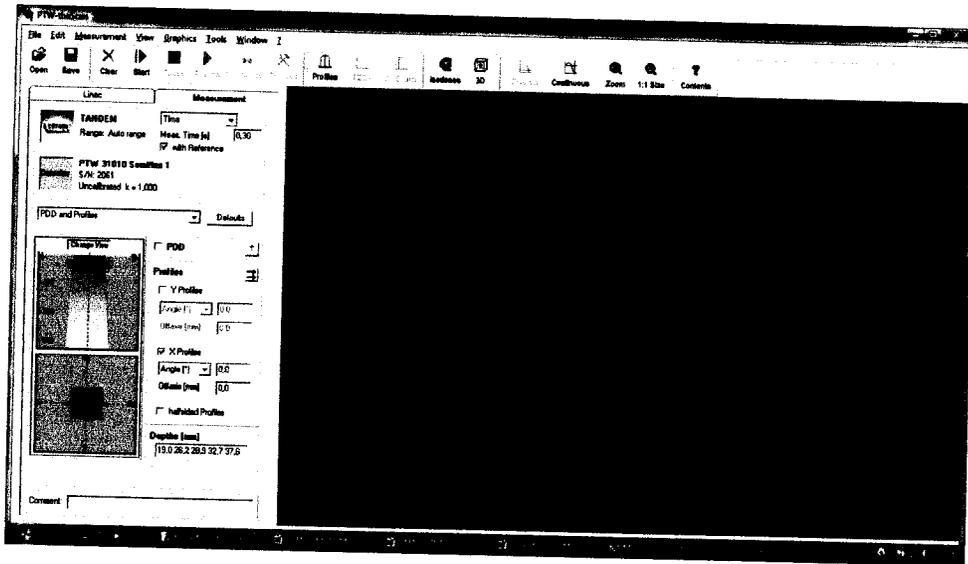


Figure.III.20. Profil de dose pour différents profondeurs avec une énergie 6 MeV, une taille du champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et un SSD 100 cm

III.3.3. la dose absolue

Pour la mesure de la dosimétrie absolue des électrons, nous avons utilisé une chambre plate la Roos SN : 1189 de PTW dans un fantôme à eau connectée à un électromètre de type UNIDOS. Les mesures sont effectuées à Z_{ref} , soit la profondeur de dose maximale (d_{max}) à partir des courbes de rendement de profondeur.

Les conditions de référence pour la détermination de la dose absolue dans l'eau pour des faisceaux d'électrons sont données dans le tableau .III.1.

Le choix de la taille de champ ne devrait pas être de moins que $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à la surface du fantôme car les données sont employées pour la normalisation des facteurs d'output.

Fantômes	<ul style="list-style-type: none"> • Pour $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ • Pour $R_{50} > 4 \text{ g/cm}^2$ 	<ul style="list-style-type: none"> • Fantôme à eau ou PMMA • Fantôme à eau
Chambres utilisées	<ul style="list-style-type: none"> • Pour $R_{50} < 4 \text{ g/cm}^2$ • Pour $R_{50} > 4 \text{ g/cm}^2$ 	<ul style="list-style-type: none"> • Chambre plate • Chambre plate ou une chambre cylindrique
Profondeur de référence	$Z_{ref} = 0.6 R_{50} - 0.1 \text{ g/cm}^2$	
Point de référence de la chambre	<ul style="list-style-type: none"> • A la surface de la chambre plate • A $0.5r_{cyl}$ pour la chambre cylindrique 	
Positionnement de la chambre au point de référence	<ul style="list-style-type: none"> • A la surface de la chambre plate • A $0.5r_{cyl}$ pour la chambre cylindrique 	
SSD	<ul style="list-style-type: none"> • 100 cm • 110 cm 	
La taille de champ à la surface de fantôme	<ul style="list-style-type: none"> • $10 \times 10 \text{ cm}^2$ • $15 \times 15 \text{ cm}^2$ • $20 \times 20 \text{ cm}^2$ • $25 \times 25 \text{ cm}^2$ 	

Tableau III.1. Les conditions de mesure de la dose absolue des faisceaux d'électrons dans l'eau.

Chapitre IV

Résultats et discussion

IV.1. Caractéristiques et conditions d'utilisation

L'accélérateur SIEMENS PRIMUS du service de radiothérapie d'Oran produit six faisceaux d'électrons d'énergies 6, 9, 12, 15, 18 et 21 MeV. Cinq applicateurs sont fournis par le fabricant et possèdent des ouvertures carrés définissant des tailles de champs de 10×10 , 15×15 , 20×20 , 25×25 cm² à une distance source axe de 100 cm. Les données dosimétriques de base nécessaires pour l'exploitation en pratique clinique de l'accélérateur pour des faisceaux d'électrons sont représentées par les courbes de rendement en profondeur (PDD), les profils de doses, les facteurs d'output et les paramètres de parcours et d'énergie de ces faisceaux.

Dans ce domaine, la précision requise est importante car elle est directement liée à la dose délivrée aux patients. De ce fait, ces paramètres dosimétriques doivent être soigneusement vérifiés avant l'utilisation de l'appareil. Les procédures de vérification rentrent dans le cadre du contrôle de qualité de l'appareil. Dans ce présent travail, nous avons procédé au contrôle des paramètres dosimétriques.

IV.2. La dosimétrie des électrons dans l'eau

Les mesures des courbes de rendement en profondeur et des profils de dose ont été effectuées à l'aide d'un fantôme de type PTW MP3 connecté à un micro-ordinateur. Le système est piloté pour l'acquisition des données dosimétriques par un software MEPHYSTO.

Les mesures dosimétriques sont effectuées à l'aide d'une chambre d'ionisation d'un volume sensible de 0,1cm (PTV) associée à un électromètre de type UNIDOS.

IV. 2. 1. Description de l'avant projet

L'installation de la cuve d'eau doit être faite rigoureusement pour ne pas altérer les facteurs de débit. Tout d'abord, il faut faire coïncider son centre avec celui du faisceau de l'accélérateur. Pour cela, l'ombre de la croix du réticule située sur l'accélérateur doit s'aligner avec celle située au fond de la cuve. Ensuite, il faut s'assurer que le niveau de l'eau est bien à une SSD de 100 cm grâce au télémètre mécanique. De même, l'inclinaison verticale et horizontale de la cuve doit être vérifiée correctement avec le niveau.

La dernière étape de l'installation de la cuve consiste à faire correspondre l'isocentre du faisceau avec la chambre à ionisation. Ainsi, il faut placer la chambre à ionisation sur le support de manière à ce qu'elle soit bien alignée avec la croix au fond de la cuve.

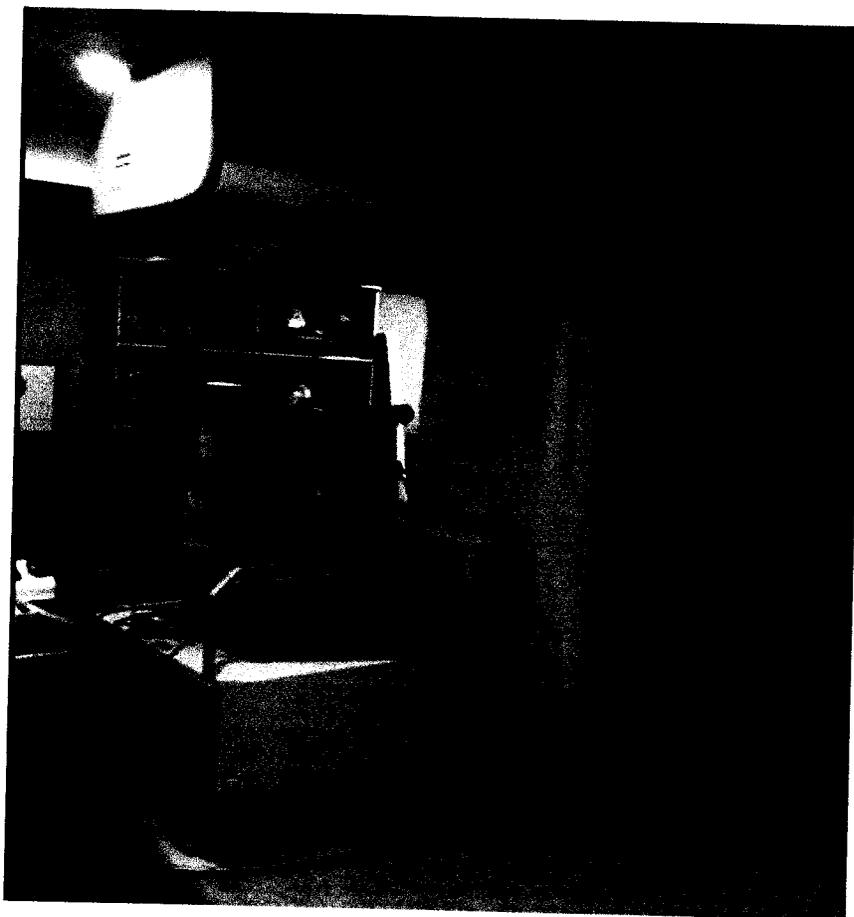


Figure IV.1. Cuve à eau en cours de montage

La chambre de mesure PTW M 31010-2060 est branchée sur les bras mobiles de la cuve afin de pouvoir la déplacer. Il faut faire correspondre la zone sensible de la chambre d'ionisation avec l'isocentre de l'accélérateur de particules. Pour cela, on se sert d'une disposition sur la tête de la chambre.



Figure IV.2. Photographie du HOLDER de repositionnement.

La chambre de référence (PTW M 31010-2059) qui sert à contrôler la linéarité des UM est placée sur un support au-dessus de la cuve. Elle doit être placée au bord du champ lumineux.

Les deux chambres sont ensuite reliées à l'électromètre MP3, lui-même relié au logiciel Méphysto.

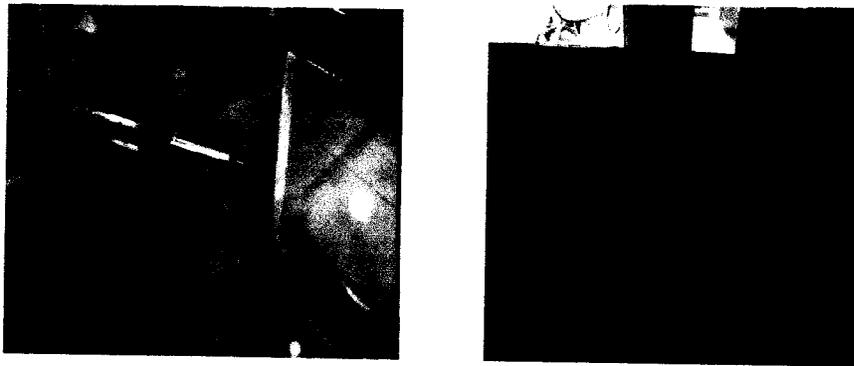


Figure IV.3. Chambre relative et chambre de référence au bord du champ

IV. 2.2. Collecte des données

- Vérification de positionnement à chaque fois que l'on rentre dans la salle de traitement.
- Contrôle de la température et de la pression de la machine, (les caractéristiques de rayonnement peuvent changer avec la température et la pression de la salle) le physicien doit contrôler l'état de la machine.
- Analyse de faisceaux et contrôle de la planéité, la symétrie et la taille de champ afin de s'assurer que les données sont bien collectées.
- Réglage à zéro et normalisation des appareils électroniques nécessaires .

IV. 2.3. Résultats et discussion

IV. 2.3.1 Mesure des courbes de rendement en profondeur (PDD)

Les courbes de rendement en profondeur (PDD) ont été mesurées pour différentes énergies (6, 9, 12, 15, 18 et 21 MeV) et par différents applicateurs (10X10, 15X15, 20X20, 25X25cm²).

Les courbes de rendement en profondeur ont été mesurées à partir de la surface jusqu'à une profondeur dépassant de quelques centimètres le parcours pratique du faisceau d'électron.

Les rendements en profondeur pour les électrons de l'accélérateur pour les différentes énergies à une distance source- surface (SSD) de 100 et 110 sont donnés dans les figures suivantes :

