

UNIVERSITE KASDI MERBAH – OUARGLA
FACULTÉ DE MATHÉMATIQUE ET SCIENCES DE LA MATIÈRE
DEPARTEMENT PHYSIQUE



MEMOIRE

Pour l'obtention du diplôme de :
Master professionnel en physique Médicale

Domaine : Sciences de la Matière

Filière : Physique

Spécialité : Physique Médicale

THEME

**COMMISSIONING DE L'ACCELERATEUR LINAIRE SYNERGY
ELEKTA CAC OUARGLA**

Présenté par

✚ BENSACIA El hadj

✚ MENAOU Fethia

ESTABLISSEMENT D'ACCUEIL :

Centre Anti cancéreux de Ouargla

Président : ABD EL RRAHIM ACHOURI	mca	Univ. Ouargla
ENCADRANT : ABD EL KADER KOUADRI MOSTFAOUI	Chercheur confirmé	Crna Alger
Examineur : SOFIANE BENHAMIDA	mca	Univ. Ouargla

Remerciements

Nous tenons à remercier en premier lieu DIEU le tout puissant et miséricordieux qui nous a donné la force et la patience d'accomplir ce

Modeste travail.

*En second lieu, nous tenons à remercier vivement notre promoteur chargé du suivi notre travail : **Mr. ABD EL KADER KOUADRI MOUSTFAOUI**, Pour leur encouragement, conseil et disponibilité.*

*Un grand merci aux membres de jury qui ont accepté d'examiner ce travail : **Pr. ABD EL RRAHIM ACHOURI** qui m'a fait l'honneur de présider le jury de soutenance. **Pr. SOUFIAN BENHAMIDA** d'avoir accepté d'examiner ce travail*

*Nous tenons à remercier les responsables de **CAC OUARGLA** pour les dispositions qu'ils ont prises pour nous faciliter le travail.*

Nous vifs remerciements aux membres de jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à notre recherche en acceptant d'examiner notre travail et de l'enrichir par leurs propositions.

Enfin, nous tenons également à remercier nos enseignants du département du physique. Nos amis et toutes les personnes qui nous ont aidés de près ou de loin à la réalisation de ce travail.

Dédicace

Je dédie ce fruit de tant d'années d'études :

A ceux qui ont sacrifié toute leurs vies pour mon bonheur, mon bien être et ma réussite, ma chère mère A mon cher père.

A mes chers frères

A toute ma famille du plus grands au plus petits.

A tous mes amis qui mon encouragé et soutenue tout le long de mon parcours.

A tous mes enseignants qui ont illuminés mon chemin toutes ces longues années.

Et A tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin pour la réalisation de ce modeste travail.

Je vous dis a tous merci infiniment sans vous je ne serai pas devenu ce que je suis.

BEN SACIA EL HADJE

Dédicace

Je dédie ce fruit de tant d'années d'études :

A ceux qui ont sacrifié toute leurs vies pour mon bonheur, mon bien être et ma réussite, ma chère mère A mon cher père.

A mes chers frères

A toute ma famille du plus grands au plus petits.

A tous mes amis qui mon encouragé et soutenue tout le long de mon parcours.

A tous mes enseignants qui ont illuminés mon chemin toutes ces longues années.

Et A tous ceux qui m'ont aidé de près ou de loin pour la réalisation de ce modeste travail.

Je vous dis a tous merci infiniment sans vous je ne serai pas devenu ce que je suis.

MENAOU Fethia

Résumé :

L'objectif de ce travail est de refaire les mesures nécessaires pour le commissioning de l'accélérateur linéaire synergy Elekta du CAC Ouargla.

Ces mesures comprennent les pourcentages de la dose en profondeur du faisceau de photons émis par l'accélérateur linéaire médical Elekta , puis en comparant les résultats expérimentaux avec les valeurs de référence obtenus au préalable , notre travail indiquent une correspondance significative avec ces valeurs , ce qui confirme la qualité du commissioning qui est considéré comme une étape cruciale avant le début du traitement.

المخلص :

الهدف من هذا العمل هو إعادة اتخاذ التدابير اللازمة لتشغيل المسرع الخطي الطبي سينرجي ألكتا من مركز مكافحة السرطان ورقلة.

تشمل هذه القياسات النسب المئوية لجرعة عمق شعاع الفتون المنبعث من المسرع الخطي الطبي الكتا , ثم مقارنة النتائج التجريبية بالقيم المرجعية التي تم الحصول عليها سابقا ,يشير عملنا إلى تطابق كبير مع هذه القيم , مما يؤكد جودة التكاليف التي تعتبر خطوة حاسمة قبل بدء العلاج.

Summary :

The objective of this work is to redo necessary measures for commissioning the synergy linear accelerator Elekta of the CAC Ouargla .

These measurement include the percentages of depth dose of the beam emitted by the Medical linear accelerator Elekta , then comparing the experimental results with the previously obtained reference values ,our work indicates a significant correspondens with these values,which confirms the quality of the commissioning which is considered a crucial step before the start of treatment.

Contenu

RESUME	I
ABSTRACT	I
المُلخَص	I
LISTE DES FIGURES	II
LISTE DES TABLEAUX	II
INTRODUCTION GÉNÉRALE.....	2

Chapitre I

I.LES INTERACTIONS RAYONNEMENT MATIERE.....	4
Introduction :	4
I.1.Classification des rayonnements :	4
I.1.1.Les rayonnements directement ionisants :	4
I.1.2.Les rayonnements indirectement ionisants :	5
I.2.Interactions photon-matière :	5
I.2.1.L'effet photoélectrique :	5
I.2.2.l'effet Compton :	6
I.3.Sections efficaces d'interactions :	7
I.4.loi d'atténuation :	9
I.5.Couche de demi-absorption (CAD) :	10
I.6.Interaction des particules chargées avec la matière :	11
I.6.1.Interaction des électrons avec la matière :	11
I.7.Transfert linéique d'énergie (TEL)	14
I.8.Interactions des particules chargées lourdes avec la matière	15
I.8.1.Les particules alpha (α) :	15
I.8.2.cas des protons	15
I.8.3.Interaction des neutrons avec la matière :	16

Chapitre II

II.Protocoles dosimétriques	19
Introduction :	19
II.1.Grandeurs et unités dosimétriques:	19
II.1.1.L'activité :	19
II.1.2.La période radioactive :	19
II.1.3.Fluence et fluence énergétique:	19
II.1.4.Le Kerma	20
II.1.5.L'exposition.....	22
II.1.6.La dose absorbée.....	22