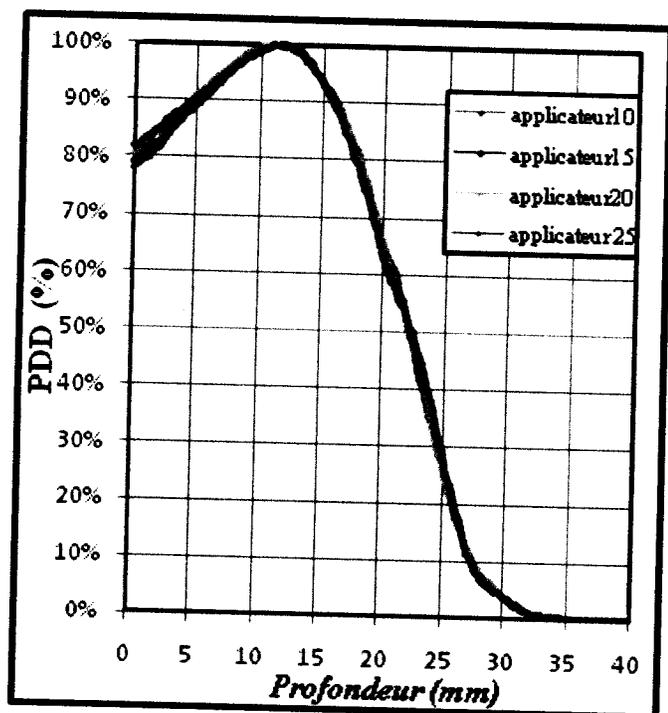


Figure IV.4 Rendement en profondeur E6 SSD100

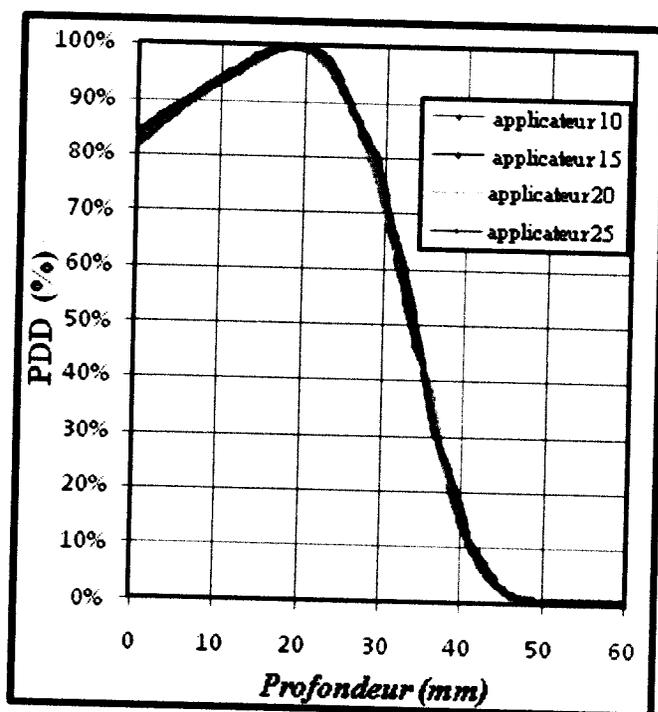


Figure IV.5 Rendement en profondeur E9 SSD100

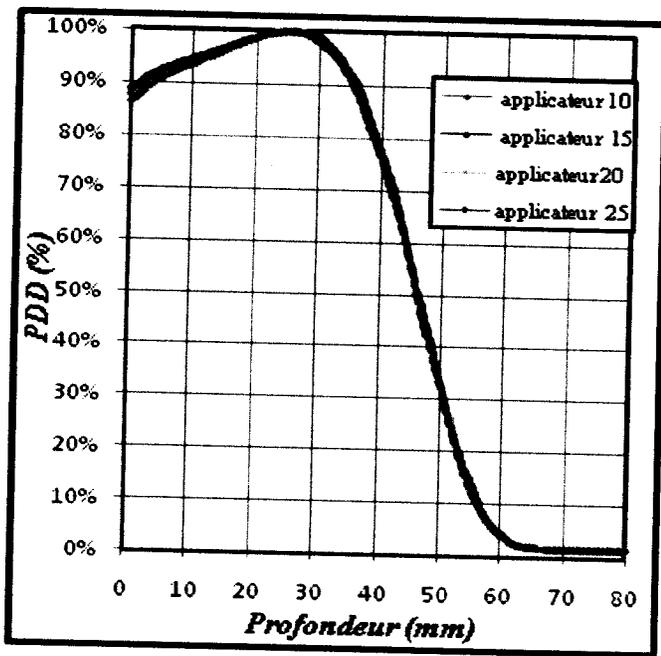


Figure VI.6 Rendement en profondeur E12 SSD100

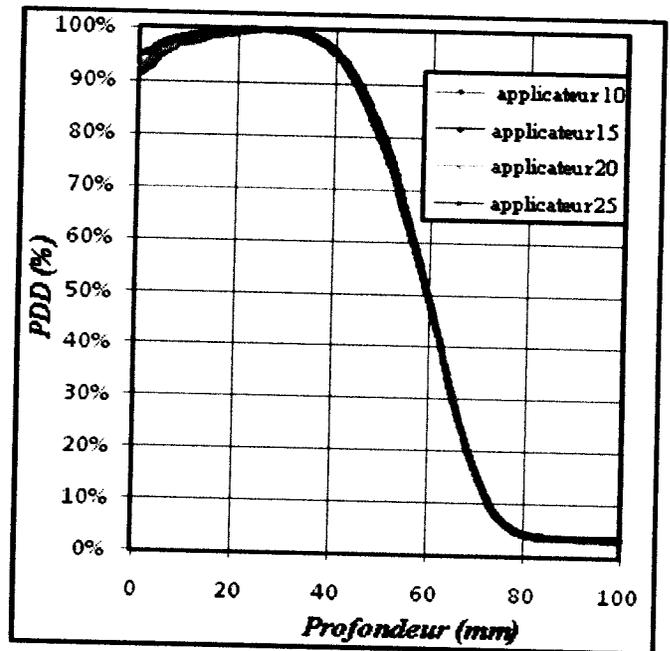


Figure VI.7 Rendement en profondeur E15 SSD100

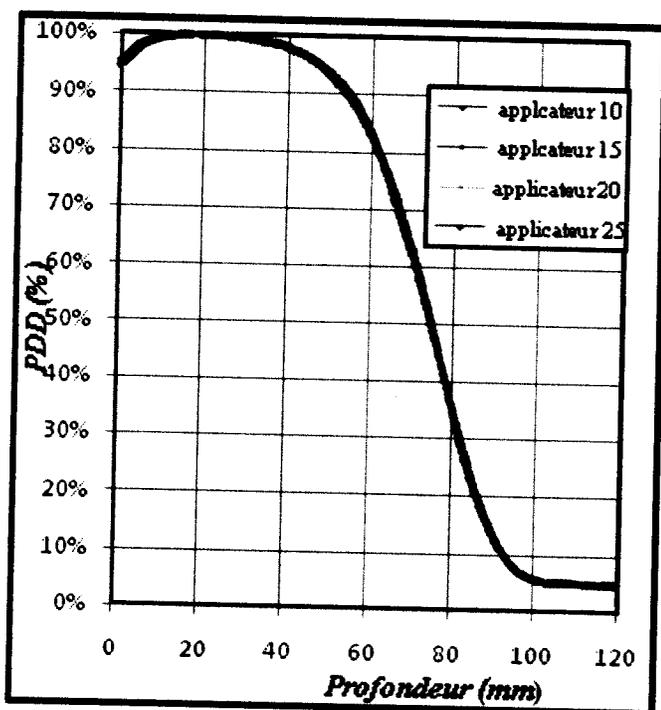


Figure IV.8 Rendement en profondeur E18 SSD100

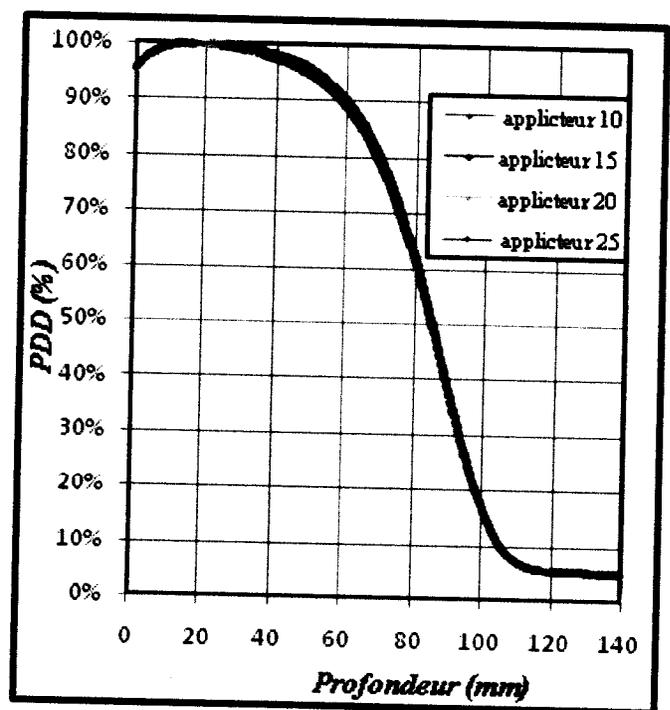


Figure IV.9 Rendement en profondeur E21 SSD100

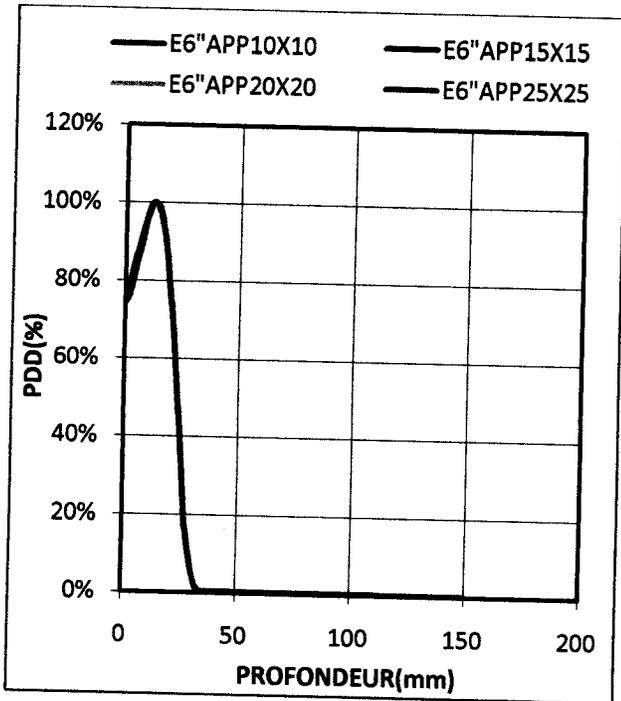


Figure IV.10 Rendement en profondeur E6 SSD110

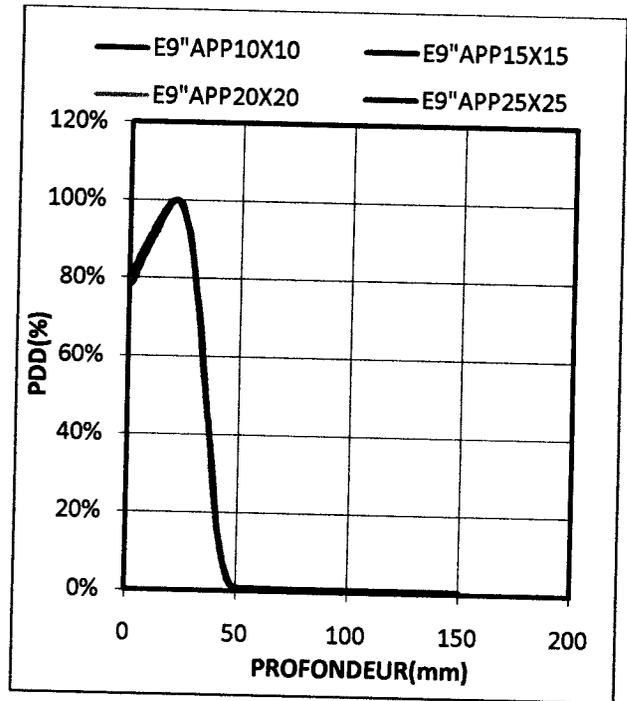


Figure IV.11 Rendement en profondeur E9 SSD110

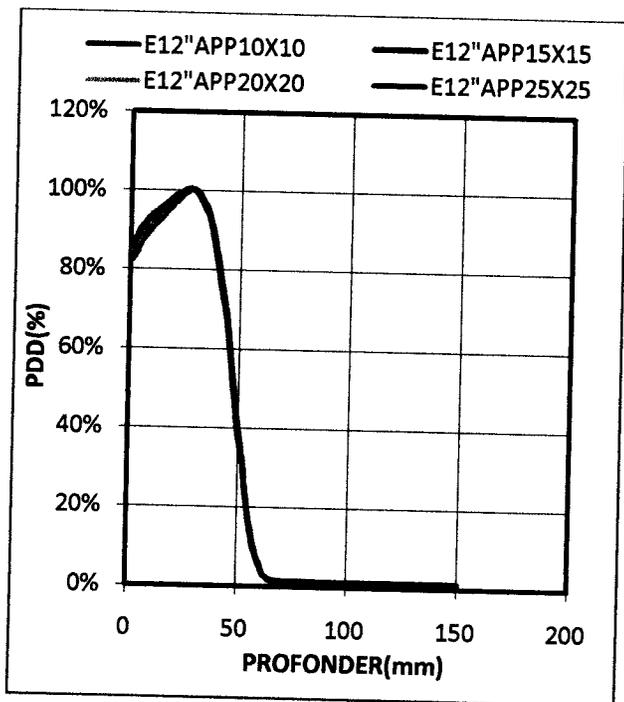


Figure IV.12 Rendement en profondeur E12 SSD110

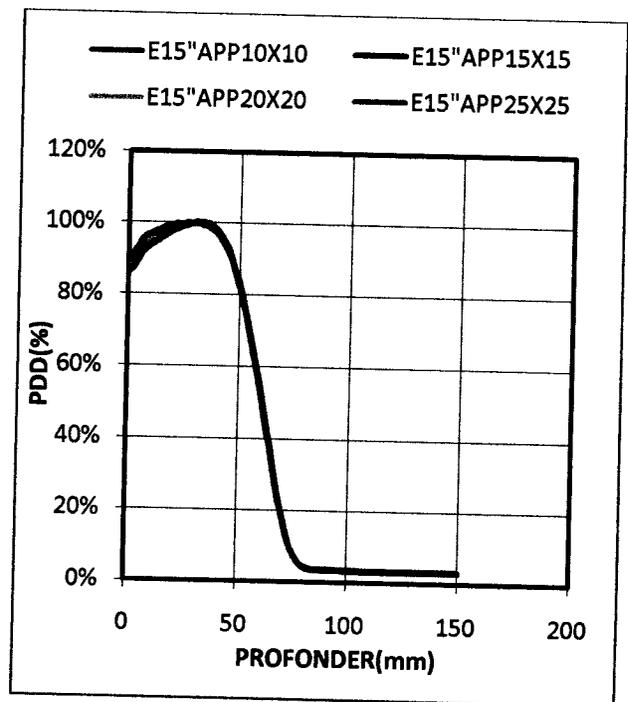


Figure IV.13 Rendement en profondeur E15 SSD110

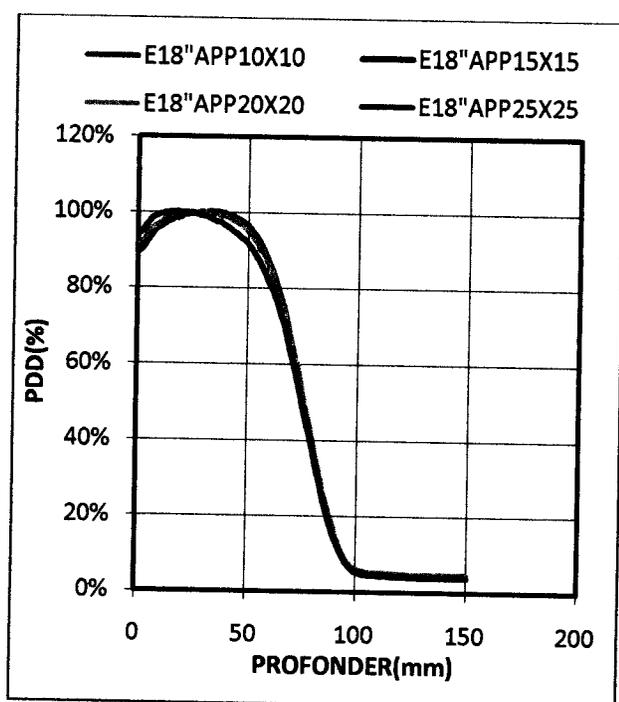


Figure IV.14 Rendement en profondeur E18 SSD110

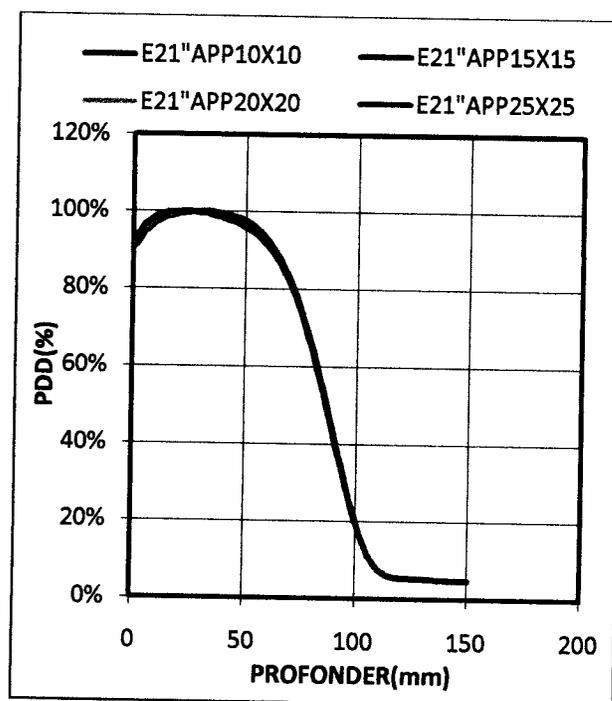


Figure IV.15 Rendement en profondeur E21 SSD110

IV. 2.3.2. Discussion et interprétation des courbes de rendement en profondeur

Le rendement de dose en profondeur dans l'eau dépend de trois paramètres : l'énergie du faisceau, la taille du champ d'irradiation et la distance source-surface du milieu.

- **Influence de l'énergie du faisceau**

La profondeur du maximum de dose augmente avec l'énergie. En effet, plus l'énergie du faisceau de photons est grande, plus le parcours des électrons secondaires est long.

De plus, pour une profondeur proche du maximum, le rendement augmente avec l'énergie du faisceau car l'atténuation est moins rapide. En revanche, la dose à l'entrée diminue quand l'énergie des photons augmente.

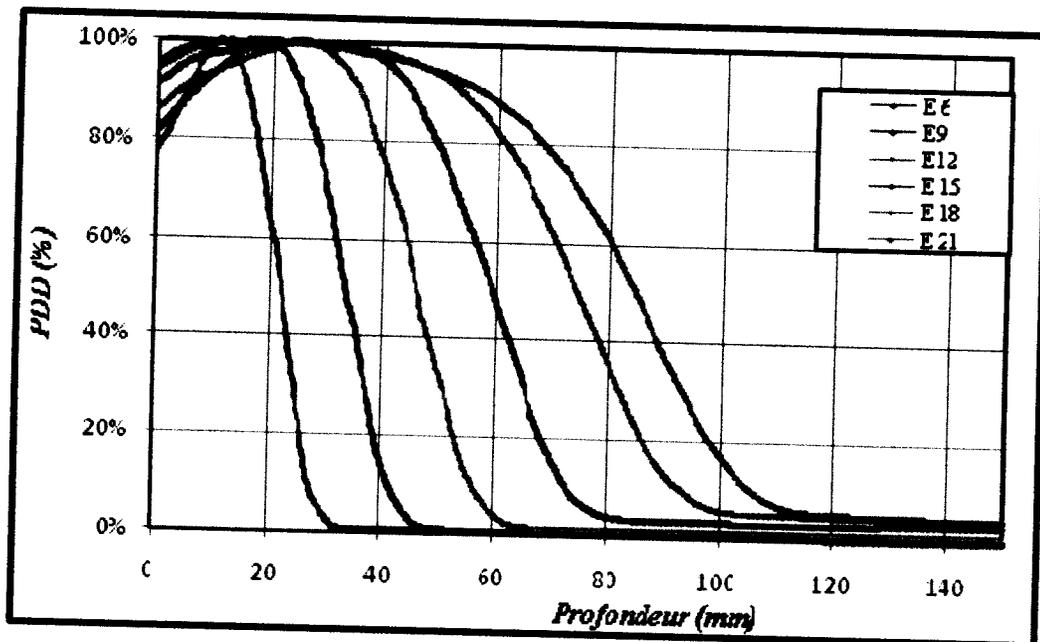


Figure IV.16 Rendement en profondeur de l'applicateur 10×10 et un SSD100

- **Influence de la taille du champ d'irradiation**

Lorsque la taille de champ augmente le volume diffusant augmente entraînant un léger accroissement de la dose à l'axe pour toutes les profondeurs ainsi qu'à l'entrée.

- **Influence de la distance source-peau (surface eau)**

La distance source-peau régit les conditions de dispersion géométrique du faisceau. La dose dans l'air répond à la loi de l'inverse carré des distances. Lorsque la distance source-peau diminue, le maximum de dose se rapproche de la surface et sa valeur augmente tandis que le rendement diminue.

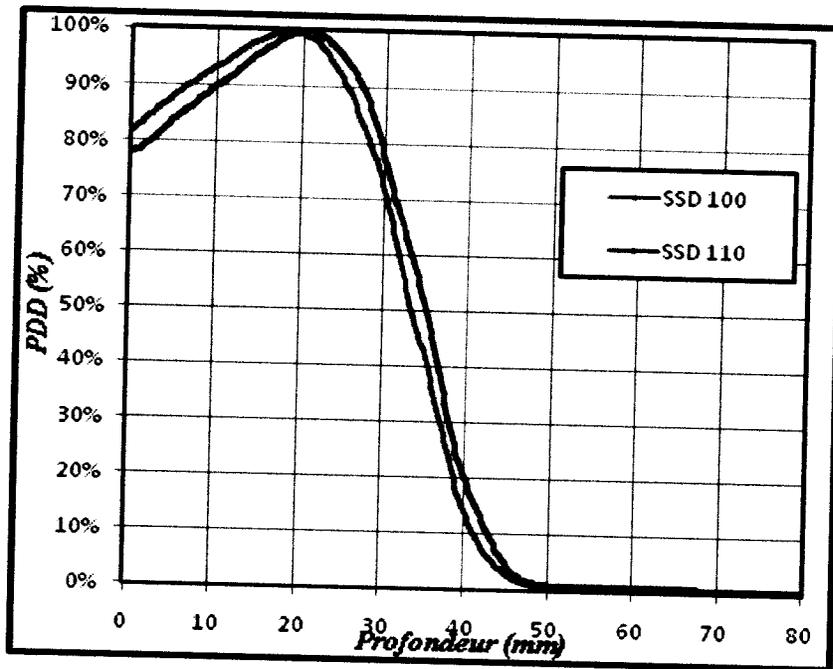


Figure IV.17 Rendement en profondeur de l'applicateur 10×10 et E9

En pratique, le rendement de dose en profondeur d'un faisceau d'électrons est mesuré dans une cuve à eau avec une chambre d'ionisation que l'on déplace verticalement à l'aide d'un bras motorisé le long de l'axe du faisceau. Le mouvement du bras est continu et sa vitesse est ajustable en fonction de la précision attendue. Pendant son déplacement, la chambre d'ionisation est irradiée et sa ionisation est mesurée par l'électromètre associé.

IV. 2.3.3. Mesure des profils de doses

Les profils de dose pour les faisceaux d'électrons ont été mesurés pour des profondeurs différentes avec les mêmes applicateurs utilisés dans les courbes de rendement en profondeur (10×10, 15×15, 20×20, 25×25 cm²) et l'explorateur de faisceau MEPHYSTO pour différentes profondeurs.

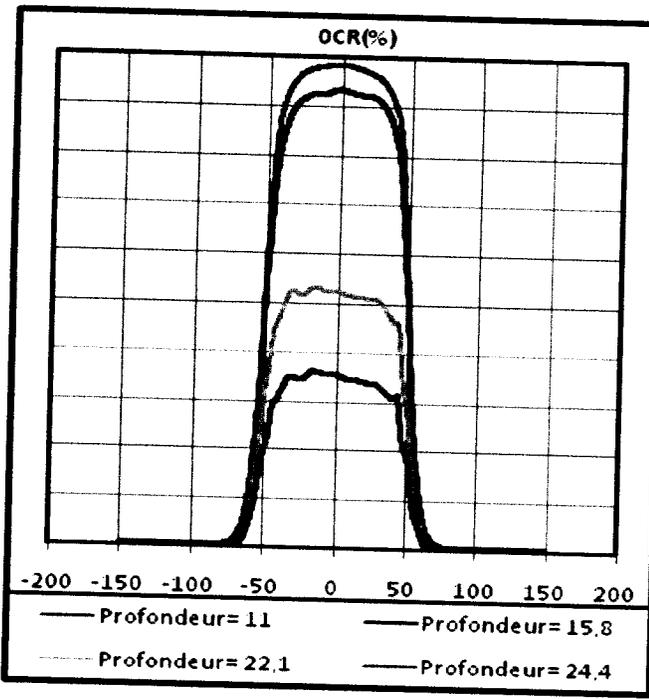


Figure IV.18 Profils de dose pour un app 10X10 cm² et E 6 MeV

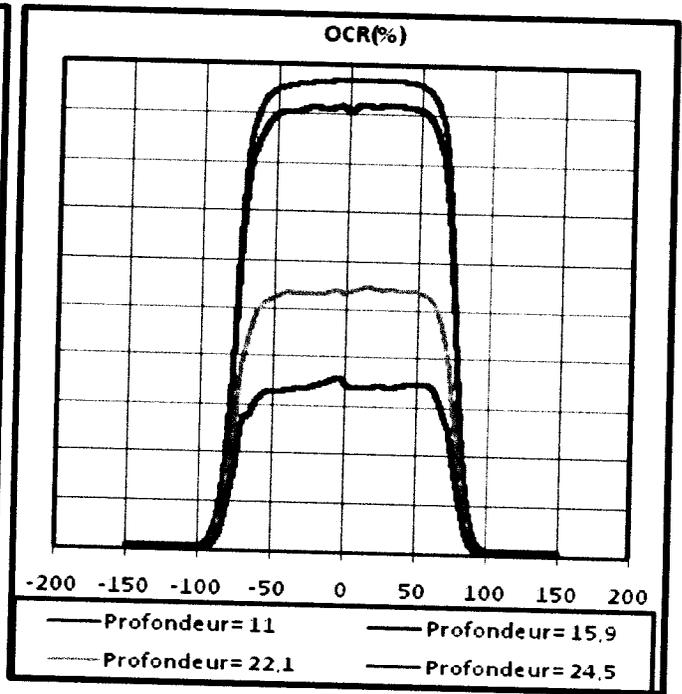


Figure IV.19 Profils de dose pour un app 15X15 cm² et E 6 MeV

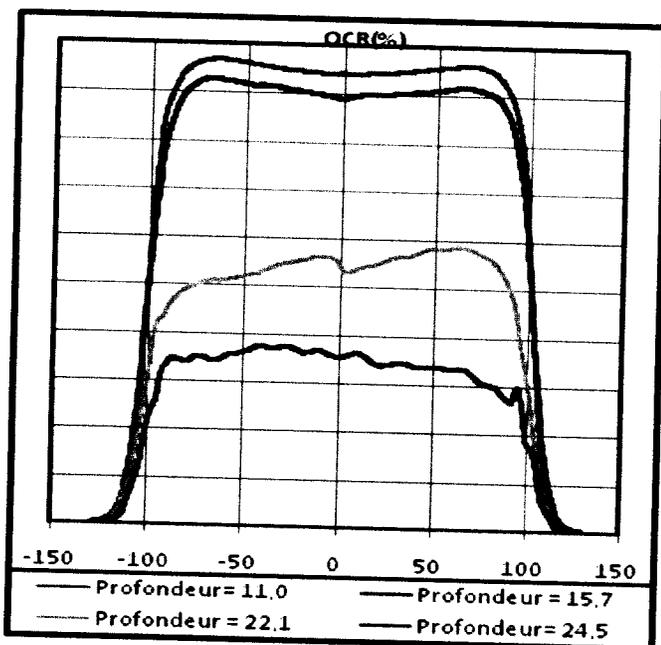


Figure IV.20 Profils de dose pour un app 20X20 cm² et E 6 MeV

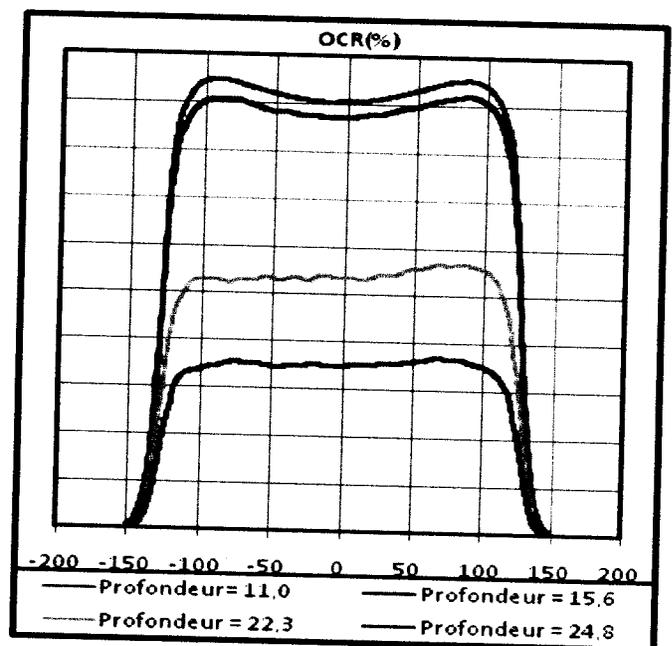


Figure IV.21 Profils de dose pour un app 25X25 cm² et E 6 MeV

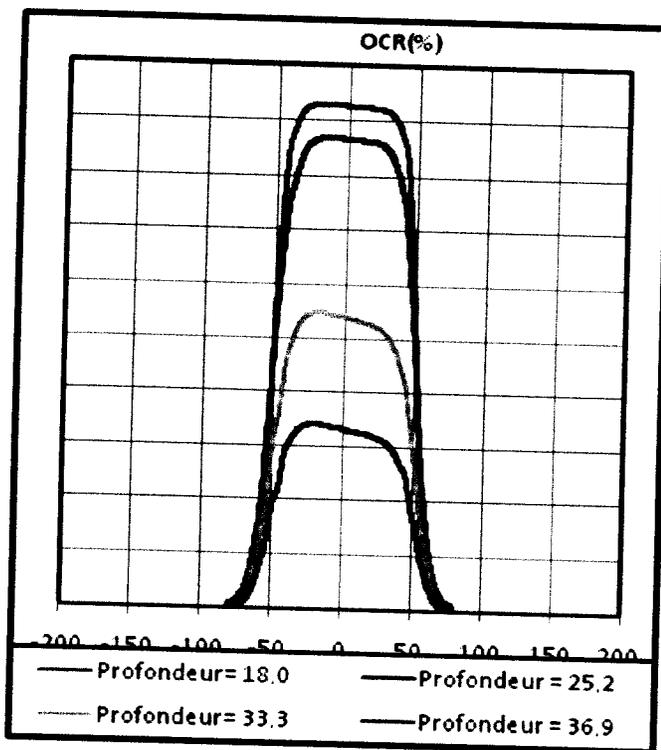


Figure IV.22 Profils de dose pour un app 10X10 cm² et E 9 MeV

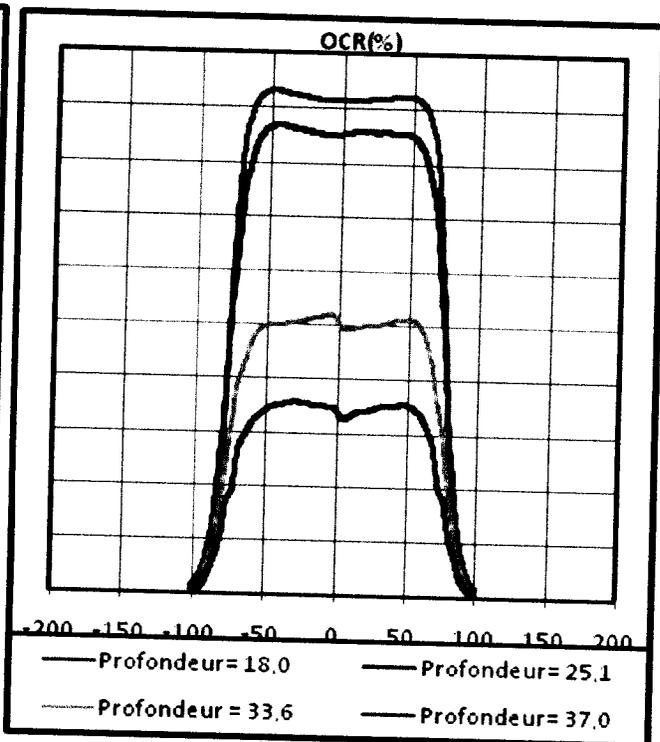


Figure IV.23 Profils de dose pour un app 15X15 cm² et E 9 MeV

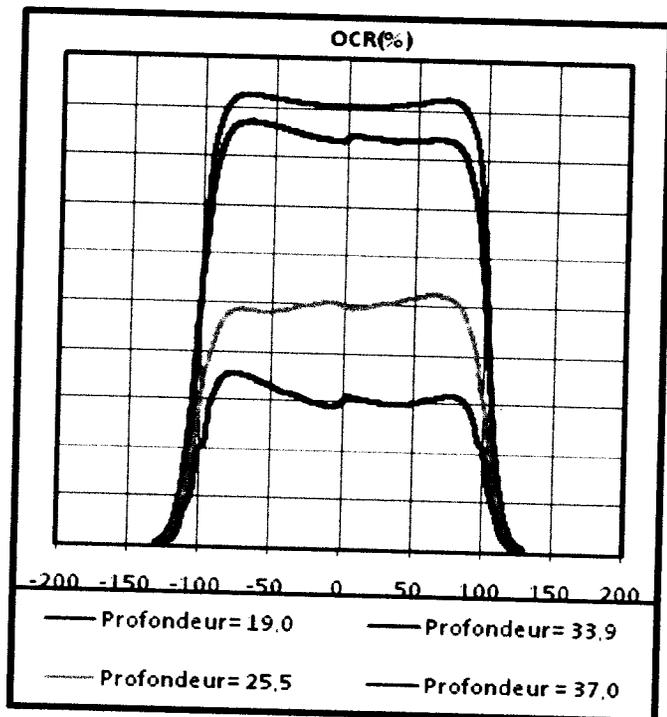


Figure IV.24 Profils de dose pour un app 20X20 cm² et E 9 MeV

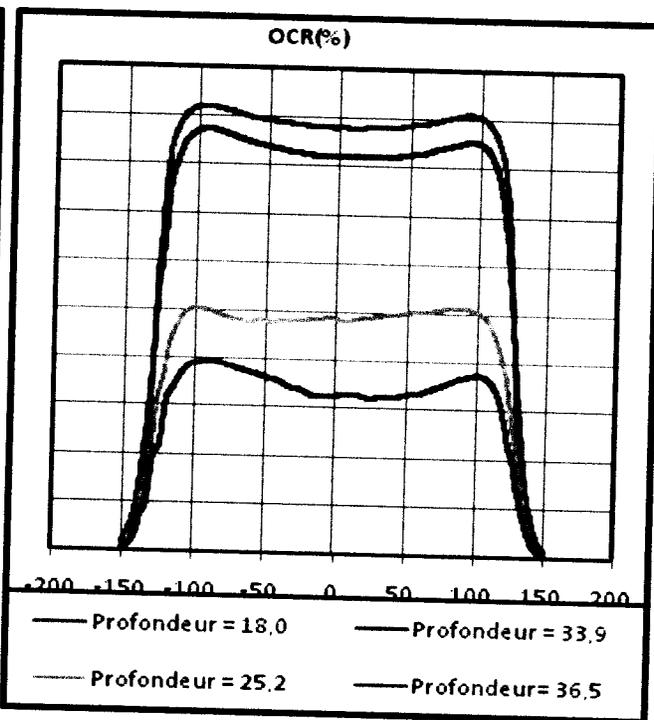


Figure IV.25 Profils de dose pour un app 25X25 cm² et E 9 MeV

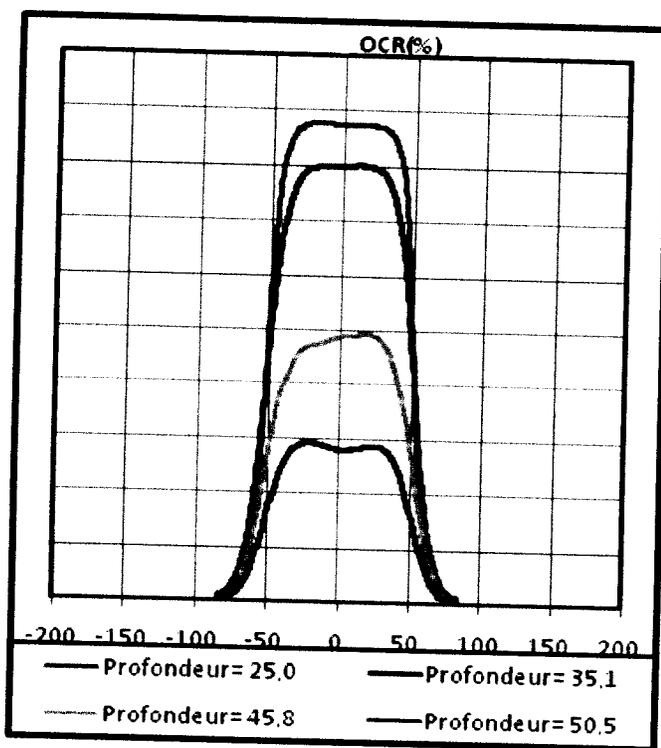


Figure IV.26 Profils de dose pour un app 10X10 cm² et E 12MeV

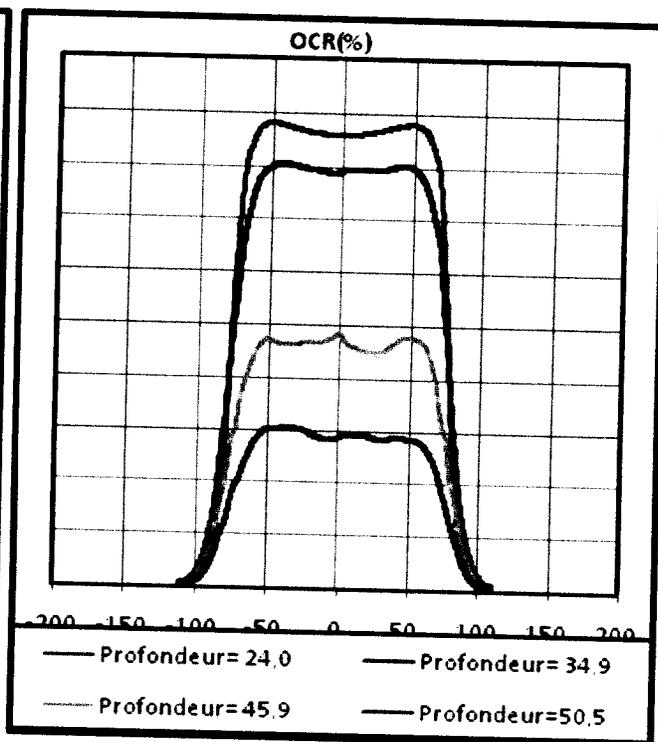


Figure IV.27 Profils de dose pour un app 15X15 cm² et E 12MeV

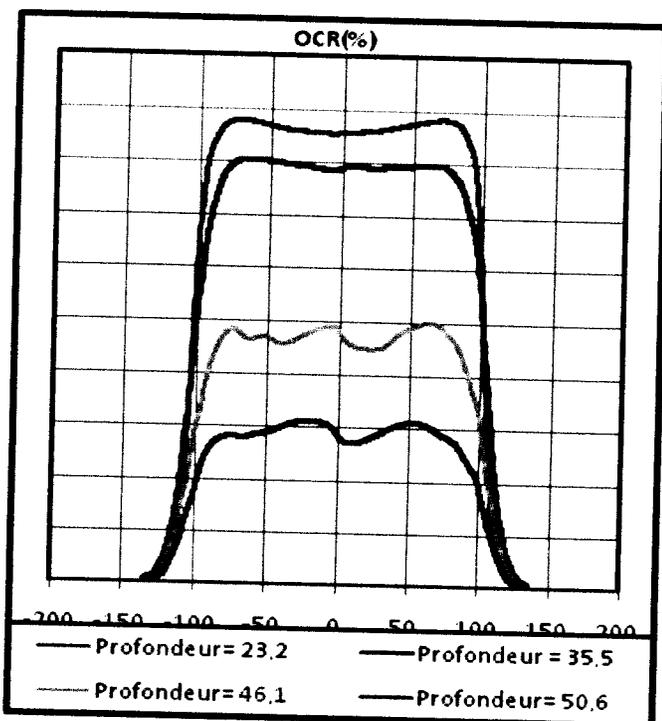


Figure IV.28 Profils de dose pour un app 20X20 cm² et E 12MeV

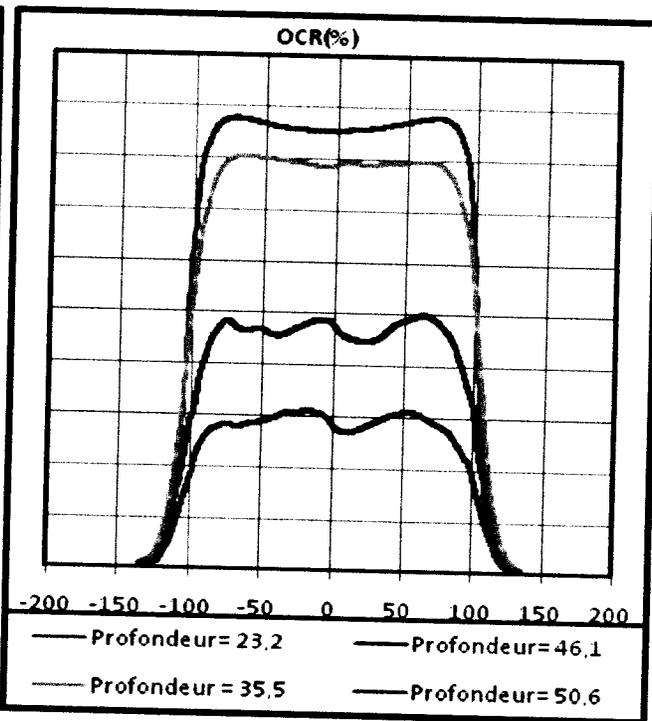


Figure VI.29 Profils de dose pour un app 25X25 cm² et E 12MeV

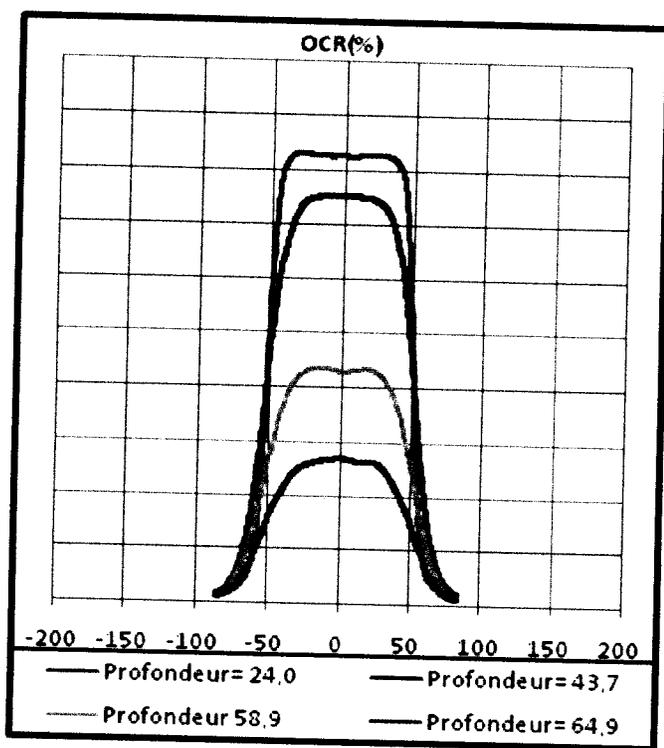


Figure IV. 30 Profils de dose pour un app 10X10 cm² et E 15MeV

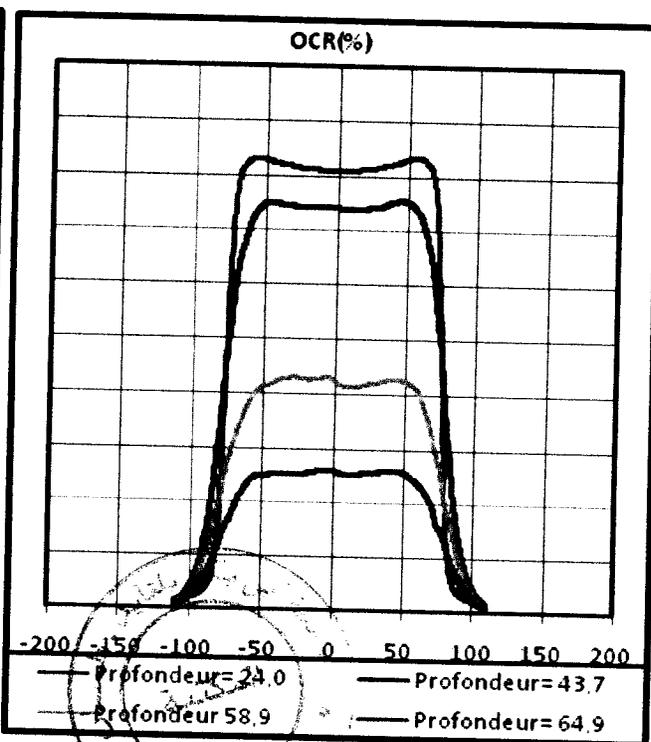


Figure IV.31 Profils de dose pour un app 15X15 cm² E 15MeV

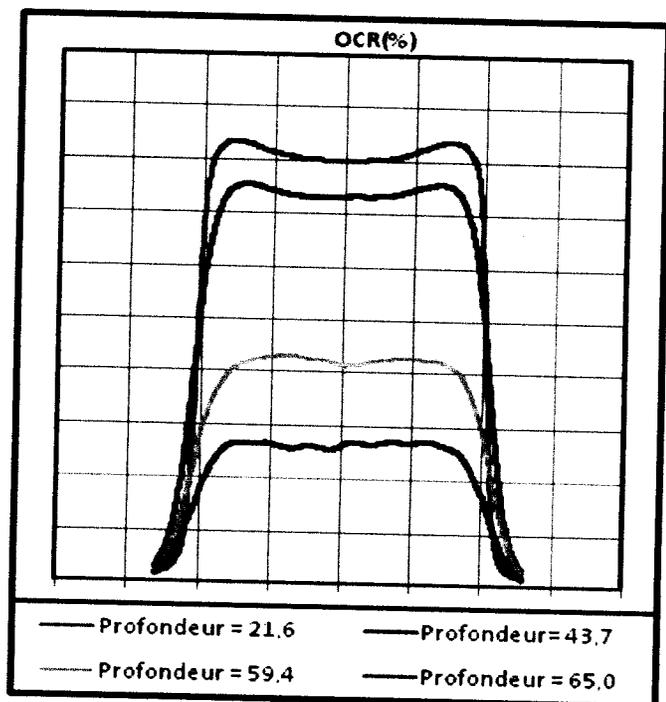