II.1.7.La dose équivalente:	22
II.1.8.La dose efficace E.....	23
II.1.9.Notion d'équilibre électronique :	24
II.2.Dosimètres utilisés en physique médicale :.....	25
II.2.1.Films dosimétriques :	25
II.2.2.Les dosimètres à thermoluminescence : 25	
II.2.3.Les Calorimètres :.....	26
II.2.4.Chambres à ionisation:.....	26
II.2.5.Gel (dosimétrie chimique):	27
II.2.6.Semi-conducteurs	27
II.3.Protocoles dosimétriques :	27
II.4.Détermination de la qualité du faisceau :	29
II.5.Procdures d'talonnage :	30
II.5.1.Étalonnage l'air libre:	30
II.5.2.Talonnage dans l'eau :	32
CONCLUSION :	34

Chapitre III

III.Résultats Et Discussion.....	36
Introduction :	36
III.1.Champ ouvert :	36
III.1.1.Le rendement de dose en profondeur (PDD) :	37
III.1.2.Profils de dose :	42
III.1.3.Facteur d'ouverture de collimateur (FOC) :	47
III.1.4.dose absolue :	48
III.2.Champ avec filtre :	48
III.2.1.Le rendement de dose en profondeur (PDD) :	48
III.2.2.Les Profile avec filtre en coin :	54
Conclusion général.....	61
Références Bibliographiques.....	64

LIST DES FIGURES

Figure I. 1 : Classification des rayonnements.....	4
Figure I. 2: Effet photoélectrique.....	6
Figure I. 3 : Effet Compton.....	7
Figure I. 4 :Création de paire.....	7
Figure I. 5 : Domaine des trois phénomènes d'interaction.....	8
Figure I. 6 : Courbe d'atténuation des rayonnements électromagnétiques dans la matière.....	11
Figure I. 7 : Phénomène d'ionisation.....	12
Figure I. 8 : Phénomène excitation.....	12
Figure I. 9 : Phénomène de freinage.....	13
Figure II. 1: Flux de photons incidents.....	20
Figure II. 2 : Processus de transfert d'énergie d'un photon au milieu.....	21
Figure II. 3: Sch ma repr sentatif de l' quilibre lectronique.....	24
Figure II. 4: Etapes du processus de thermoluminescence.....	25
Figure II. 5 : Détermination de la qualité du faisceau par la première méthode.....	30
Figure II. 6 : Dispositif expérimental pour l'talonnage l'air libre.....	32
Figure II. 7: Détermination du facteur d' talonnage dans l'eau.....	33
Figure III. 1 : Chambre d'ionisation semifliex Figure III. 2: Electromètre.....	36
Figure III. 3: Fantôme MP3.....	36
Figure III. 4 : Définition du rendement en profondeur.....	37
Figure III. 5 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 6 Mv (5x5).....	38
Figure III. 6 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 6 Mv (10x10).....	38
Figure III. 7 : géométrie correspondante à la mesure de FOC.....	47
Figure III . 8 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 6 Mv (20x20).....	39
Figure III. 9 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 6Mv pour tous les champs.....	39
Figure III . 10 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 18 Mv (5x5).....	40
Figure III . 11 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 18 Mv (10x10).....	40
Figure III. 12 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 18 Mv (15x15).....	41
Figure III. 13 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 18 Mv (20x20).....	41
Figure III. 14 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 18 Mv pour tous les champs.....	42
Figure III. 15: Courbe de Profile de dose 6Mv (5x5).....	43
Figure III. 16 : Courbe de Profile de dose 6 Mv (10x10).....	43
Figure III. 17 : Courbe de Profile de dose 6 Mv (15x15).....	44
Figure III. 18 : Courbe de Profile de dose 6 Mv (20x20).....	44
Figure III. 19: Courbe de Profile de dose 6Mv pour tous les champs.....	44
Figure III .20 : Courbe de Profile de dose 18 Mv (5x5).....	45
Figure III. 21 : Courbe de Profile de dose 18 Mv (10x10).....	45
Figure III. 22 : Courbe de Profile de dose 18 Mv (15x15).....	46
Figure III. 23 : Courbe de Profile de dose 18 Mv (20x20).....	46
Figure III. 24: Courbe de Profile de dose 18 Mv pour tous les champs.....	47
Figure III. 25 : géométrie correspondante à la mesure de FOC.....	47
Figure III . 26 : courbe de rendement de dose en profondeur 6 Mv (5x5).....	49
Figure III . 27: courbe de rendement de dose en profondeur 6 Mv (10x10).....	49
Figure III . 28 : courbe de rendement de dose en profondeur 6 Mv (15x15).....	50
Figure III . 29 : courbe de rendement de dose en profondeur 6 Mv (20x20).....	50
Figure III . 30 : courbe de rendement de dose en profondeur 6 Mv pour tous les champs.....	50
Figure III . 31 : courbe de rendement de dose en profondeur 18 Mv (5 x5).....	51
Figure III . 32: courbe de rendement de dose en profondeur 18 Mv (10 x10).....	51
Figure III . 33: courbe de rendement de dose en profondeur 18 Mv (15 x15).....	52
Figure III . 34: courbe de rendement de dose en profondeur 18 Mv (20 x20).....	52
Figure III . 35: courbe de rendement de dose en profondeur 18 Mv pour tous les champs.....	53
Figure III. 36 : courbe de Profil avec filtre physique 600 6MV champ 5x5 cm.....	54
Figure III . 37: courbe de Profil avec filtre physique 600 6Mv (10x10).....	54
Figure III . 38 : courbe de Profil avec filtre physique 600 6Mv (15x15).....	55

Figure III . 39 : courbe de Profil avec filtre physique 600 6Mv (20x20).....	55
Figure III . 40: courbe de Profil avec filtre physique 600 6Mv pour tous les champs.....	56
Figure III . 41 : courbe de Profil avec filtre physique 600 18 Mv (5x5).....	56
Figure III. 42: courbe de Profil avec filtre physique 600 18 Mv (10x10)	57
Figure III. 43 : courbe de Profil avec filtre physique 600 18 Mv (15x15)	57
Figure III. 44 : courbe de Profil avec filtre physique 600 18 Mv (20x20).....	57
Figure III . 45 : courbe de Profil avec filtre physique 600 18 Mv pour tous les champs.....	58
Figure III. 46: Comparaison pdd 5x5cm avec filtre 60.....	59
Figure III. 47 : Comparaison profil 5x5cm champs ouverts à 10 cm de profondeur	60

LIST DES TABLEAUX

Tableau II. 1 : Facteurs de pondération pour différents rayonnements [13].....	23
Tableau II. 2 : Facteurs de pondration tissulaire pour quelques organes(CIPR60)	24

LISTE DES ABREVIATIONS

CAC : centre anti cancer .

TPS : treatment planning system .

DSP : distance source peau .

TLD : thermo luminescence dosimètre .

TRS : série de rapport technique .

TLE : traitement linéique d'énergie .

CAD : couche demi-atténuation .

AIEA : agence international de l'énergie atomique .

ICRU : commission internationale des unités et mesures radiologiques .

KERMA : kinetic energy released per unit mass .

AAPM : association américaine des physiciens en médecine .

FOC : facteur d'ouverture de collimation .

PDD : profile depth dose .

Gy : gray .

MV : méga volt .

Cm : centimètres .

Z : numéro atomique .

J: joule .

Kg : kilogramme .

INTRODUCTION GÉNÉRALE

INTRODUCTION GÉNÉRALE

Ces travaux ont été réalisés dans le cadre commissioning de l'accélérateur médical linéaire synergy Elekta du CAC d'Ouargla. Qui a deux énergies en mode photons 6 et 18 MV.

Dans un premier temps, l'objectif sera de bien assimiler les phénomènes physiques de l'interaction rayonnements matière.

Après cette introduction au sujet, nous nous familiariserons avec là le concept de dosimétrie les moyens et la méthodologie de mesures des distributions de dose.

Dans le troisième chapitre, nous étudierons les applications et nos travaux expérimentaux que nous avons menés au CAC Ouargla, où il était nécessaire de mener des campagnes de mesure complètes et d'examiner la littérature existante afin de bien étudier et d'atteindre l'objectif, et donc profile depth dose (PDD), facteur d'ouverture de collimation (FOC) etc.

Cette partie principale de la thèse permettra également de mieux maîtriser l'équipement de mesure, puisque les caractéristiques physiques indiquent dans certains cas une réponse spécifique des détecteurs utilisés.

La plupart de cas études ont été utilisées pour des accélérateur de particules destinés à la recherche, il s'agit souvent d'anciens modèles qui ont été modifiés par de équipe de recherche, il est donc intéressant de mettre en œuvre cette technique moderne sur l'accélérateur de synergie avec l'assimilation des caractéristiques de ce dispositif.

En suite d'autres centres mèneront des études sur le même sujet et sur le même modèle avec ce travail à comparer, ce qui garantira la conformité de nos résultats.

Une fois les caractéristiques des faisceaux émis sont mesurés, ils seront introduit dans le système de planification de traitement, cela ne signifie pas que la machine est fin prête pour le traitement, des tests complémentaires obligatoires doivent être effectué selon les protocoles internationaux (Aiea aapm), pour évaluer la qualité des traitements attribués aux patients.

CHAPITRE I
LES INTERACTIONS RAYONNEMENT
MATIERE

I. LES INTERACTIONS RAYONNEMENT MATIERE

Introduction :

Un rayonnement ou une radiation est un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, sous forme d'onde ou de particules.

Les rayonnements ne peuvent être détecté que grâce à leurs interactions avec la matière : ils cèdent totalement, ou en partie, leur énergie et en subissent des modifications.

I.1. Classification des rayonnements :

On peut classer les rayonnements en deux catégories selon leur nature et selon leurs effets sur la matière.

La figure ci-dessous résume les différents types de rayonnements.[01]

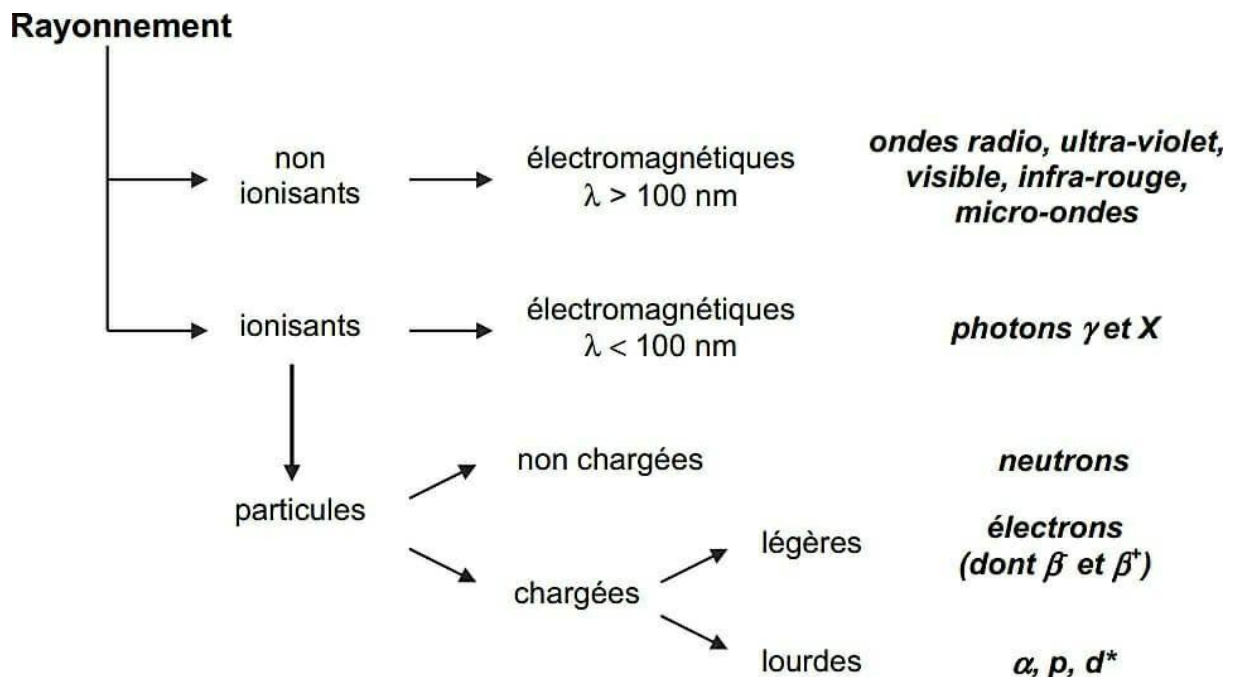


Figure I. 1: Classification des rayonnements

I.1.1. Les rayonnements directement ionisants :

Sont des particules chargées qui délivrent leur énergie directement à la matière, par le jeu des forces coulombiennes s'exerçant avec les atomes du milieu, les transferts d'énergie dépendent des masses des particules en mouvement et il y a lieu de distinguer les particules chargées lourdes (proton, deuton, alpha, ions lourds) des électrons.[02]

I.1.2. Les rayonnements indirectement ionisants :

Les rayonnements indirectement ionisants sont des rayonnements électromagnétiques, en effet lors de leurs interactions ils mettent en mouvement des électrons lesquels vont ioniser la matière selon les phénomènes d'ionisation et d'excitation. [02].