Figure IV.32 Profils de dose pour un app 20X20 cm² et E 15MeV

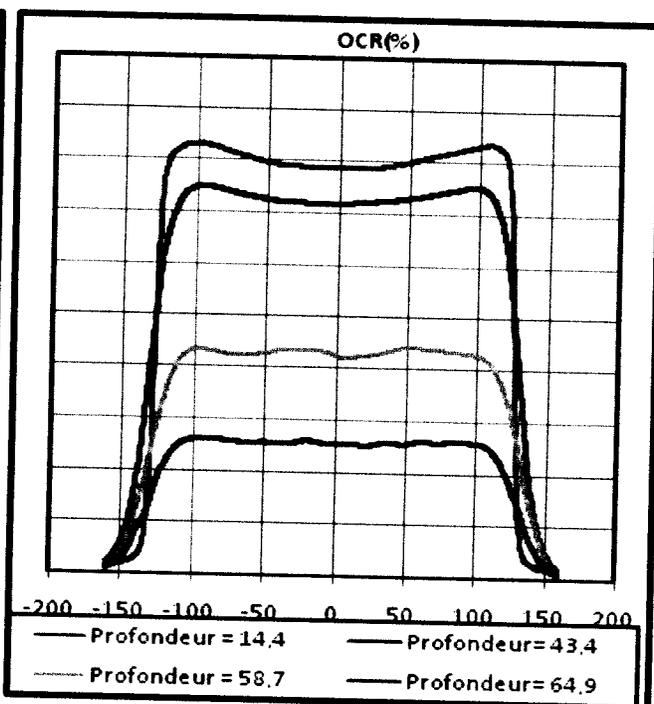


Figure IV.33 Profils de dose pour un app 25X25 cm² et E 15MeV

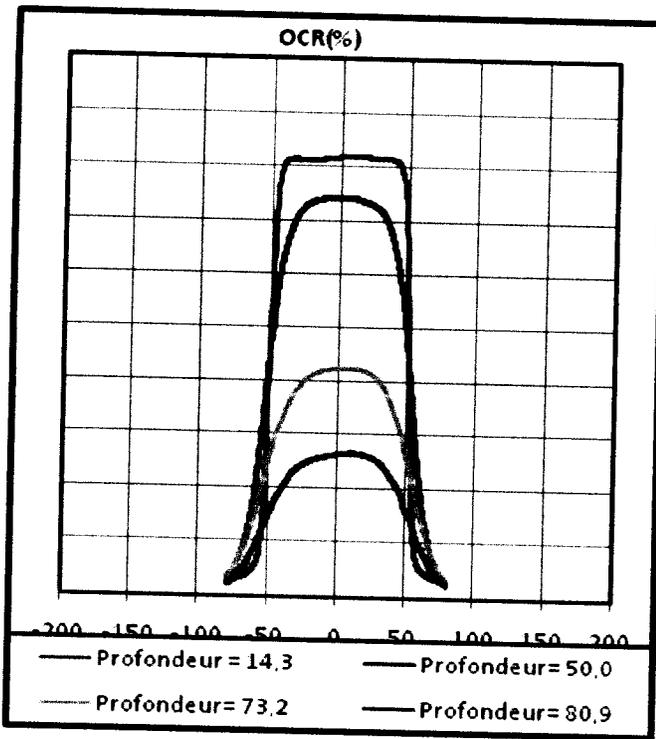


Figure IV.34 Profils de dose pour un app 10X10 cm² et E 18MeV

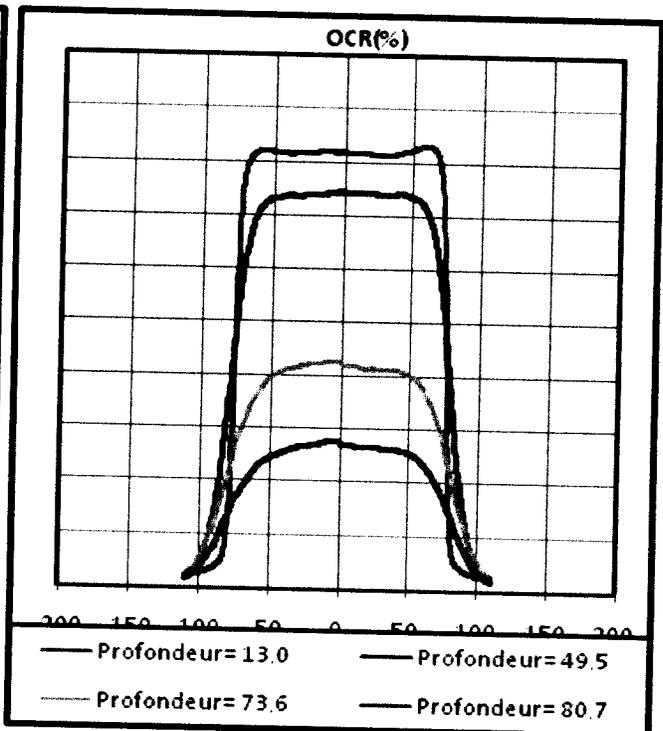


Figure IV.35 Profils de dose pour un app 15X15 cm² et E 18MeV

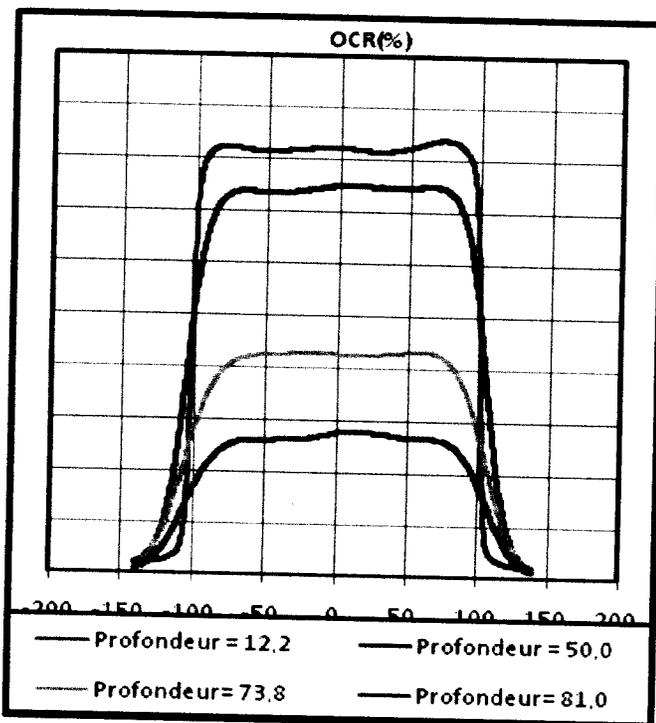


Figure IV.36 Profils de dose pour un app 20X20 cm² et E 18MeV

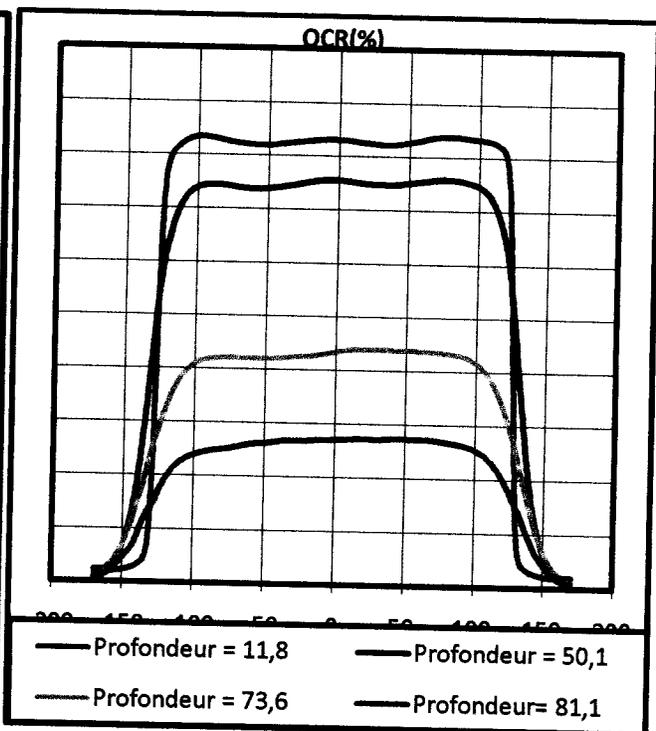


Figure IV.37 Profils de dose pour un app 25X25 cm² et E 18MeV

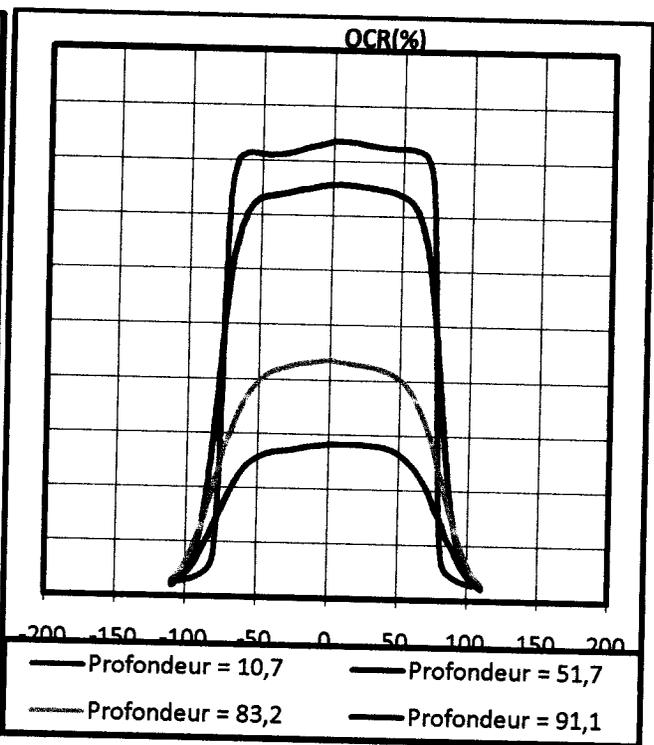
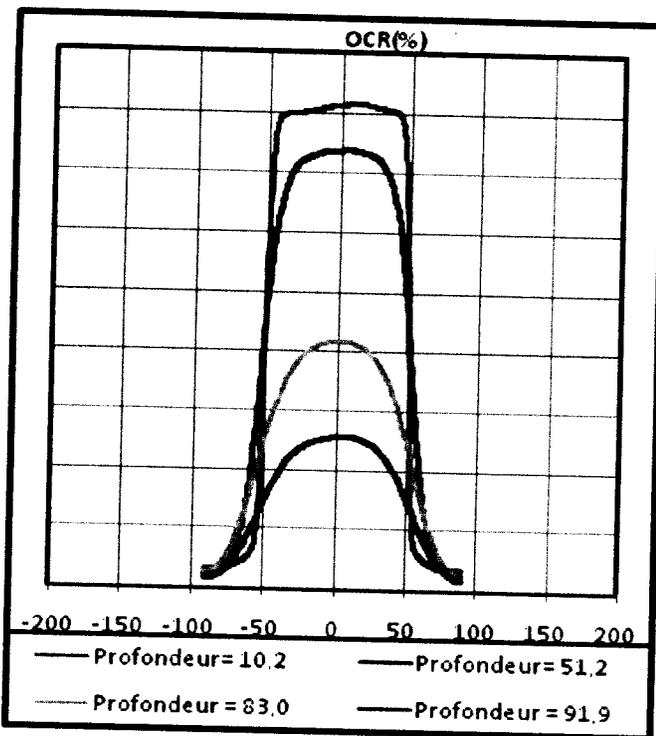


Figure IV.38 Profils de dose pour un app 10X10 cm² et E 21MeV

Figure IV.39 Profils de dose pour un app 15X15 cm² et E 21MeV

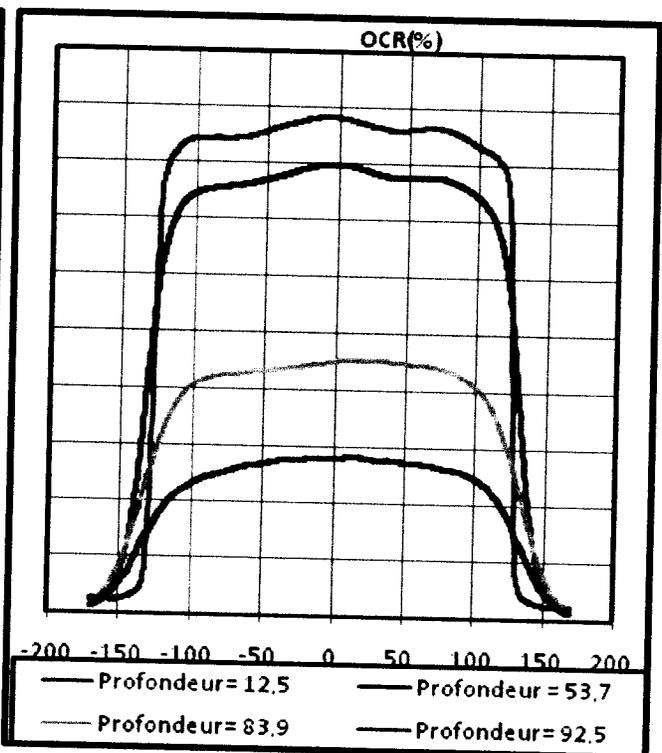
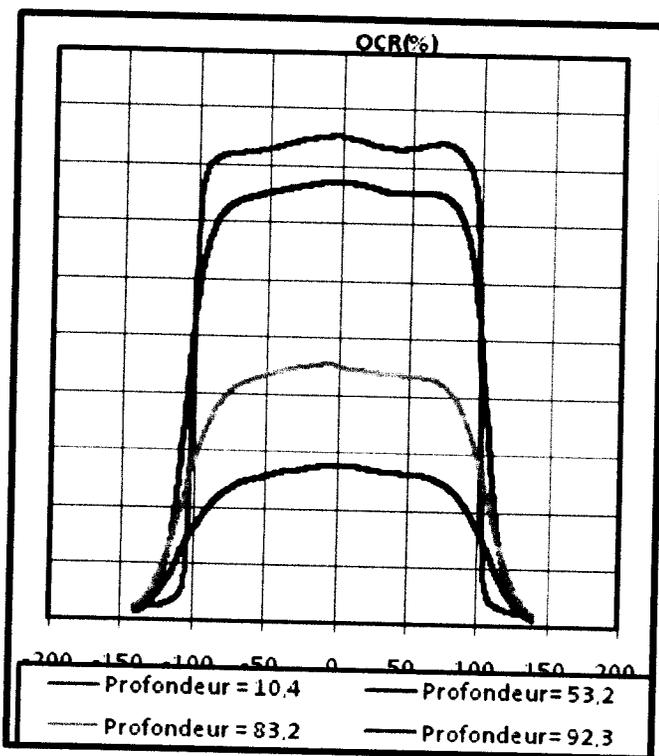


Figure IV.38 Profils de dose pour un app 20x20 cm² et E 21MeV

Figure IV.39 Profils de dose pour un app 25X25 cm² et E 21Me

IV. 2.3.4. Discussion et interprétation des profils

On observe dans les figures précédentes un large plateau pour les différentes tailles de champ représentant le maximum de dose ce qui permet de situer la zone d'homogénéité dans laquelle la dose décroît plus ou moins rapidement. Elle correspond à la pénombre et elle est définie par la distance séparant l'isodose 80% et l'isodose 20% de la dose maximale sur l'axe du faisceau.

Les profils obtenus étant symétriques par rapport au centre, on peut déduire que la source est bien centrée sur l'axe du collimateur.