I.2. Interactions photon-matière :

Le terme « photon » s'applique aux rayonnements électromagnétiques émis soit dans les transitions nucléaires « rayons γ », soit dans les transitions atomiques « rayons X », lors de la traversée d'un milieu matériel quelconque, tout photon a une certaine probabilité d'interagir avec ce milieu, cette interaction peut être classée selon :

- la nature d'interaction : photon/électron ou photon/noyau.
- le type de l'événement produit : l'absorption, la diffusion ou la production des paires.[03]

I.2.1. L'effet photoélectrique :

C'est un phénomène caractérisé par un transfert d'énergie totale au milieu et l'absorption totale d'un photon par un électron atomique, suite à cette absorption l'électron sera éjecté de son orbite (ionisation) avec une énergie cinétique défini par la relation.[01]

$$T = h\nu_0 - E_l$$

E_l est l'énergie de liaison .

h est la constante de Planck .

ν est la fréquence du photon .

En effet, le photon doit avoir une énergie supérieure à l'énergie de liaison de l'électron pour que ce phénomène ait lieu.

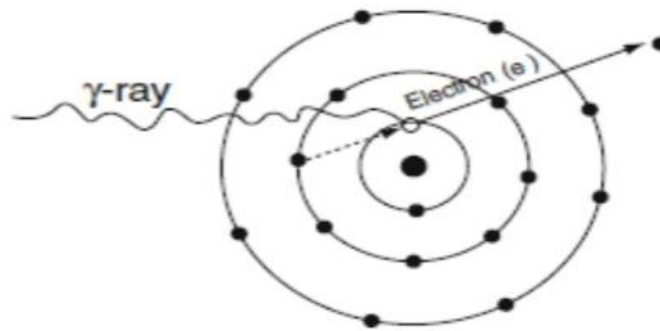


Figure I. 2: Effet photoélectrique

I.2.2. l'effet Compton :

L'effet Compton est basé sur le comportement corpusculaire du rayonnement incident, et c'est un processus de diffusion incohérente sur les électrons libres, ces électrons peuvent être décrite comme quasi-libre, c.-à-d. ; ayant une énergie de liaison très petite devant celle du photon incident et qui peut être négligée dans les calculs. En plus, il est considéré comme un processus inélastique, bien que la description de cinématique de la réaction soit celle d'une collision élastique.

Ce phénomène a été observé par Compton (1922) , qui a fourni une explication théorique schématisé dans l'effet de Compton , un photon incident de quantité de mouvement $\frac{h\nu}{c}$ entre en collision avec un électron quasi-libre au repos , après la collision le photon sera diffusé dans un angle q avec une quantité de mouvement $\frac{h\nu'}{c}$ alors que l'électron recule sous un angle f avec une quantité de mouvement. [04]

$$p=mV$$

P :

m : la masse

V : vitesse

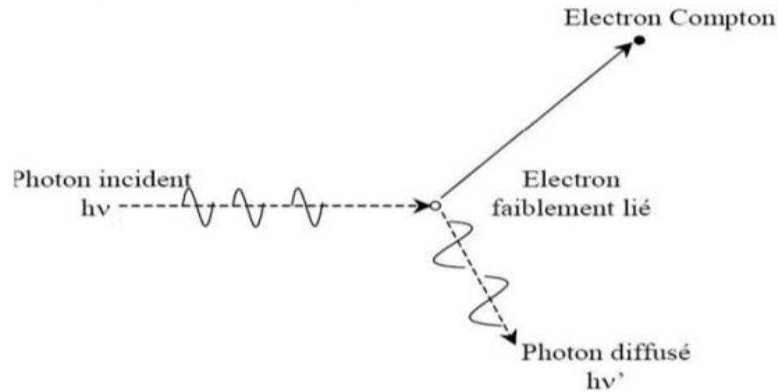


Figure I. 3: Effet Compton

I.1.3. Effet de création de paire (e^- , e^+) :

L'effet de matérialisation se produit à énergie élevée ($E > 2.0, 511\text{MeV}$). Le photon pénétrant dans le champ Coulombien d'un noyau se matérialise sous forme d'un pair électron positron (e^- , e^+). L'électron et le positron sont ralentis dans la matière environnante a la fin de son parcours, le positron interagit avec un électron et s'annihile ce qui engendre l'émission de deux photons de 511 kV. les lois de conservation du moment cinétique font que ces deux photons sont émis dans des directions opposées.[05]

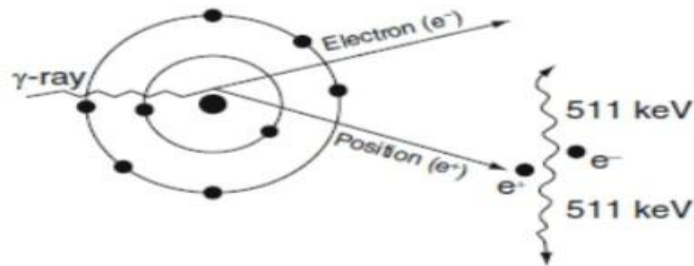


Figure I. 4:Création de paire

I.3. 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.5)**, avec σ_{ph} , σ_c et σ_{pair} les sections efficaces des effets photoélectrique, Comptons et création de paires respectivement.

Domaines de prédominance : on peut en fonction du numéro atomique et de l'énergie du rayonnement électromagnétique, définir trois zones de prépondérance pour cha- cune des trois processus d'interaction : [05]

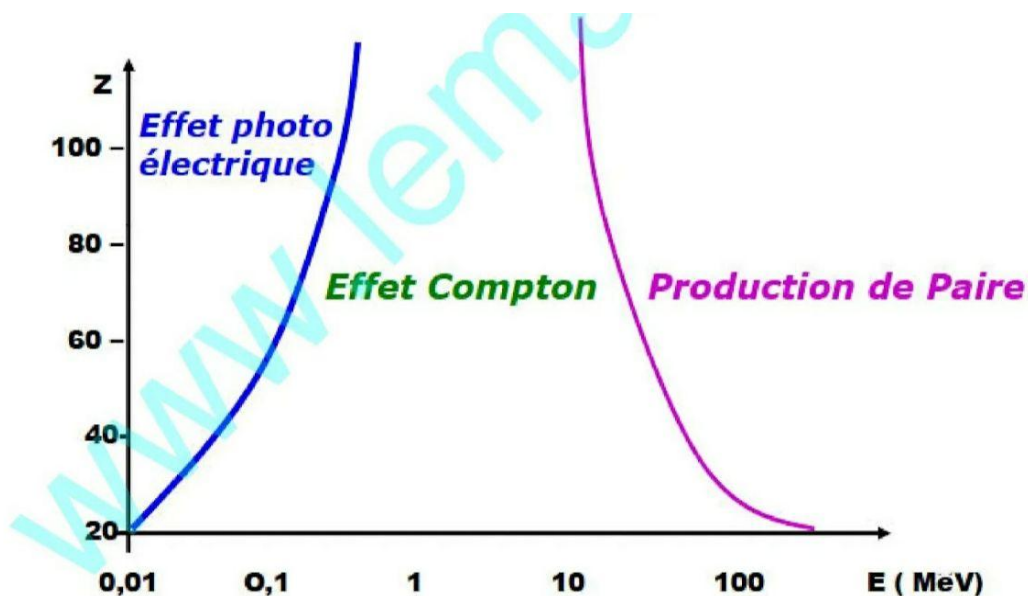


Figure I. 5 : Domaine des trois phénomènes d'interaction

1. L'effet photoélectrique prédomine à basse énergie et pour les matériaux lourds (Z élevé) .
2. L'effet Compton est prépondérant pour les énergies intermédiaires (imagerie) et pour les matériaux légers (faible Z) .
3. La matérialisation est le processus dominant pour les rayonnements d'énergie supérieure à quelques MV et pour les matériaux lourds .

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 :

$$\sigma_{tot} = \sigma_{ph} + \sigma_c + \sigma_{pair}$$

I.4. loi d'atténuation :

L'absorption des photons dans la matière dépend de la nature du milieu ainsi que de l'énergie et des photons incidents, la loi d'atténuation d'un faisceau mono énergétique et parallèle dans un milieu homogène est donnée par la relation :

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

Coefficient linéaire d'atténuation μ (cm-1), peut être décomposé en :

τ : coefficient d'atténuation de l'effet photoélectrique .

σ : coefficient d'atténuation de l'effet Compton .

π : coefficient d'atténuation de l'effet création de paire .

$$\mu = \tau + \sigma + \pi$$

Le coefficient d'atténuation massique μ / ρ :

il faut distinguer :

- énergie transférée et énergie absorbée (la différence correspond à l'énergie diffusée) .
- Dans l'eau (donc les milieux biologiques) : la prédominance des effets est ainsi :
 - photoélectrique pour les photons < 50 KV .
 - Compton pour les photons de 50 KV à 20 MV .
 - création de paires au-delà de 20 MV .

I.5. Couche de demi-absorption (CAD) :

L'épaisseur nécessaire pour que le nombre initial de particules diminue au moitié (ou bien leur énergie initiale) :

$$CAD = x_{1/2}$$

$$X = x_{1/2} \rightarrow N = \frac{N_0}{2} \rightarrow \frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu x_{1/2}} \rightarrow \frac{1}{2} = e^{-\mu x_{1/2}}$$

$$\rightarrow \ln \frac{1}{2} = \ln e^{-\mu x_{1/2}} \rightarrow -\ln 2 = -\mu \times x_{1/2}$$

$$CAD = x_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu}$$

$$\mu = \frac{\ln 2}{CAD}$$

$$N(x) = N_0 \cdot e^{-\mu x}$$

$$CAD = \ln 2 / \mu \rightarrow \mu = \ln 2 / CAD \rightarrow N(x) = N_0 \cdot e^{-\ln 2 \cdot x / CAD}$$

$$N(x) = N_0 \cdot (e^{\ln 2})^{-x/CAD} = \frac{N_0}{(e^{-\ln 2})^{x/CAD}}$$

$$N(x) = \frac{N_0}{2^{x/CAD}}$$

Le CDA représente une caractéristique des différents matériaux vis-à-vis des rayonnements électromagnétiques .

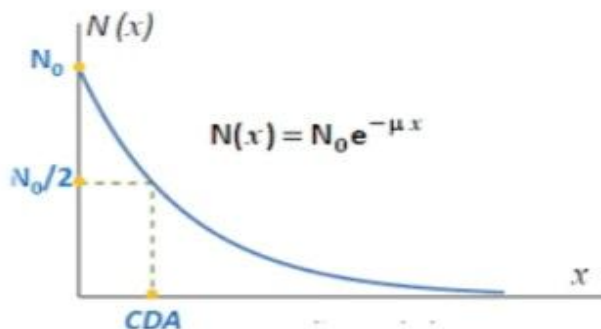


Figure I. 6 : Courbe d'atténuation des rayonnements électromagnétiques dans la matière

I.6. Interaction des particules chargées avec la matière :

L'ionisation et l'excitation coulombienne d'atomes sont les processus dominants dans l'interaction de particules chargées avec la matière, une particule P d'état de charge Z peut provoquer les réactions suivantes :

- $P^{(z)} + \text{atome} \rightarrow \text{atome}^* + p^{(z)}$, suivie par $\text{atome}^* \rightarrow \text{atome} + \gamma$
: excitation .
- $p^{(z)} + \text{atome} \rightarrow \text{atome} + \bar{e} + p^{(z)}$: ionisation .
- $p^{(z)} + \text{atome} \rightarrow \text{atome}^* + \bar{e} + p^{(z)}$: ionisation et excitation .

I.6.1. Interaction des électrons avec la matière :

Lors de l'impact d'un faisceau d'électrons sur une cible massive, cette dernière est source de plusieurs émissions radiatives et corpusculaires

Des émissions électroniques que l'on peut schématiquement répartir en deux catégories , l'un relative à des électrons de très faible énergie (typiquement 5 à 10 eV) que l'on appelle «secondaires » , l'autre d'énergie élevée , proche de celle des électrons primaires et que l'on qualifie de «rétrodiffusés» , a ces électrons il convient d'ajouter des électrons possédant une énergie spécifique que l'on peut associer à la présence de certains éléments dans la cible, ce sont les électrons Auger .

Des rayonnements électromagnétiques, principalement constitués de rayons X, répartis entre une émission continue «le fond continu» ou «rayonnement de freinage » ou «Bremsstrahlung » .

Et un spectre de raies caractéristique des éléments présents dans la cible Pour les matériaux isolants ou semi-conducteurs, on observe également un rayonnement électromagnétique de faible énergie, situé dans le visible : le rayonnement de cathodoluminescence.

a) Phénomènes d'ionisation et d'excitation :

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, Selon que ΔE est suffisante ou non pour éjecter l'électron de son orbite, deux phénomènes peuvent se produire ;

Si $\Delta E \geq WL$: l'électron de la cible est éjecté de son orbite avec une énergie cinétique.

($\Delta E - WL$) : et il se produit une ionisation de l'atome cible, l'électron éjecté dit électron secondaire, peut à son tour créer d'autres ionisations si son énergie cinétique est suffisante.