IV.3. Comparaison entre les données mesurées en 2011 et celles mesurées en 2008

IV.3.1 Les rendements en profondeur

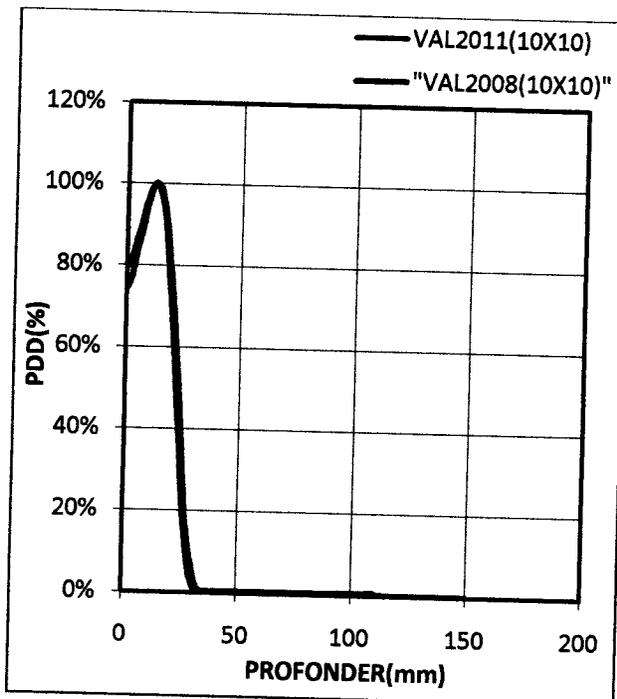


Figure IV.40 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 6 MeV

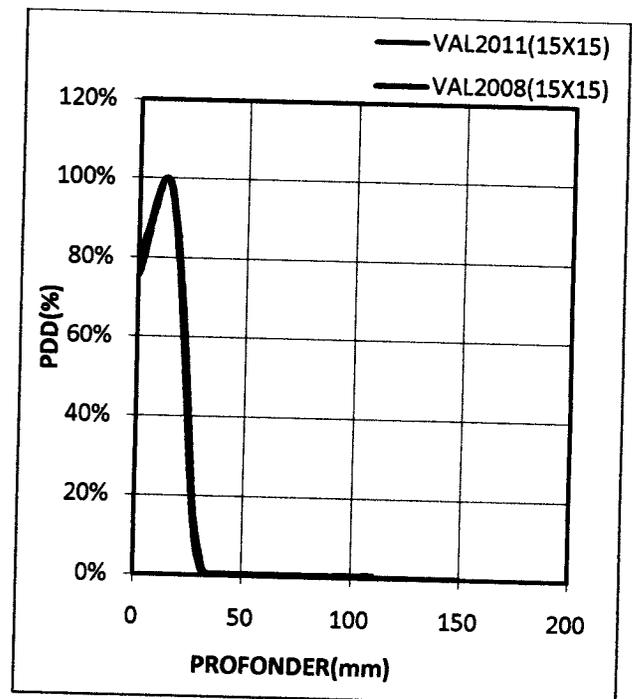


Figure IV.41 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 6 MeV

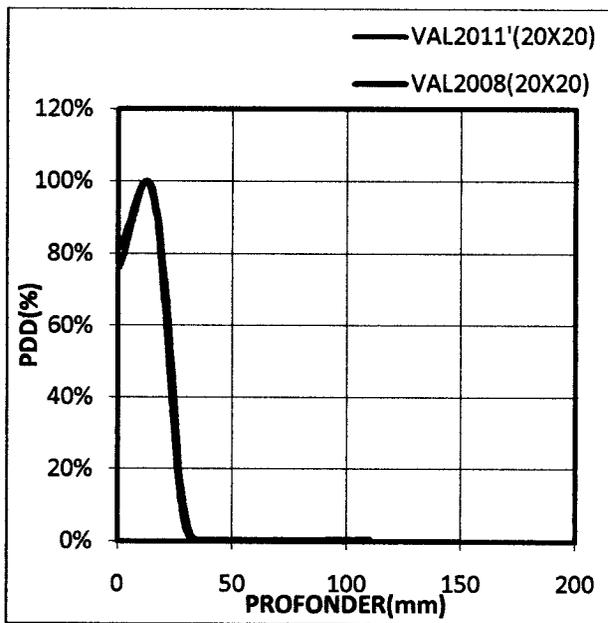


Figure IV.42 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 6 MeV

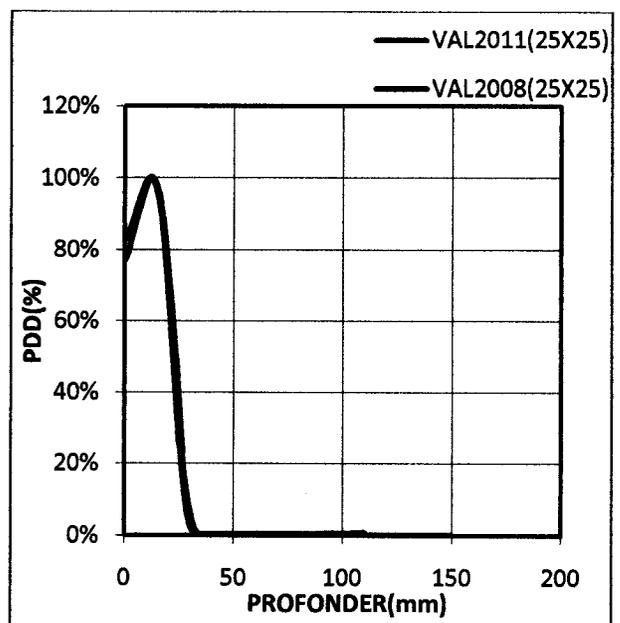


Figure IV.43 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 6 MeV

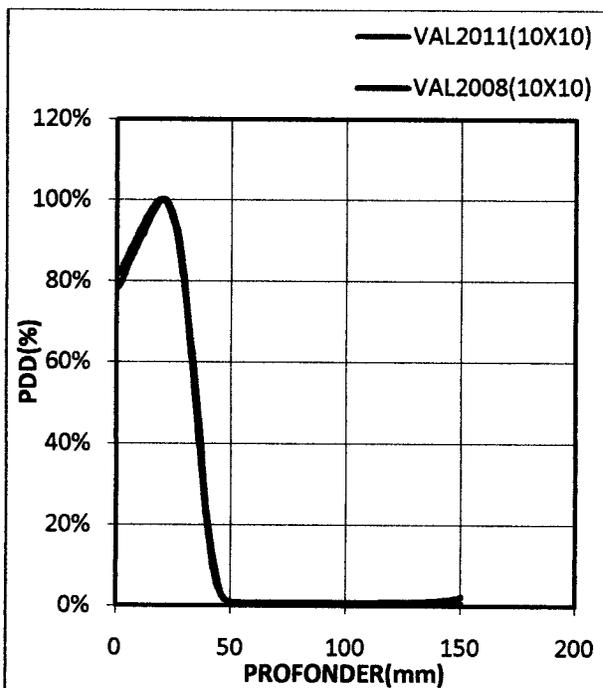


Figure IV.44 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 9 MeV

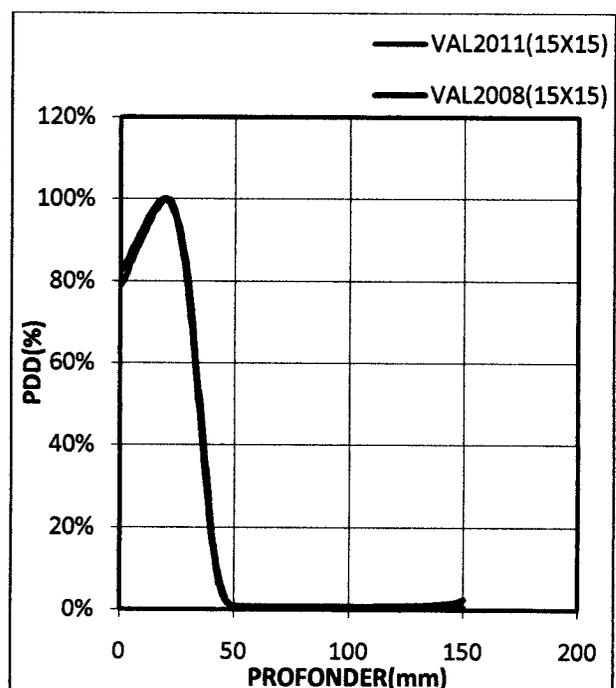


Figure IV.45 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 9 MeV

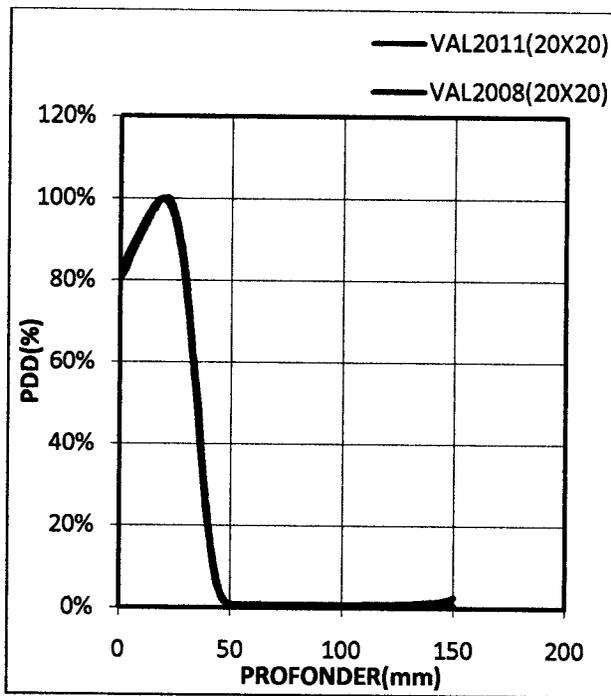


Figure IV.46 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 9MeV

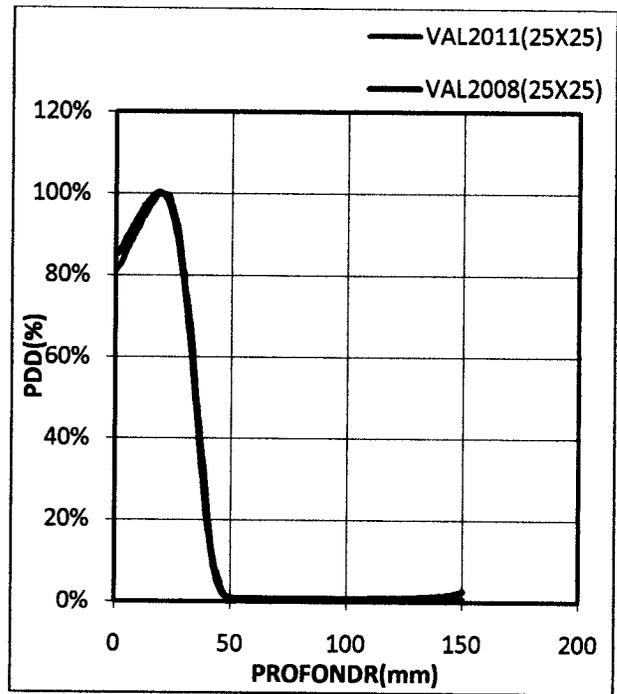


Figure IV.47 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 9 MeV

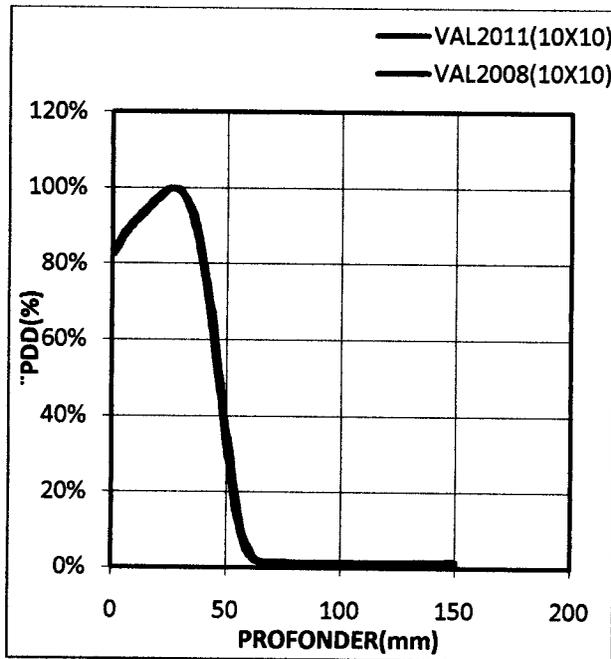


Figure IV.48 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 12 MeV

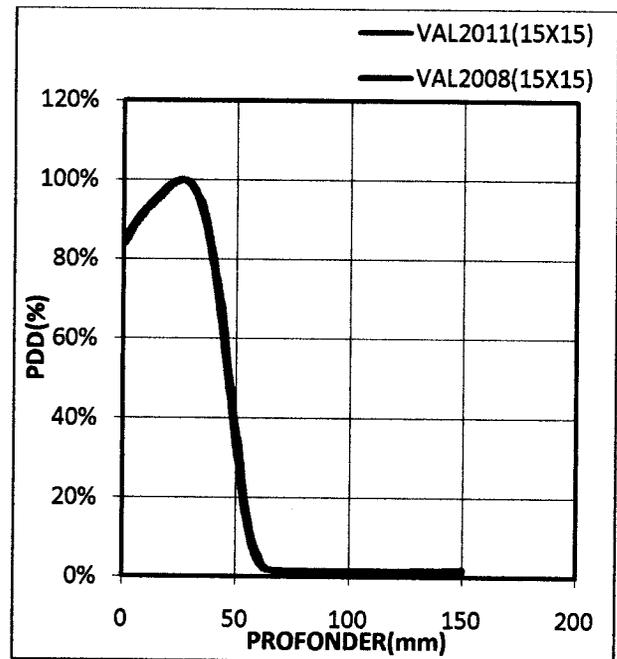


Figure IV.49 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 12 MeV

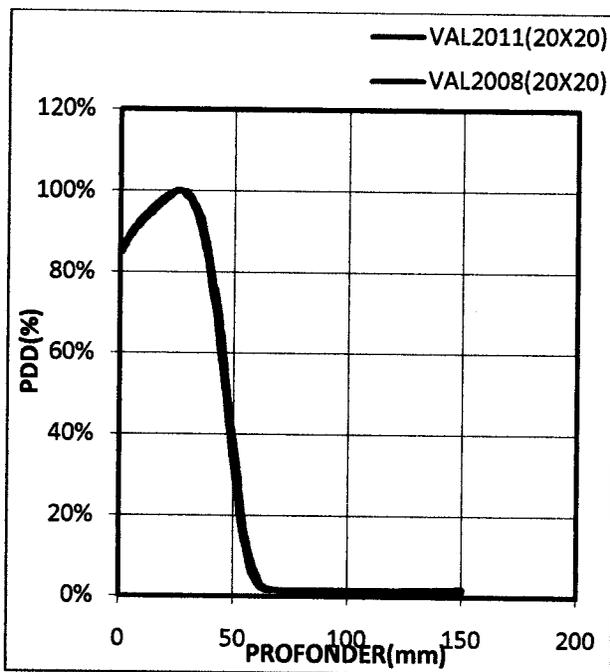


Figure IV.50 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 12 MeV

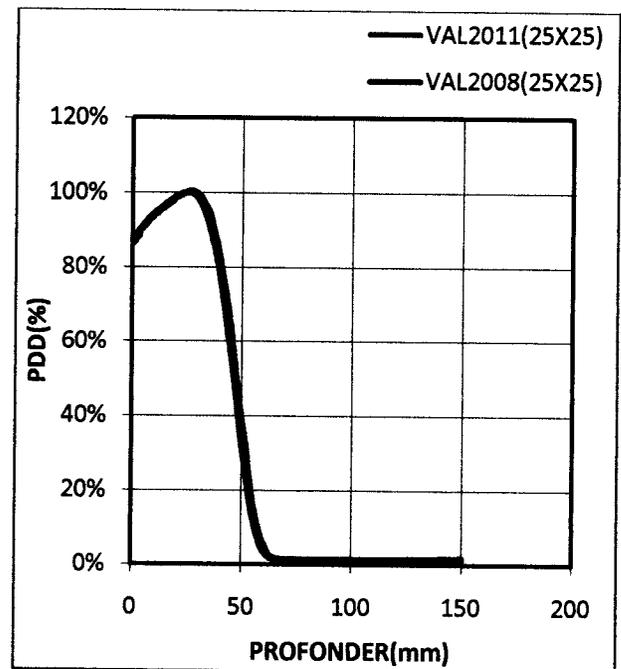


Figure IV.51 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 12 MeV

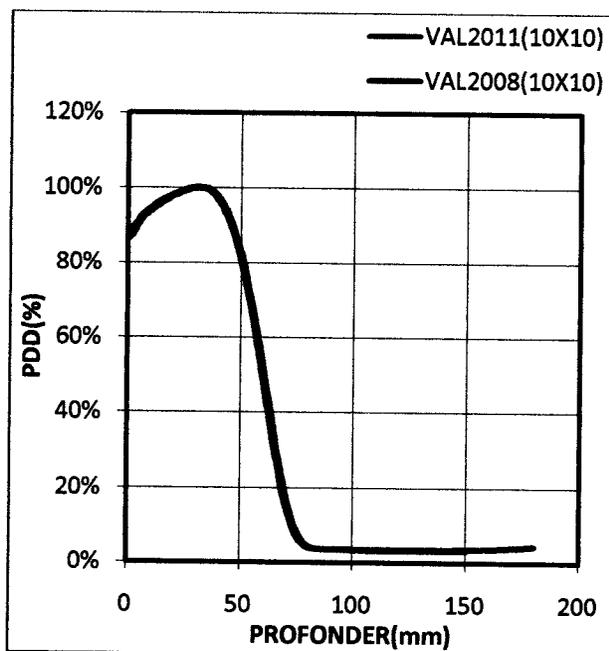


Figure IV.52 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 15 MeV

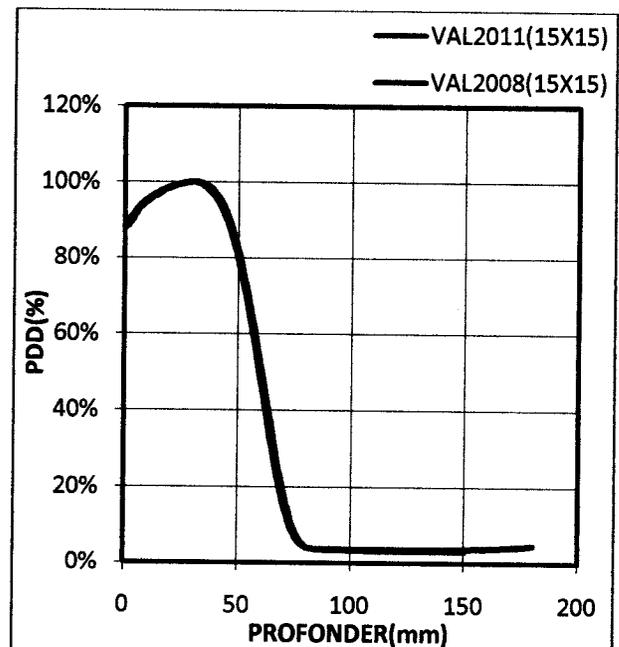


Figure IV.53 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 15 MeV

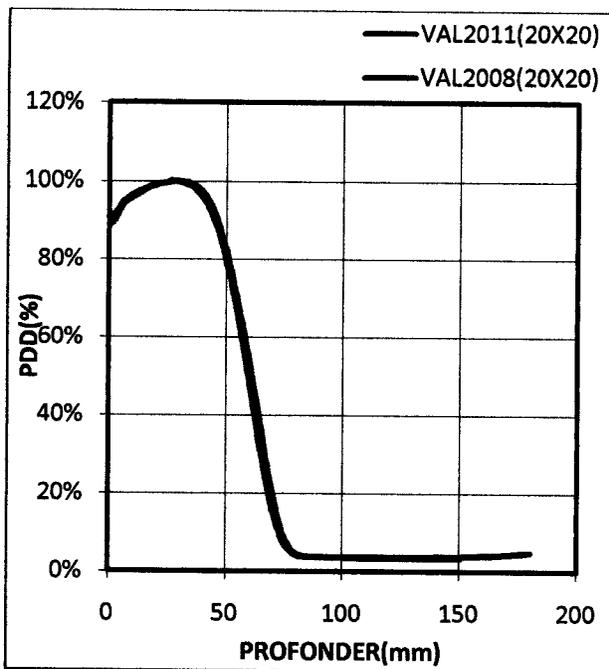


Figure IV.54 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 15 MeV

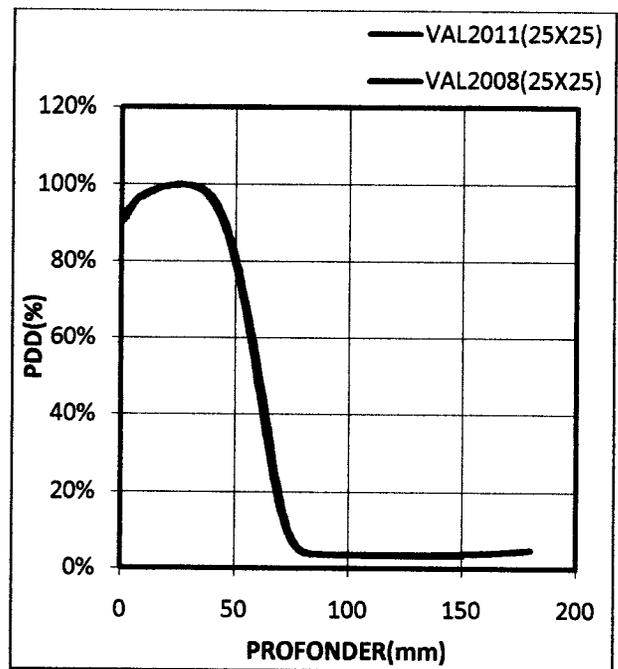