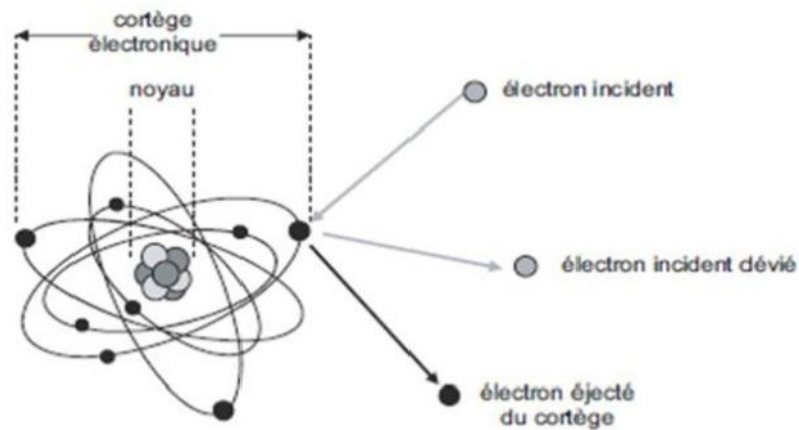


Figure I. 7: Phénomène d'ionisation

$\Delta E < WL$: le transfert d'énergie ΔE ne peut produire aucune ionisation mais peut porter l'électron cible à un niveau énergétique supérieur, avec excitation de l'atome cible.

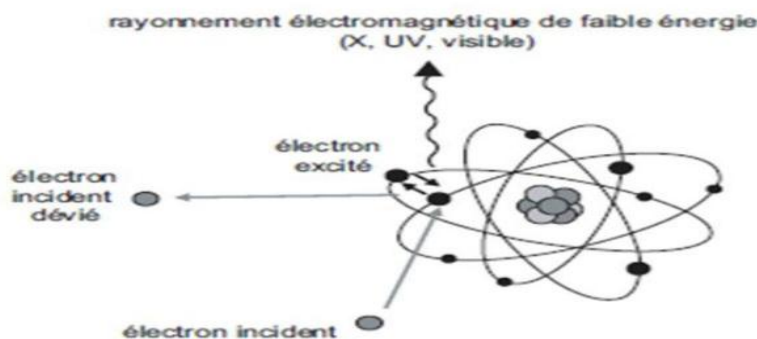


Figure I. 8: Phénomène excitation

Si $\Delta E \ll WL$: cette excitation aboutit à une dissipation thermique (par augmentation de l'énergie de translation, de rotation ou de vibration des molécules cibles) .

b) Phénomène de freinage :

Concerne des particules d'une charge électrique dont la vitesse est proche de la vitesse de la lumière, il intervient quand cette particule ultra-relativiste interagit avec un fort champ électrique ou magnétique, qui peut être naturel (le champ électrique d'un noyau) ou produit par l'homme (le champ d'aimants dans un accélérateur de particules). les électrons et positons qui atteignent facilement des vitesses proches de celle de la lumière du fait de leur très faible masse sont les premiers concernés par le phénomène.

Le rayonnement de freinage intervient peu dans le domaine de la radioactivité, les électrons des désintégrations bêta n'étant souvent pas assez énergiques. Par contre, il joue un rôle important dans le rayonnement des accélérateurs de particules.

Sous l'effet de l'interaction, l'électron ou le positon, émet un photon qui emporte une partie de son énergie, l'électron est freiné et sa trajectoire modifiée, le rayonnement de freinage est à l'origine d'une déperdition d'énergie dans de grands accélérateurs de particules comme les collisionneurs ou les anneaux de stockage où les particules sont soumises à l'action de puissants aimants qui courbent leur trajectoire.

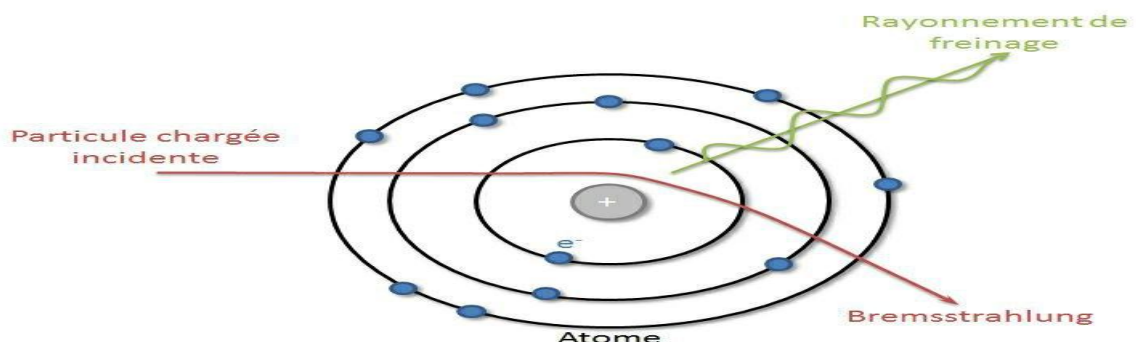


Figure I. 9: Phénomène de freinage

I.7. Transfert linéique d'énergie (TEL)

Le transfert linéique d'énergie (TLE) est une quantité qui décrit l'énergie transférée par une particule ionisante traversant la matière, par unité de distance il est exprimé en $\text{KV } \mu\text{m}^{-1}$, il varie selon la nature et l'énergie du rayonnement ionisant, typiquement le TLE est utilisé pour quantifier l'effet du rayonnement ionisant sur des matériaux (en électronique, physique de matière, etc.....).

Le transfert linéique d'énergie a une relation importante avec le pouvoir d'arrêt, tandis que le pouvoir d'arrêt, décrivant la perte d'énergie par unité de distance dE/dx , se concentre sur la perte d'énergie de la particule, le transfert d'énergie linéique décrit plutôt le transfert d'énergie au matériau voisin de la trace de la particule, par les électrons secondaires.

En conséquence, on exclut des électrons secondaires avec énergie au-dessus d'une certaine valeur.

$$\text{TEL} = \left| \frac{-dE}{dx} \right| = \frac{z^2 \cdot e^2}{4\pi\epsilon^2 m_e v^2} N Z \left[\log\left(\frac{2m_e v^2}{I}\right) - \log\left(1 - \frac{v^2}{c^2}\right) - \frac{v^2}{c^2} - \frac{CK}{Z} \right]$$

Z : la charge de la particule incidente .

V : la vitesse .

m_e : la masse au repos de l'électron .

e : la charge .

ε₀ : la permittivité du vide : $8,854 \cdot 10^{-10} \text{ F} \cdot \text{cm}^{-1}$.

C : la vitesse de lumière dans le vide : $3 \cdot 10^8 \text{ m/s}$.

N : le nombre des noyaux cibles par unité de volume du matériau absorbant de numéro atomique **Z** ; **Ck** : un terme de correction qui dépend de l'énergie et de **Z** lorsque l'on tient compte de la structure complète des noyaux de la matière .

I : la valeur moyenne du potentiel d'ionisation tenant compte de l'ionisation et de l'excitation des atomes ralentisseurs, donnée par la formule semi empirique (en eV) :

$$\mathbf{I} = \mathbf{9,1} \times \mathbf{Z} (\mathbf{1} + \mathbf{1,9} \times \mathbf{Z}^{-2/3})$$

Bien que les effets biologiques varient d'un rayonnement à un autre, en règle générale, l'effet d'une particule chargée croît proportionnellement au TLE.[01]

Cas particulier des positons :

Quand le positon incident est au repos, c'est-à-dire quand il a perdu la totalité de son énergie initiale, il s'associe à un négaton et ces 2 particules se dématérialisent. c'est ce que l'on appelle l'annihilation. Cependant, les lois de la conservation de l'énergie montrent qu'il résulte directions opposées et chacun d'une énergie de 511 kV.