Figure IV.55 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 15 MeV

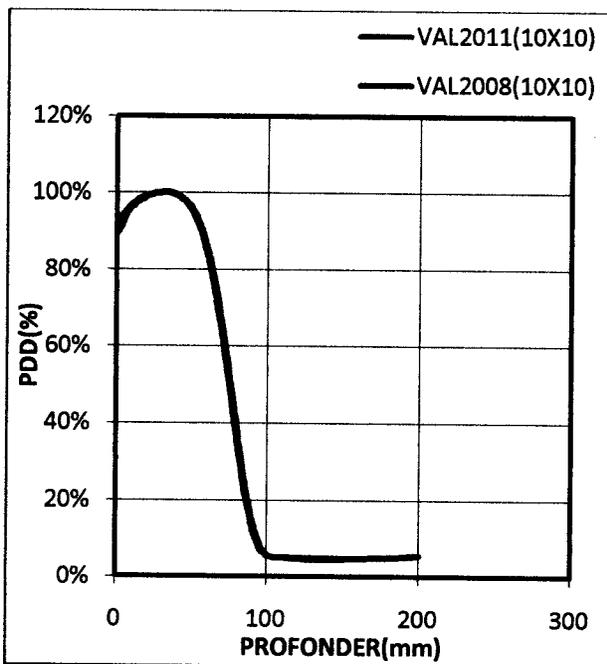


Figure IV.56 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 18 MeV

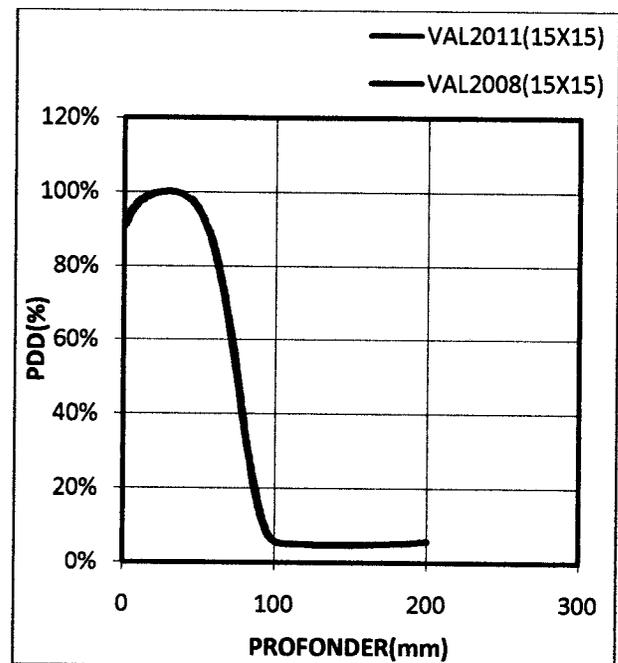


Figure IV.57 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 18 MeV

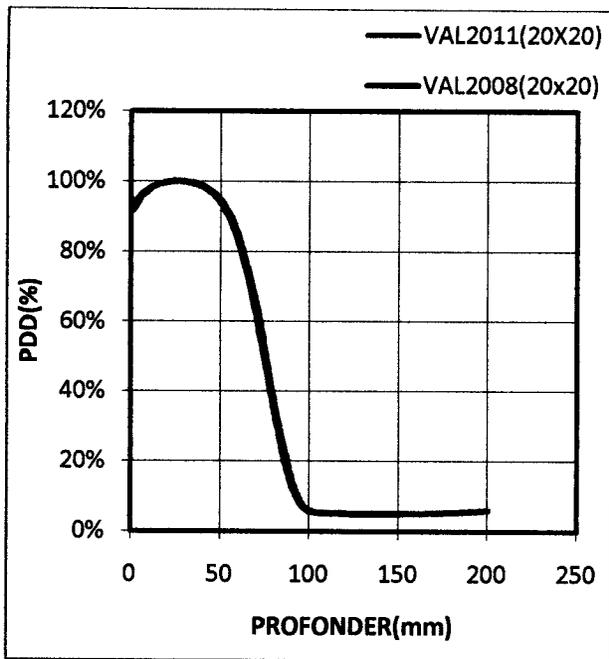


Figure IV.58 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 18 MeV

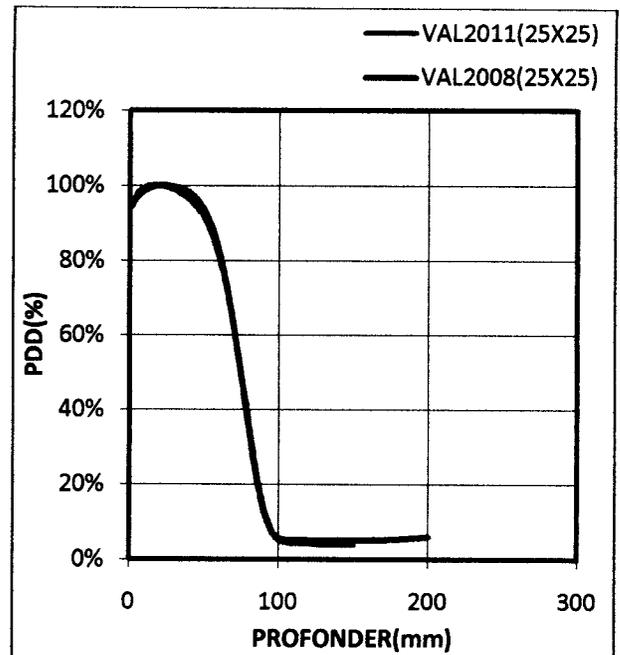


Figure IV.59 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 18 MeV

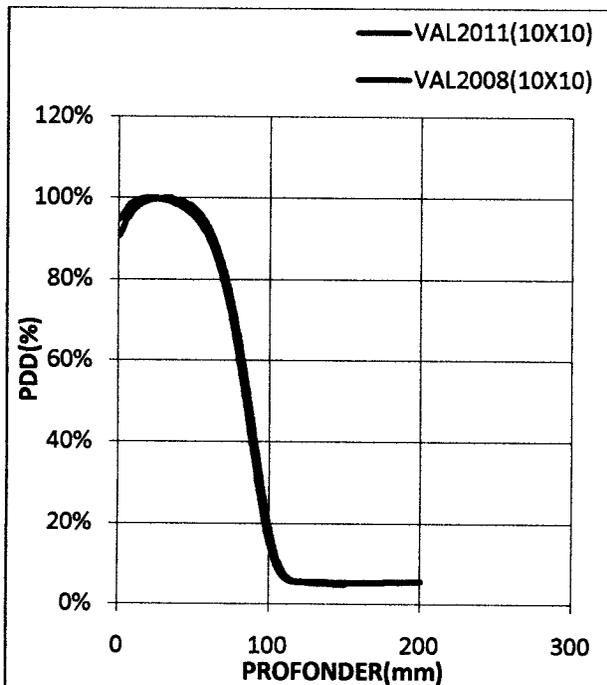


Figure IV.60 Comparaison entre les PDD pour app 10X10 et E 21 MeV

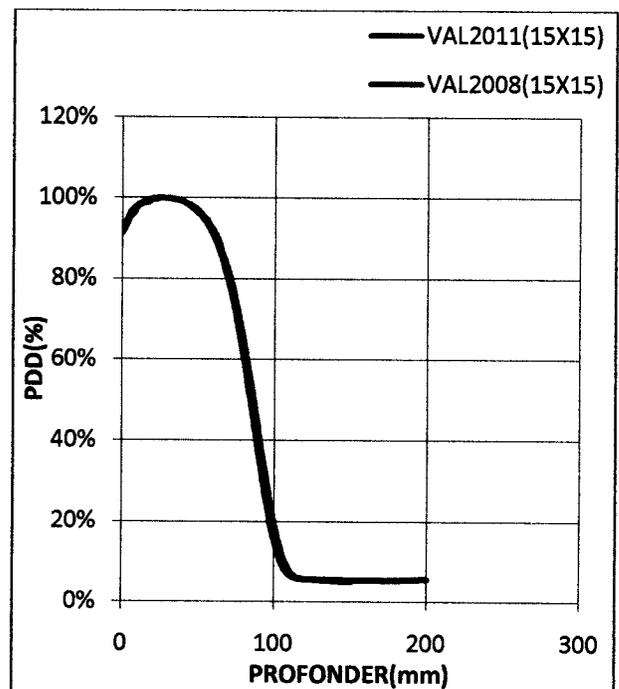


Figure IV.61 Comparaison entre les PDD pour app 15X15 et E 21 MeV

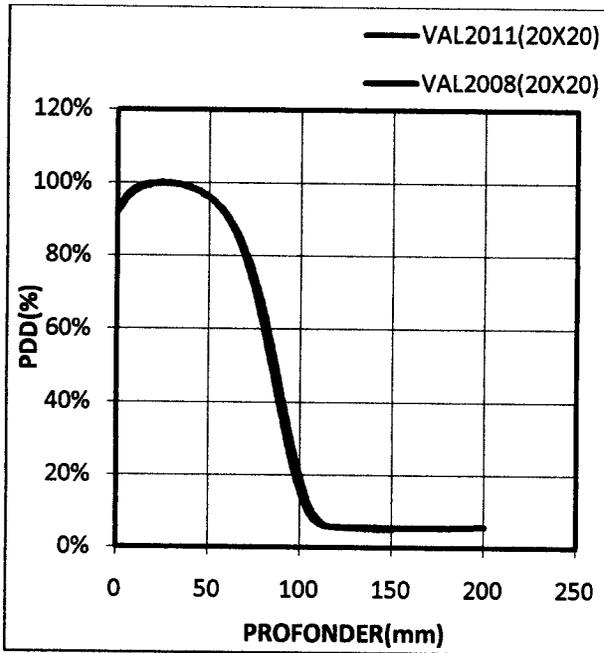


Figure IV.62 Comparaison entre les PDD pour app 20X20 et E 21 MeV

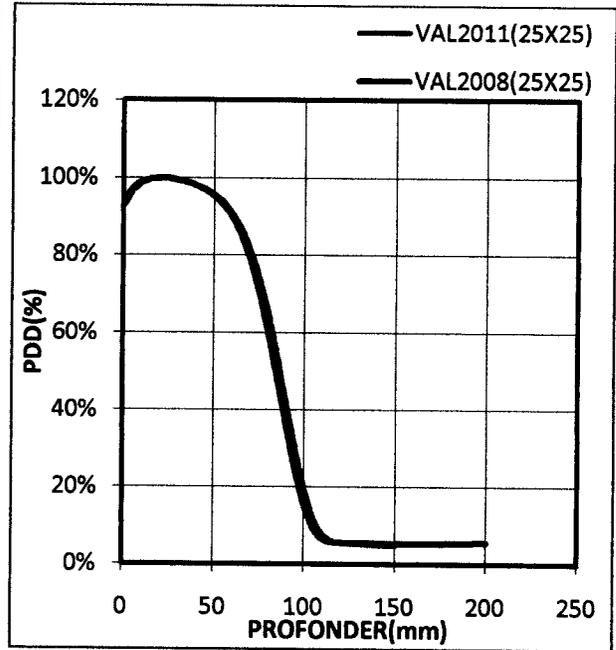


Figure IV.63 Comparaison entre les PDD pour app 25X25 et E 21 MeV

IV.3.2 Les profils de dose

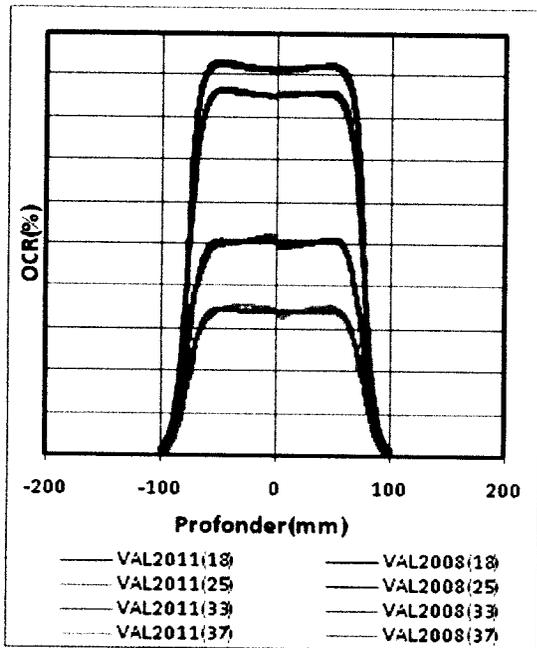


Figure IV.64. Comparaison entre les profils pour E6 et APP 10x10

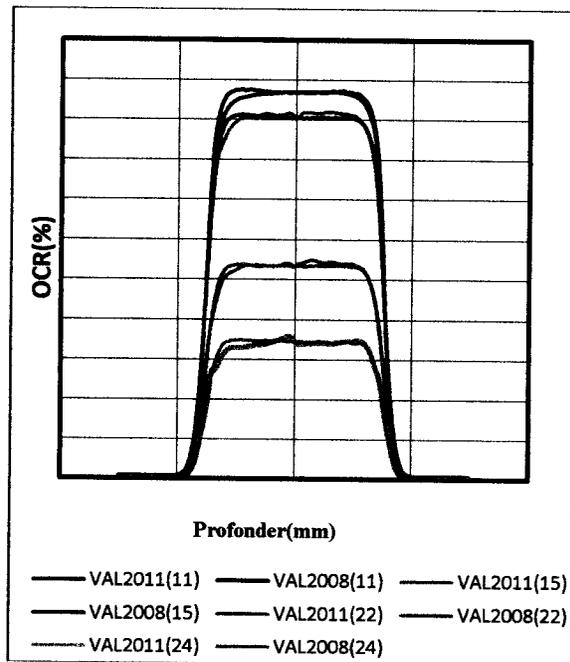


Figure IV.65. Comparaison entre les profils pour E6 et APP 15x15

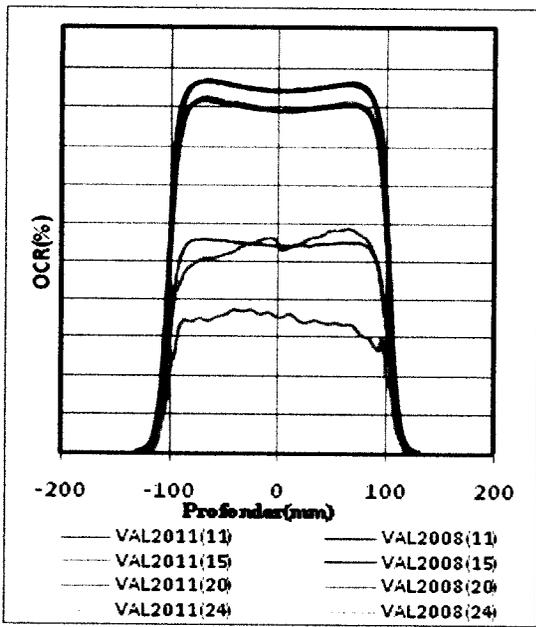


Figure IV.66. Comparaison entre les profils pour E6 et APP 20x20

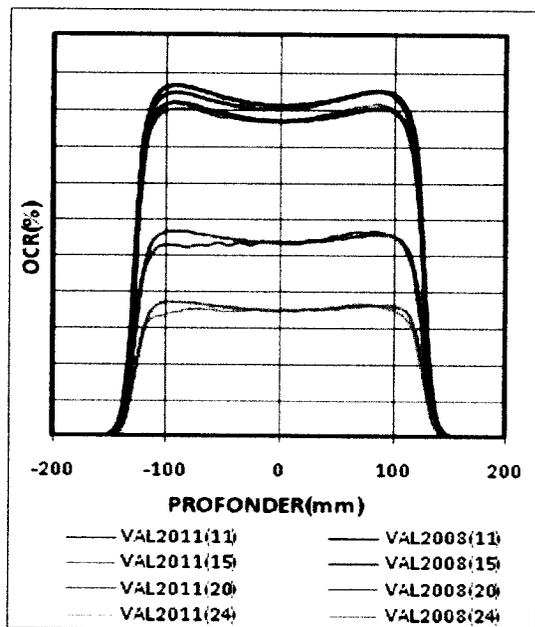


Figure IV.67. Comparaison entre les profils pour E6 et APP 25x25

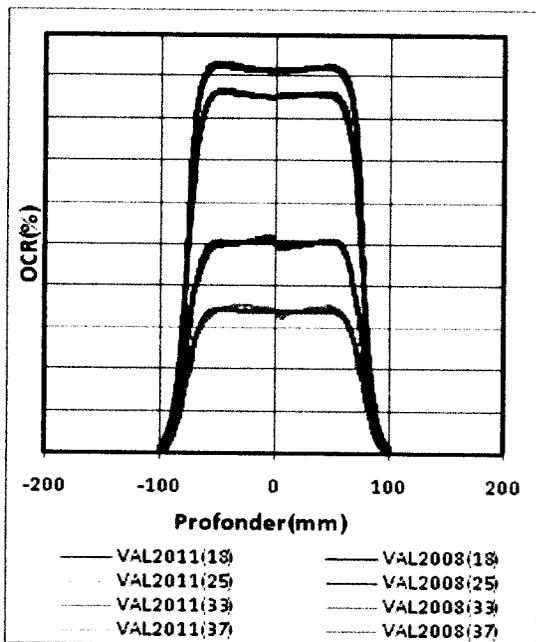


Figure IV.68. Comparaison entre les profils pour E9 et APP 10x10

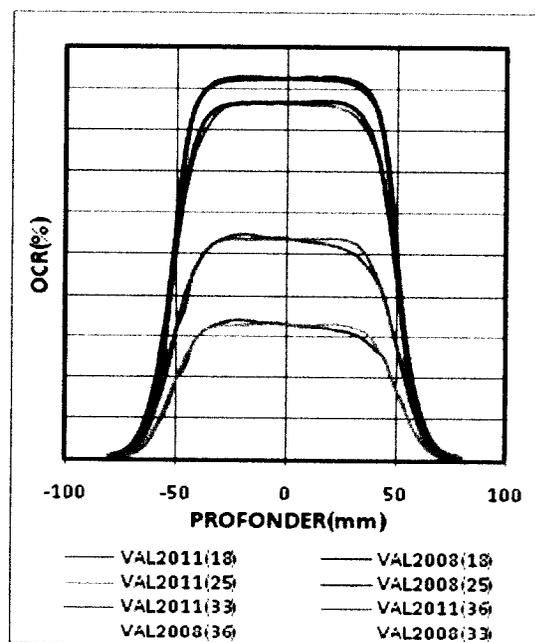


Figure IV.69. Comparaison entre les profils pour E9 et APP 15x15

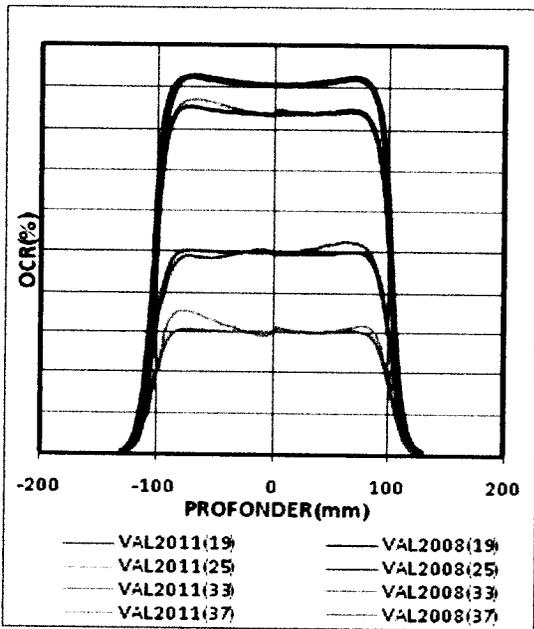


Figure IV.70. Comparaison entre les profils pour E9 et APP 20x20

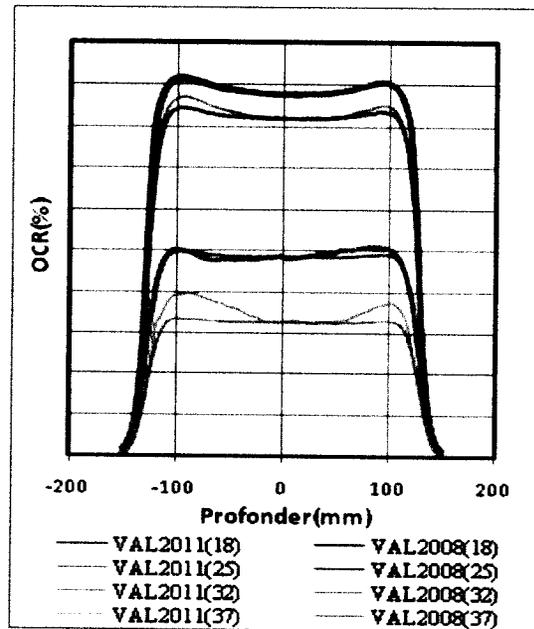


Figure IV.71. Comparaison entre les profils pour E9 et APP 25x25

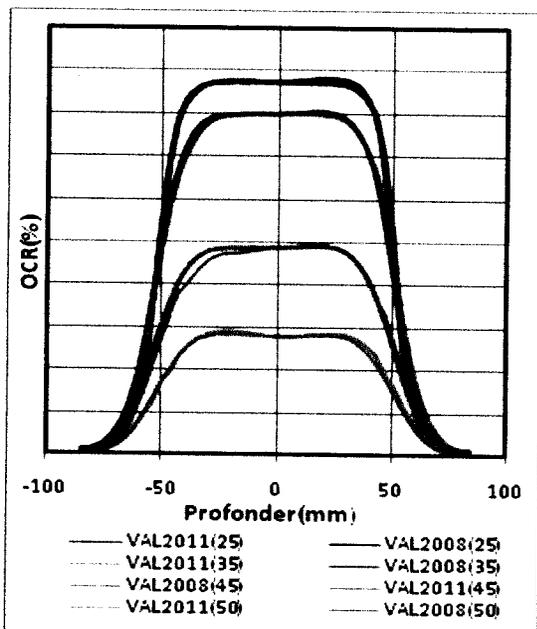


Figure IV.72. Comparaison entre les profils pour E12 et APP 10x10