I.8. Interactions des particules chargées lourdes avec la matière

I.8.1. Les particules alpha (α) :

Elles interagissent principalement avec les électrons des atomes cibles, engendrant une ionisation ou une excitation (les électrons mis en mouvement sont appelés rayons delta). les interactions avec les noyaux sont secondaires les particules (α) ont une masse 4 x 1800 fois plus importantes que celle des électrons. en conséquence, étant beaucoup plus lourdes, elles ne sont pas sujettes au rayonnement de freinage.

Les processus de ralentissement des particules (α) sont identiques à ceux des particules β , Cependant leur charge électrique et leur masse sont plus élevées en conséquence, les particules (α) ont une trajectoire presque rectiligne et très courte, ainsi, on peut considérer que la longueur de leur trajectoire et leur parcours sont identiques. elles sont arrêtées par quelques centimètres d'air ou une feuille de papier. par ailleurs, les particules (α) ont une énergie courante élevée (quelques MV) et puisqu'elles ont un parcours très court, elles sont caractérisées par un T.L.E. beaucoup plus élevé que celui des particules β (entre 200 et 500 fois plus élevées).[01]

I.8.2. cas des protons :

C'est une particule massive par rapport à l'électron et, aux énergies que nous considérons (autour du MeV), les transferts d'énergie ont peu d'influence sur la trajectoire. A énergie

Cinétique égale, ces particules sont beaucoup plus lentes que les électrons, et par conséquent leur TEL est beaucoup plus élevé que pour les électrons .

I.8.3. Interaction des neutrons avec la matière :

La perte d'énergie des neutrons se fait principalement par diffusion élastique, c'est en fait la particule chargée qui recule après le choc qui va être détectée dans le milieu détecteur.

Un neutron d'énergie cinétique initial E diffusé à un angle θ dans le référentiel du centre de masse se retrouve avec l'énergie E .

Après un choc élastique avec un noyau (initialement au repos) de nombre de masse A ; on peut écrire :

$$\frac{E}{E_0} = \frac{1}{(1+A)^2} (1 + A^2 + 2A \cos \theta)$$

On a une perte d'énergie maximale pour $\theta = \pi$. on a alors :

$$\frac{E}{E_0} = \left(\frac{A-1}{A+1}\right)^2 = \alpha$$

La perte d'énergie maximale pour un neutron d'énergie initiale E_0 après collision avec un noyau de nombre de masse A est donc :

$$(\Delta E)_{\text{Max}} = E_0 (1-\alpha)$$

En particulier, $\alpha = 0$ pour $A=1$ et le neutron transfère tout son énergie à un proton (choc frontal).

Conclusion :

Dans ce chapitre nous avons discuté des généralités de l'interaction des photons avec la matière, de leurs sections transversales d'interaction et de leurs divisions. Nous avons également déterminé les quantités de dose de rayonnements.

Nous savions également que les électrons et les photons sont les deux objets qui ont base dans l'étude de l'imagerie médicale.

Chapitre II

Protocoles dosimétriques

II. Protocoles dosimétriques

Introduction :

La dosimétrie est la branche de la physique médicale chargée de mesurer la dose grâce à un dosimètre qui est un appareil conçu spécialement pour mesurer l'énergie déposée dans un volume sensible. Une grande variété de dosimètres a été développée au fil des décennies. Certains dosimètres ou certaines techniques utilisées en physique nucléaire ont été adaptés pour la physique médicale. Notons que la physique nucléaire concerne surtout la détection et le comptage des particules, la détermination de leur énergie et leur trajectoire, alors que la physique médicale s'intéresse à mesurer l'énergie déposée dans un certain volume. C'est ce paramètre qui détermine l'effet thérapeutique.

II.1. Grandeurs et unités dosimétriques:

II.1.1. L'activité :

C'est une grandeur physique définie par l'ICRU 33 [8], comme le nombre d'atomes qui se désintègrent par unité de temps pour un élément donné. L'unité de la radioactivité est soit le Becquerel qui correspond à une désintégration par seconde, soit le Curie qui correspond $3,7 \times 10^{10}$ désintégrations/seconde.

II.1.2. La période radioactive :

C'est l'intervalle de temps au bout duquel l'activité du radionucléide diminue de moitié. Chaque radioélément a sa propre période radioactive.

II.1.3. Fluence et fluence énergétique:

La fluence Φ est définie comme étant le nombre de particules incidentes dN sur une sphère de section infinitésimale dA . Elle s'exprime habituellement en $m^{-2} \Phi = dN/dA$; le flux représente en général la fluence rapportée par unité de temps.

La fluence ne contient qu'une information quantitative sur les particules incidentes. Afin d'introduire une grandeur en énergie, la notion d'énergie radiante R est utilisée. Elle représente l'espérance de l'énergie totale (exclusion faite de l'énergie de masse) transportée par les N particules traversant la sphère élémentaire ainsi qu'illustré dans la figure ci-contre.

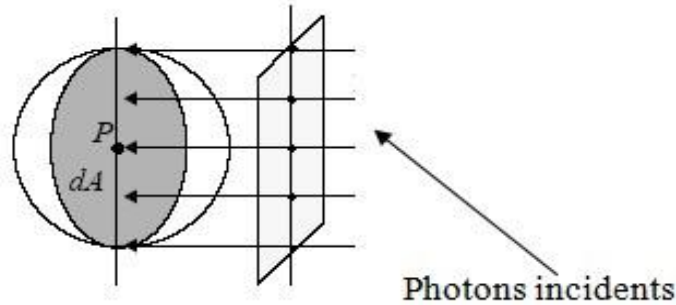


Figure II. 1: Flux de photons incidents

La fluence énergétique ψ s'exprime aussi sous forme différentielle. Les variables peuvent être l'angle solide ($d\psi / d\Omega$), ou l'énergie ($d\psi / dE$). Dans ce dernier cas, la distribution résultante est appelée spectre en énergie de rayonnement $\psi(E)$. La fluence énergétique peut écrire sous la forme suivante:

$$\Psi = \int_{E=0}^{E=E_{max}} \psi(E) dE = \int_{E=0}^{E=E_{max}} E \phi(E) dE$$