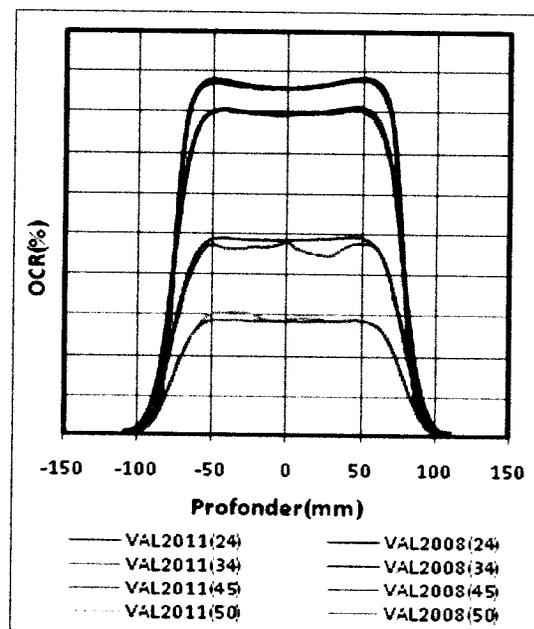


Figure IV.73. Comparaison entre les profils pour E12 et APP 15x15

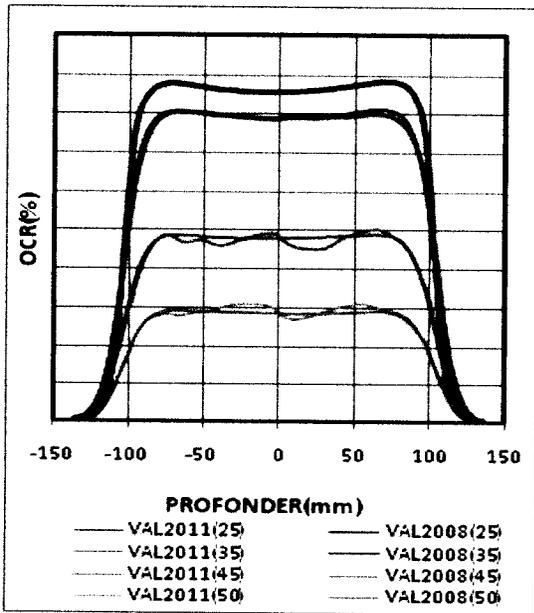


Figure IV.74. Comparaison entre les profils pour E12etAPP 20x20

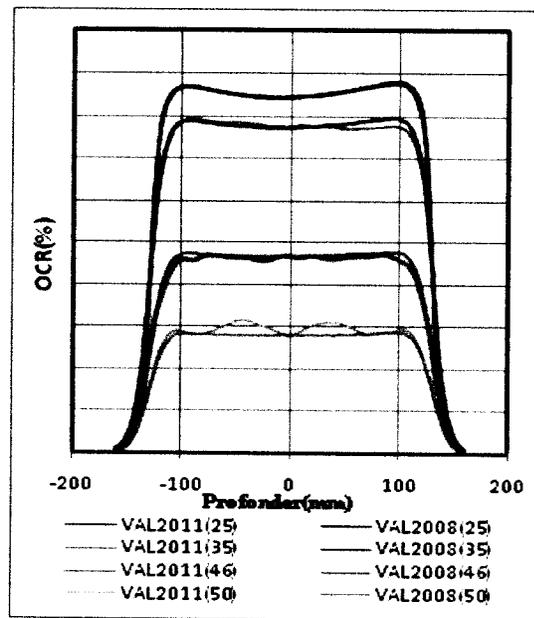


Figure IV.75. Comparaison entre les profils pour E12etAPP 25x25

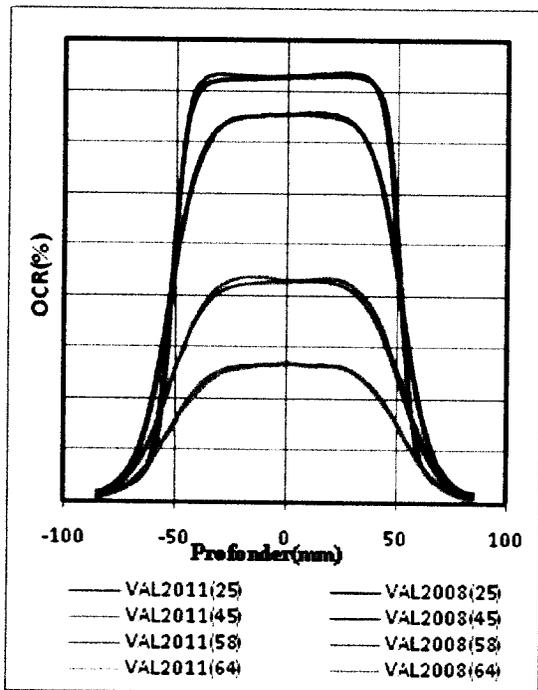


Figure IV.76. Comparaison entre les profils pour E15etAPP 10x10

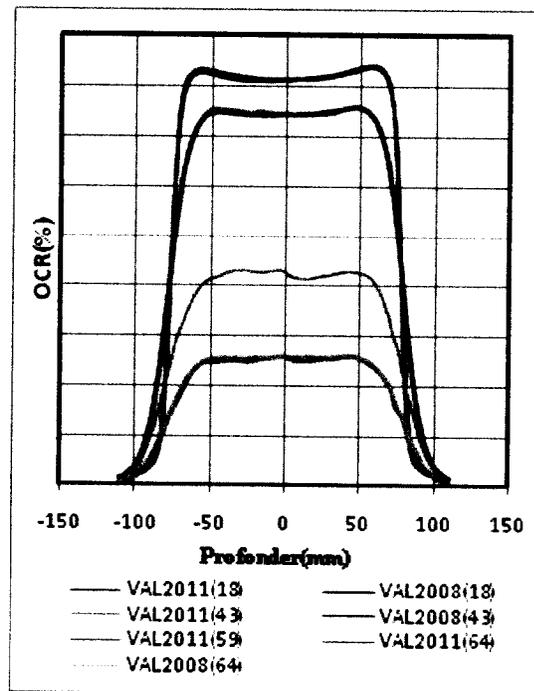


Figure IV.77. Comparaison entre les profils pour E15 etAPP 15x15

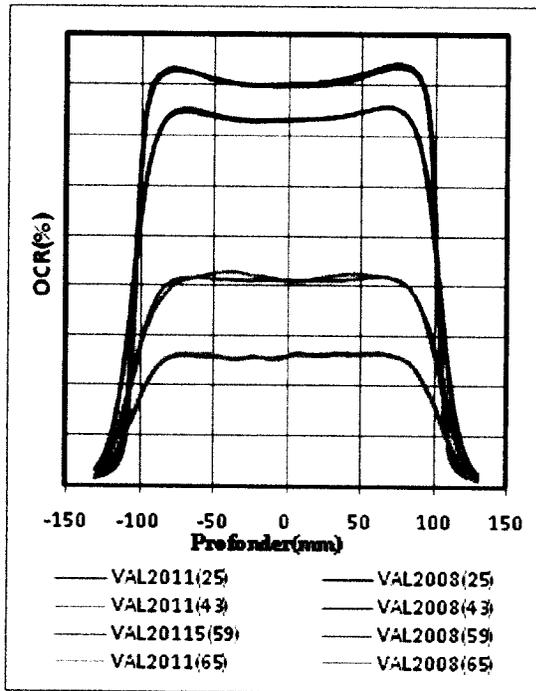


Figure IV.78. Comparaison entre les profils pour E15etAPP 20x20

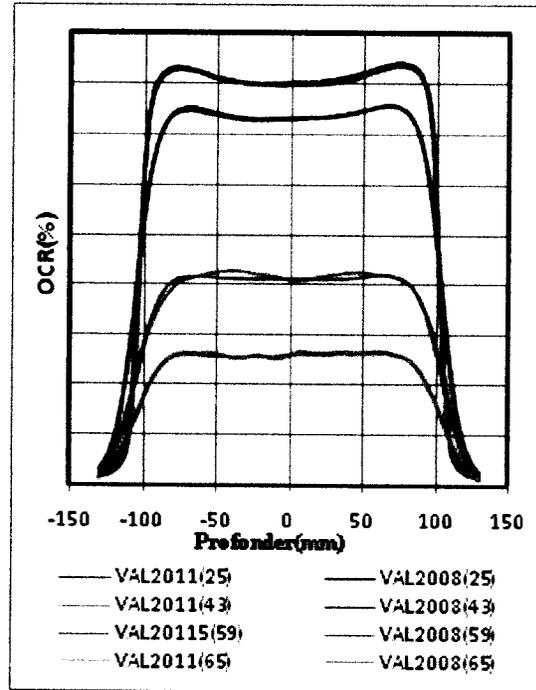


Figure IV.79. Comparaison entre les profils pour E15etAPP 25x25

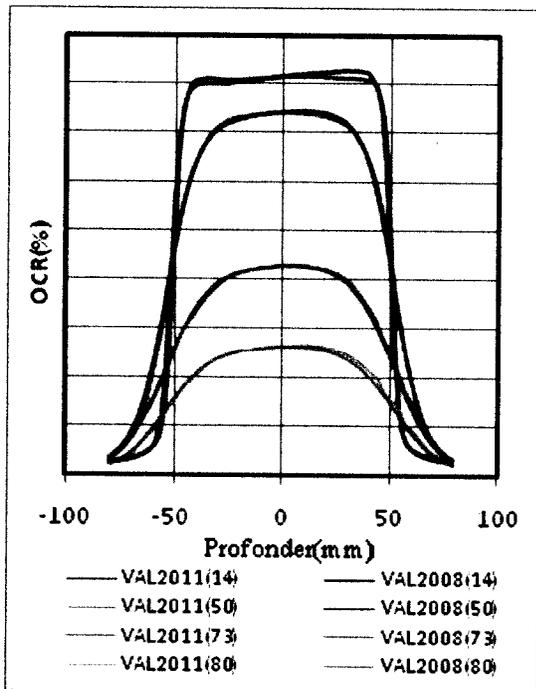


Figure IV.80. Comparaison entre les profils pour E18etAPP 10x10

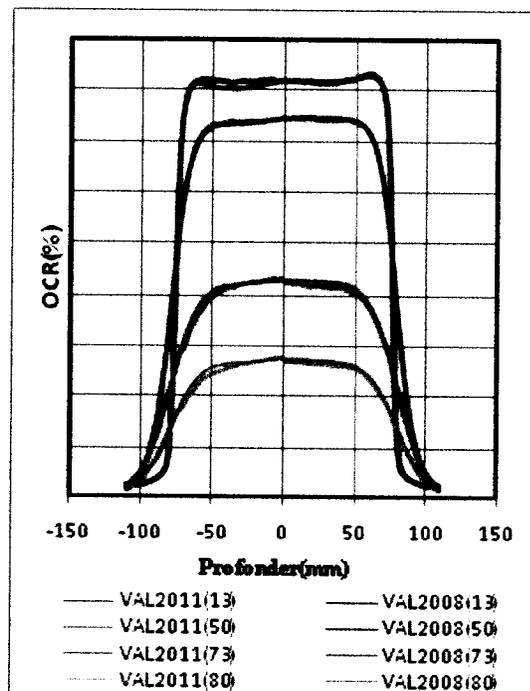


Figure IV.81. Comparaison entre les profils pour E18 etAPP 15x15

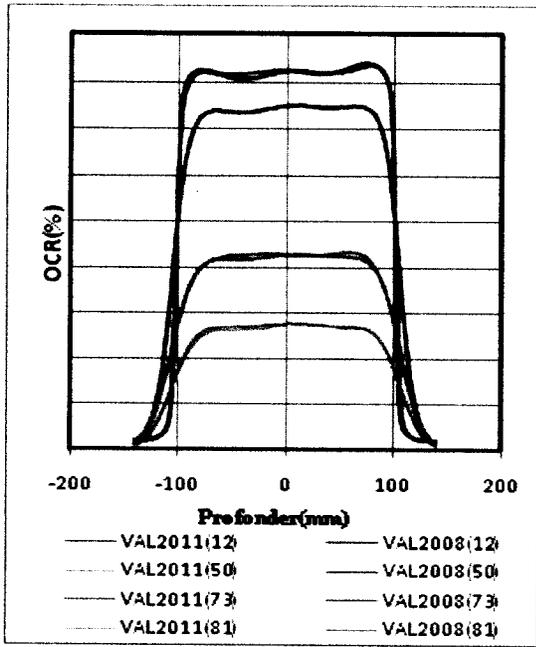


Figure IV.82. Comparaison entre les profils pour E18 et APP 20x20

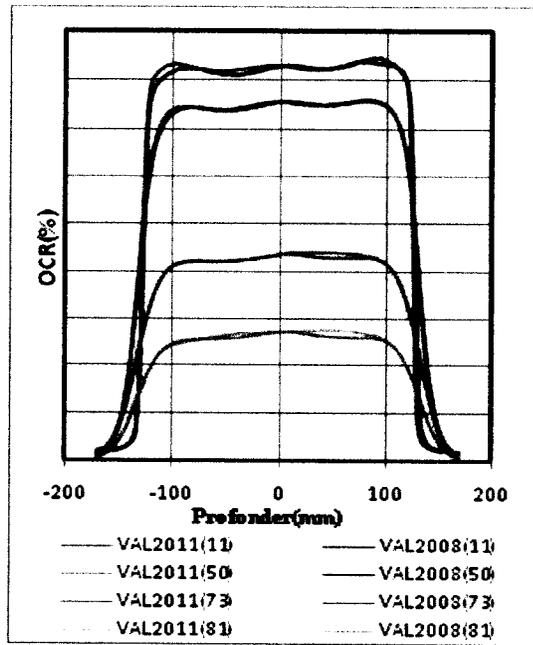


Figure IV.83. Comparaison entre les profils pour E18 et APP 25x25

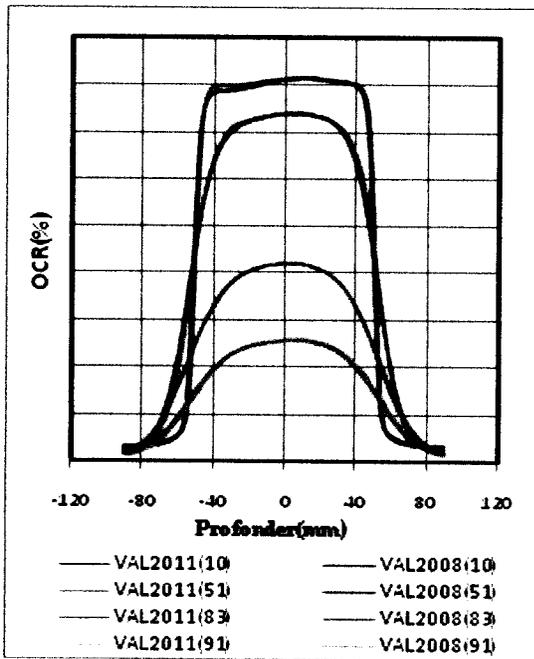


Figure IV.84. Comparaison entre les profils pour E21 et APP 10x10

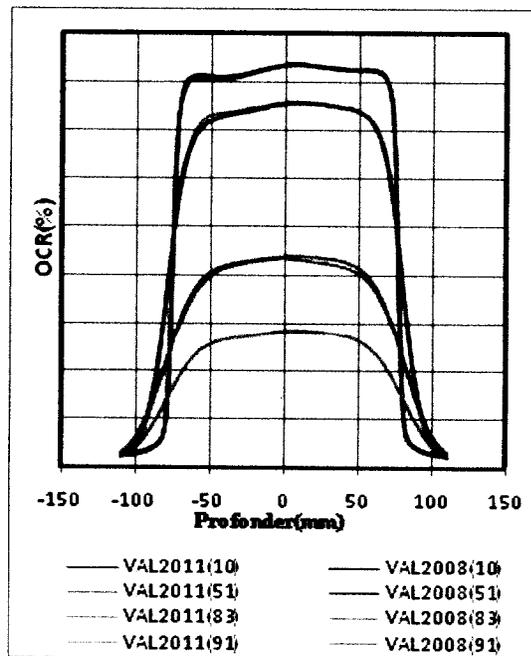


Figure IV.85. Comparaison entre les profils pour E21 et APP 15x15

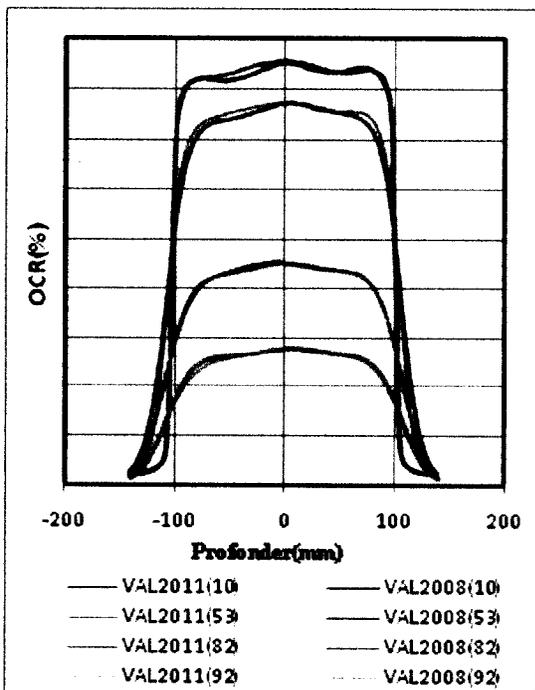


Figure IV.86. Comparaison entre les profils pour E21 et APP 20x20

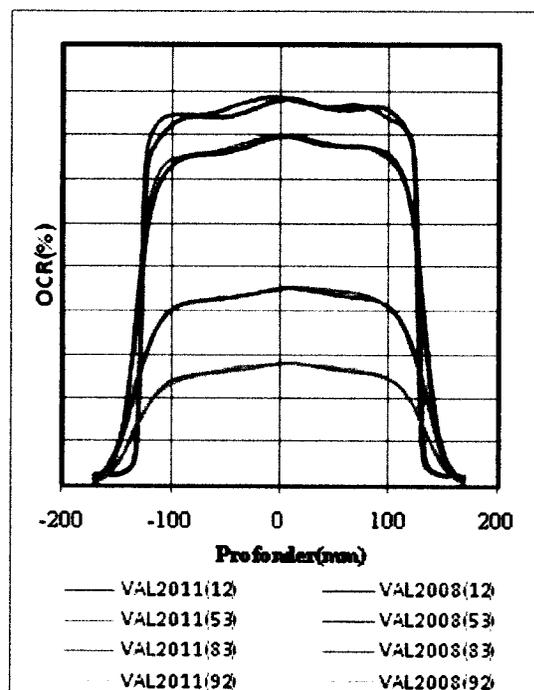


Figure IV.87. Comparaison entre les profils pour E21 et APP 25x25

Nous remarquons à travers ces figures que les courbes de rendement en profondeur et les profils de l'année 2011 sont comparables avec ceux de l'année 2008 avec une discrète différence probablement en rapport avec l'ancienneté de l'appareil ou de l'hétérogénéité de l'appareillage de dosimétrie.

IV.4 La dosimétrie absolue des électrons dans l'eau

IV.4.1 Conditions de référence

Les conditions de référence pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau pour les faisceaux d'électrons sont le fantôme à eau, la chambre d'ionisation plate, les profondeurs de référence $Z_{ref}=0,6R50-0,1 \text{ g/cm}^2$ (IV.1).

Le point de référence est fixé à la surface de la chambre plate. Pour le positionnement de la chambre au point de référence, il faut que la surface de la chambre soit à Z référence.

La distance source- surface est de 100 cm.

Pour la dosimétrie absolue des électrons nous avons utilisé une chambre plate dans un fantôme à eau connecté à un électromètre. Les mesures sont effectués à Z référence ; les UM sont fixés à

100UM ; la température de la salle de traitement est de 22,9°C ; la pression est de 996,2 hPa
 Les résultats des calculs de la dose absolue et de Z_{ref} sont représentés dans le tableau suivant :

	E (MeV)	R₅₀ [mm]	Z_{ref} [g cm⁻²]	Dose Absolue à Z_{ref} [Gy / MU]
SSD= 100	6	22,11	1,2	0,9169
	9	33,47	1,9	0,954
	12	46,04	2,7	0,926
	15	59,36	3,5	0,918
	18	74,45	4,4	0,862
	21	84,71	5	0,865
SSD= 110	6	23,39	1,3	0,7053
	9	35,23	2	0,737
	12	47,5	2,8	0,763
	15	60,79	3,5	0,746
	18	75,8	4,4	0,7402
	21	86,45	5,1	0,7422

Tableau IV.1. Mesure de la dose absolue pour applicateur 10x10

	E (MeV)	R₅₀ [mm]	Z_{ref} [g cm ⁻²]	Dose Absolue à Z_{ref} [Gy / MU]
SSD= 100	6	22,23	1,2	9,417
	9	33,77	1,9	9,17
	12	46,07	2,7	9,07
	15	59,59	3,5	8,86
	18	74,84	4,4	8,13
	21	84,78	5	8,32
SSD= 110	6	23,38	1,3	7,42
	9	35,12	2	7,34
	12	46,07	2,8	7,63
	15	60,54	3,5	7,48
	18	75,69	4,4	7,16
	21	86,23	5,1	7,01

Tableau IV.2. Mesure de la dose absolue pour applicateur 15x15

	E (MeV)	R ₅₀ [mm]	Z _{ref} [g cm ⁻²]	Dose Absolue à Z _{ref} [Gy / MU]
SSD= 100	6	22,23	1,2	9,40
	9	34,04	1,9	9,00
	12	46,3	2,7	8,81
	15	59,97	3,5	8,59
	18	75,09	4,4	8,19
	21	85,27	5	7,92
SSD= 110	6	23,35	1,3	7,41
	9	35,28	2	7,51
	12	46,3	2,8	7,35
	15	61,02	3,5	7,24
	18	75,88	4,4	6,94
	21	86,71	5,1	6,84

Tableau IV.3 : Mesure de la dose absolue pour applicateur 20x20

	E (MeV)	R ₅₀ [mm]	Z _{ref} [g cm ⁻²]	Dose Absolue à Z _{ref} [Gy / MU]
SSD= 100	6	22,38	1,2	9,24
	9	34,1	1,9	8,871
	12	46,41	2,7	8,75
	15	59,23	3,5	8,56
	18	74,83	4,4	8,481
	21	85,46	5	8,07
SSD= 110	6	23,46	1,3	7,54
	9	34,92	2	7,45
	12	47,58	2,8	7,33
	15	61,02	3,6	7,24
	18	74,53	4,4	7,105
	21	86,55	5,1	6,64

Tableau IV.4 : Mesure de la dose absolue pour applicateur 25x25

IV.4.2 Facteur Output

Le facteur d'output pour les électrons dépend des applicateurs. Pour minimiser les erreurs dues à la diffusion des électrons, les constructeurs ont mis au point certains types d'applicateurs de telle sorte que le facteur d'output soit raisonnablement petit pour leur utilisation en clinique. Les données d'applicateurs rassemblés pour des machines d'électrons, définissent les caractéristiques des différents applicateurs qui peuvent être fixés à la machine pour le traitement des patients. Des applicateurs multiples peuvent être assignés à une machine, cependant les différents applicateurs ne peuvent pas être employés sur plusieurs machines (les données de paramètre de cône doivent être saisies pour chaque machine individuellement). Xio soutient les cônes carré et rectangulaire. Des données pour chaque applicateur doivent être définies avant que l'on puisse l'employer dans un plan de traitement. Pour cela, nous devons d'abord rassembler des données mesurées avec l'applicateur installé pour tous les SSD

applicable. Les données sont spécifiques pour chaque applicateur et sont employées dans des unités créés dans Xio . Les mesures des données sont effectuées pour SSD100 et 110.

L'output est défini par la dose par unité moniteur à un point spécifique dans le faisceau d'électron.

Les résultats de mesures sont représentés dans les tableaux suivants :

APPLICATEUR (cm ²)	Energie (MeV)					
	6	9	12	15	18	21
10x10	0,729	0,763	0,753	0,739	0,694	0,681
15x15	0,773	0,774	0,774	0,754	0,708	0,689
20x20	0,789	0,72	0,752	0,741	0,695	0,677
25x25	0,783	0,753	0,75	0,745	0,702	0,682

Tableau IV.5. Facteur d'output pour SSD 100 cm

APPLICATEUR (cm ²)	Energie (MEV)					
	6	9	12	15	18	21
10X10	0,729	0,763	0,766	0,739	0,694	0,681
15X15	0,773	0,774	0,774	0,754	0,708	0,689
20X20	0,789	0,72	0,752	0,741	0,695	0,677
25X25	0,783	0,753	0,75	0,745	0,702	0,682

Tableau IV.6. Facteur d'output pour SSD 110

IV.4.3 Les Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des faisceaux d'électrons

Les Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des faisceaux d'électrons de l'accélérateur Primus à différentes énergies et pour différents applicateurs sont représentés dans les tableaux suivants :

		<i>Applicateur 10x10</i>					
		6	9	12	15	18	21
R10	0 [mm]	11,01	8	25	24,03	23,98	9,96
Rp	[mm]	28,39	34	5,99	73,35	91,4	03,14
R50	[mm]	22,11	47	6,04	59,36	74,84	4,71
R90	[mm]	15,98	49	35,54	44,67	53,51	7,86
R80	[mm]	17,78	27	8,69	9,33	61,51	3,73
D0	[%]	77,96	01	6,43	1,31	94,46	5,25
Ep0	[MeV]	6,01	3	1,38	4,76	18,28	0,56

Tableau IV.7 : Parametres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 10x10 cm²

		<i>Applicateur 15 × 15</i>					
		6	9	12	15	18	21
R100 [mm]		1,58	8,01	4,98	25,97	22,37	17,61
Rp [mm]		8,05	2,42	6,53	3,39	0,79	102,95
R50 [mm]		2,23	3,77	6,07	59,59	5,09	84,78
R90 [mm]		6,12	5,39	5,33	44,2	4,5	58,23
R80 [mm]		8,07	28,26	38,88	8,99	1,86	4,11
D0 [%]		9,29	83,25	7,63	92,22	4,74	95,17
Ep0 [MeV]		5,94	8,74	1,49	4,77	8,16	20,53

Tableau IV.8 Parametres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 15x15 cm²

	Applicateur 20 × 20					
	6	9	12	15	18	21
R100 [mm]	1,01	9,01	4,01	6,02	7,96	7,4
Rp [mm]	8,78	2,03	6,46	2,89	0,48	3,49
R50 [mm]	2,23	4,04	6,3	9,79	4,83	5,27
R90 [mm]	5,93	25,74	6,07	4,76	4,45	9,61
R80 [mm]	8,04	28,26	9,14	9,6	1,7	4,62
D0 [%]	0,43	3,45	8,04	2,86	5,37	5,25
Ep0 [MeV]	6,08	8,66	11,47	14,67	18,1	20,63

Tableau.IV.9. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 20x20 cm²

	Applicateur 25 × 25					
	6	9	12	15	18	21
R100 [mm]	1,04	19,97	5,98	2,03	19,38	0,03
Rp [mm]	0,65	40,77	57,41	2,33	0,95	03,28
R50 [mm]	2,38	34,1	6,41	9,23	4,45	5,46
R90 [mm]	5,75	5,42	36,16	44,96	53,97	0,03
R80 [mm]	17,61	8,99	39,18	0,06	1,54	5,16
D0 [%]	81,89	4,06	8,83	3,73	94,19	95,22
p0 [MeV]	6,45	8,42	11,66	14,56	18,19	20,59

Tableau IV.10 . Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 25x25 cm²

<i>Energies</i> <i>Paramètres</i>	<i>Applicateur 10x10</i>					
	6	9	12	15	18	21
R100 [mm]	2,62	0,98	6,98	34	2,05	
Rp [mm]	29,02	43,17	56,62	73,76	9,19	104,7
R50 [mm]	3,39	35,23	47,5	60,79	7,58	86,45
R90 [mm]	17,38	27,19	37,17	46,49	5,69	62,82
R80 [mm]	19,23	29,52	0,35	51,33	6,35	71,51
D0 [%]	74,15	77,98	82,18	86,24	8,91	90,5
Ep0 [MeV]	6,13	8,89	11,51	14,84	1,84	20,87

Tableau IV.11. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 10x10 cm²

	<i>Applicateur 15 x 15</i>					
	6	9	12	15	18	21
R100 [mm]	12,95	0,03	24,98	31,96	28,83	25,02
Rp [mm]	29,13	43,72	56,53	74,29	1,32	04,67
R50 [mm]	23,38	35,12	46,07	0,54	75,69	86,23
R90 [mm]	17,24	26,83	35,33	46	55,78	62
R80 [mm]	19,15	9,7	8,88	50,74	62,85	70,83
D0 [%]	75,33	8,98	87,63	87,74	0,18	91,13
Ep0 [MeV]	6,15	8,99	11,49	14,95	18,26	20,86

Tableau IV.12. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 15x15 cm²

Paramètres	Applicateur 20 × 20					
	6	9	12	15	18	21
R100 [mm]	12,96	21	24,01	26,05	24,01	25,01
Rp [mm]	29,03	43,4	6,46	74,77	91,08	104,95
R50 [mm]	3,35	35,28	46,3	61,02	75,88	86,71
R90 [mm]	17,27	7,13	36,07	46,15	55,73	61,43
R80 [mm]	19,17	9,77	39,14	50,92	62,83	71,02
D0 [%]	75,86	79,87	88,04	88,59	90,93	91,83
Ep0 [MeV]	6,13	8,93	11,47	5,04	18,21	20,91

Tableau IV.13. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 20x20 cm²

Paramètres	Applicateur 25 × 25					
	6	9	12	15	18	21
R100 [mm]	2	0,01	26,99	26,02	17,99	22,61
Rp [mm]	29,27	43,07	57,75	74,64	92,35	104,75
R50 [mm]	23,46	34,92	47,58	61,02	74,53	86,55
R90 [mm]	17,24	27,18	36,94	45,96	51,55	61,05
R80 [mm]	19,16	29,39	40,48	50,78	60,4	70,81
D0 [%]	76,93	30,56	5,72	0,26	3,82	2,73
Ep0 [MeV]	6,18	8,87	1,73	15,01	18,46	20,88

Tableau IV.14. Paramètres caractéristiques de parcours et d'énergies des différents faisceaux d'électrons de SIEMENS pour applicateur 25x25 cm²

Conclusion

Ce travail s'est intéressé principalement au développement d'un système de qualité applicable au programme de contrôle de dose délivrée par l'accélérateur pour des faisceaux d'électrons de haute énergie et à l'aide des chambres d'ionisation.

D'autre part nous avons réalisé des mesures pratiques issues de l'accélérateur linéaire et comparé les paramètres dosimétriques mesurées par les appareils de traitement avec celles mesurées en 2008.

Des recommandations internationales exigent des contrôles annuels des données délivrées par les accélérateurs.

Nous pouvons conclure que:

- Dans une première partie, les allures de rendements en profondeur pour les deux faisceaux d'électrons (6, 9, 12, 15, 18 et 21 MeV) sont déterminés par le logiciel MEPHYSTO, en fonction de la taille et des distances source – surface 100 et 110 du Champ. Elles coïncident parfaitement avec celles mesurées auparavant. Les déviations entre les courbes de PDD et de 4% au maximum.

- La courbe de profil traduit la variation de la dose absorbée en fonction de la position sur une ligne perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les profils de dose pour l'accélérateur coïncident avec les anciennes mesures. Pour la taille des champs, la valeur ne dépasse pas 2mm.

La mesure du profil du faisceau montre que le faisceau est uniforme sur toute la grandeur du champ. Cette caractéristique est nécessaire pour donner une dose uniforme aux patients.

- Enfin, nous avons déterminé la dose absolue pour des énergies de 6 à 21 MeV et pour différentes taille du champ et des SSD de 100 et 110

Bibliographie

- [1]. **CHRISTINE JIMONET ET HENRI METIVIER.** " Personne compétente en radioprotection ". Principes de radioprotection-réglementation EDP Sciences 2007. France. ISBN : 978-2-86883-948-0.
- [2]. **Dr. MEGHELLI.** "Interactions entre les rayonnements ionisants et la matière ". Biophysique-Médicale. Service Médecine Nucléaire, CHU Tlemcen.
- [3]. **Melle. BERKOK HOURIA, Mr. FARSI ABDELSAMAD.** " Détermination de la qualité des faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie à l'aide des différents fantômes". Physique médicale. Université de Science et de la Technologie-Mohamed Boudiaf. Oran: s. n, 2009. Projet de Fin d'Etudes.
- [4]. **Mr. HATTALI Belkacem.** " Dosimétrie des faisceaux de haute énergie (photons et électrons) à l'aide de dosimètres thermo luminescents". Physique médicale. Université des sciences et de la technologie Houari Boumediene. N° d'ordre : 02/2007-M/PH .
- [5]. **F.H. Attix, K.R. Kase, B.E. Bjarngard** ".dosimetry of ionizing radiation" .by academic press, 1987
- [6]. **TILAHUN TESFAYE.** "Physique nucléaire". Université Virtuelle Africaine Addis Ababa, License (Creative Commons), Version 2.5.
- [7] **J. Bussac.** "Traité de neutronique". 1985
- [8]. **Guy Paic .** "Ionizing radiation: protection and Dosimetry".
- [9]. **Harold Elford Johns- John Robert Cunningham.**The physics of radiology; 4eme edition;
- [10]. **D. Blanc.**"Les rayonnements ionisants". Ed. Masson, 1990
- [11] .Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students; Ervin B.Podgorsak Ph.D, Department of Medical Physics McGill University Health Centre Montréal, Québec, Canada
- [12]. **Faiz M. Khan.** "Physics of Radiation Therapy". Third Edition
- [13]. memoire
- [14] .**Ervin B. Podgorsak.** " Review of Radiation Oncology Physics-". A Handbook for Teachers and Students, 2005
- [15] .**Site internet** "[www.nedphyswiki.com/wiki/ general shape of depth dose curve](http://www.nedphyswiki.com/wiki/general_shape_of_depth_dose_curve)".

Bibliographie

- [16]. **EVE CHAMBERLAND.** " Evaluation d'un algorithme de calcul de dose par méthode monte Carlo pour des faisceaux d'électrons ".Faculté des sciences et de génie université LAVAL QUÉBEC.2010
- [17]. **OLIVIER VILLERET.** " Variations de la distribution des doses dans les faisceaux d'électrons de haute énergie en fonction des paramètres géométriques de l'irradiation. " L'université Paul Sabatier de Toulouse (sciences) en vue de l'obtention du doctorat de 3cycle spécialité physique radiologique.
- [18]. **ABDERRAOUF SORDO.** "Influence de l'os et de la graisse sur la distribution de la dose dans les faisceaux d'électrons en milieu semi-infini ".l'universite Paul Sabatier de Toulouse (sciences).
- [19]. **FAIZ-KHANS.** "Electron beam therapy".
- [20]. **BRUCE J.GERBT.**Clinical application of high-Energy Electrons.
- [21].Commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques. "IAEA-TECDOC-1583".
- [22] Practical radiotherapy: physics and equipment / edite by Pam Cherry, Angela M. Duxbury. 2^{ème} Ed.
- [23].Frederic Lacroix, 2007."CONCEPTION D'UN PROTOTYPE CLINIQUE DE DOSIMETRE MATRICIEL A FIBRES SCINTILLANTES"
- [25] **TILAHUN TESFAYE.** "Physique nucléaire". Université Virtuelle Africaine Addis Ababa, License (Creative Commons), Version 2.5.
- [26] **UNTITLED – MEDITEL.** <http://www.meditel.com.tr/UserFiles/File/ptw.pdf>
- [27] "absorbed dose determination in external beam radiotherapy based on absorbed dose to water standards: an international code of practice for dosimetry, international atomic energy agency. Technical Reports Series No.398. Vienna; IAEA; 2000.
- [28].fantôme d'eau MP3-M. Site d'internet .<http://ptw.de/mp3-m.html?&L=2>
- [29].**MICHAËL BEUVE.** " Modélisation de l'interaction des ions de haute énergie avec la Matière inerte, la matière vivante et la matière en mouvement". Université CLAUDE Bernard - Lyon 1: s. n, 2007.projet hdr.
- [30].**PHENOMENES DE FREINAGE.** [Online], [cité : Août, 2011]. <http://malek kadri.blogspot.com/2011/08/phenomenes-de-freinage.html>
- [31] .**Medical Physics Control Center. Mephysto.** Site d'internet : http://www.scanrad.no/straleterapi/dosimetri/qa-software/600/mephysto_mcc.pdf

Bibliographie

[32.] Mesures des données dosimétriques et physiques des faisceaux de photons et d'électrons de l'accélérateur. **LINÉAIRE SIEMENS PRIMUS DU CAC ORAN**. Centre de recherche nucléaire d'Alger, division de la sûreté. Aout 2008.

[33]. **KLAUS BEICH, DIETMAN NITSCHKE et AREL HOFFMANN**. "Precise, Fast, Reliable – the Standard for Therapy Beam Analyzers". TBA Systems. Computer assisted scanning devices for beam data acquisition and analysis in radiation therapy.

Résumé

La dosimétrie du faisceau d'électrons a haute énergie

Objectif : le développement un système de qualité applicable au programme de contrôle de dose délivré par l'accélérateur, et de réaliser des mesures pratiques puis les compare avec celles mesurée en 2008.

Matériels et méthode : réalisation des mesures dosimétriques pratiques issues de l'accélérateur en utilisant un milieu de référence (fantômes) à l'aide de une chambres d'ionisation associé à un électromètre.

Résultats

- des allures de rendements en profondeur qui pendants de l'énergie du faisceau d'électrons et de taille du Champ
- des profils traduisent la variation de la dose absorbée.
- Ces resautas se coïncident parfaitement avec celles mesurés en 2008.
- caractéristiques dosimétriques pour le contrôle qualité de l'appareil de radiothérapie.

Mots clés : *Radiothérapie externe, dose absorbe, rendement en profondeur, profil de dose.*

Abstract

The dosimetry of the electron beam has high energy

Objective: the development a system of quality applicable to the checking routine of amount delivered by the accelerator, and to carry out practical measures then compares them with those measured in 2008.

Materials and method: realization of practical dosimetric measurements from the accelerator by using a medium of reference (phantoms) using ionization chambers associated with an electrometer.

Results

- Paces of in-depth outputs which pedants of the energy of the electron beam and of size of the Field
- Profiles represents the variation of the absorbed dose.
- These resautas is coincided perfectly with those measured in 2008.
- Dosimetric characteristics for the quality control of the apparatus of radiotherapy.

Key words: *External radiotherapy, amount absorb, in-depth output, profile of amount.*