II.1.4. Le Kerma

Dans le cas des photons, l'énergie est déposée dans le milieu grâce aux électrons secondaires. Pour connaître cette quantité, il est nécessaire de définir le Kerma qui est l'abréviation de Kinetic Energy Released per unit Mass. Elle représente la somme des énergies cinétiques transférées par les photons aux électrons secondaires dans un volume dV de masse dm

$$\mathbf{K} = dE_{tr} / dm$$

Le Kerma s'exprime en J/Kg, ou gray (Gy), il est aussi relié à la fluence énergétique du rayonnement (spectre énergétique de photons $\int \psi(E)$) par la relation suivante:

$$\mathbf{K} = \int_{E=0}^{E=E_{max}} \psi(E) (\mu_{tr} / \rho)_{Z,E} dE$$

$$\mathbf{K} = \psi (\mu_{ab} / \rho)_{Z,E} + \psi (\mu_{ab} / \rho)_{Z,E} (g/1-g) = \mathbf{K}_{col} + \mathbf{K}_{rad}$$

où $(\mu / \rho)_{Z,E}$ est le coefficient massique de transfert d'énergie d'un matériau de numéro atomique Z ayant une masse volumique ρ . Il s'exprime usuellement en cm^2/g . Ce coefficient donne la fraction d'énergie transformée en énergie cinétique des particules chargées par unité d'épaisseur massique du milieu absorbant. En conséquence, toute énergie éventuellement rayonnée (rayonnement de freinage) par les particules secondaires est incluse dans ce transfert.

Le Kerma peut également s'exprimer sous la forme:

$$K = \psi (\mu_{\text{ab}} / \rho)_{Z,E} (1-g)$$

Où ψ représente le facteur de Bremsstrahlung ou la fraction d'énergie des électrons secondaires perdue par le rayonnement, et $(\mu_{\text{ab}} / \rho)_{Z,E}$ le coefficient d'absorption massique.

De la formule précédente, on peut déduire une autre écriture du Kerma:

$$K = \psi (\mu_{\text{ab}} / \rho)_{Z,E} + \psi (\mu_{\text{ab}} / \rho)_{Z,E} (g/1-g) = K_{\text{col}} + K_{\text{rad}}$$

Où K_{col} est le kerma collisionnel et K_{rad} le kerma radiatif.

μ_{ab} et μ_{tr} sont respectivement les coefficients d'absorption et transfert d'énergie.

Le processus Bremsstrahlung est peu probable pour les matériaux de faible numéro atomique et pour les électrons de faible énergie.

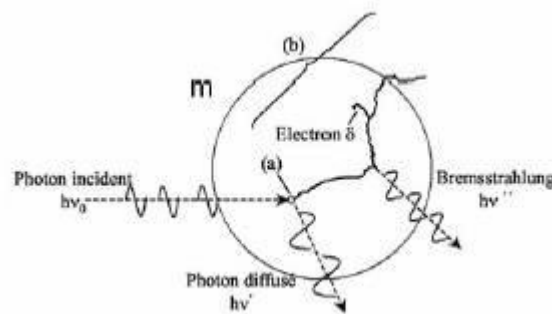


Figure II. 2 : Processus de transfert d'énergie d'un photon au milieu

II.1.5. L'exposition

D'après les rapports 33[06] et 60 de l'ICRU [07], l'exposition est définie comme la somme des charges de même signe ΔQ produites dans l'air, quand tous les électrons libérés par les photons dans une masse ΔM_{air} d'air sont complètement stopés. Elle est donnée par la loi suivante :

$$X = \Delta Q / \Delta M_{\text{air}}$$

L'exposition est définie seulement pour les faisceaux de photons dont l'énergie est inférieure à 3 MeV et seulement pour l'air. L'unité de l'exposition est le Röntgen $1 R = 2,58 \times 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$ d'air dans les conditions standards de pression (101,3 kPa) et de température (273,2 K).

II.1.6. La dose absorbée

C'est la grandeur physique la plus importante en radiothérapie. Par définition [07], la dose absorbée est la quantité d'énergie moyenne dE délivrée à un volume élémentaire de masse :

$$D = dE / dm$$

Elle s'exprime en Gray (Gy). Un Gray correspond à un dépôt d'énergie de 1 joule par kilogramme de matière.

La dose absorbée étant une quantité purement physique, son grand intérêt pratique est qu'elle est directement mesurable à l'aide d'un dosimètre, contrairement aux autres notions de dose.

II.1.7. La dose équivalente:

La dose équivalente tient compte du degré de qualité de transfert d'énergie par le rayonnement. En effet, la mortalité de la cellule étant liée dans un premier lieu à la densité d'ionisation, elle tient compte aussi de la nature du rayonnement incident en terme de TEL. Pour une énergie égale 1 MeV, une particule α produit 6000 ionisations par μm alors qu'un électron produit 6 ionisations par μm . Un dommage plus important rend la réparation de la cellule plus difficile. Ainsi, une irradiation par les particules α génère plus de dégâts qu'une irradiation par électrons.

Pour tenir compte de la nature du rayonnement incident, la dose doit être multipliée par un facteur appelé facteur de pondération W_R . La valeur de ce facteur est fixée par la Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) comme c'est indiqué dans le **tableau (II.1)**.

En présence d'un faisceau mixte, chaque contribution doit être prise en compte individuellement. Si D_R est la dose absorbée pour un rayonnement donné, la dose équivalente H s'écrit :

$$H = \sum W_R D_R$$

Tableau II. 1 : Facteurs de pondération pour différents rayonnements [08]

Particules	Energies	W_R
Photons	Toutes	1
Electrons	Toutes	1
Protons	>2Mev	5
Et ions lourds	Toutes	20

La dose équivalente s'exprime en sievert (Sv), qui correspond à un (J/kg) déposé par dans la matière pour les photons et les électrons. Il n'existe pas de capteur de dose équivalente. Cette dose est toujours obtenue par le calcul. Les « dosicards » essaient d'approcher cette notion en utilisant la notion du capteur spécifique chaque type de rayonnement.

II.1.8. La dose efficace E

La dose efficace rend compte des effets des rayonnements au niveau tissulaire. Ce concept est très délicat car il est basé sur l'observation ou l'estimation des effets de l'irradiation sur les différents organes d'une population d'individus. Cette observation permet de qualifier un type d'exposition sur un organe donné et de remonter à un chiffre. Le passage de la dose équivalente H à la dose efficace E prend en compte l'efficacité biologique des organes touchés par l'intermédiaire d'un coefficient de pondération tissulaire W_T elle s'écrit avec la formule suivante:

$$E = \sum W_T H_i$$

Tableau II. 2 : Facteurs de pondération tissulaire pour quelques organes(CIPR60)

Organes	W_T
gonades	0.20
seins	0.05
peau	0.01
estomac	0.12

II.1.9. Notion d'équilibre électronique :

Considérons un faisceau étroit de photons mono énergétiques passant du vide dans un milieu matériel disposé normalement à sa trajectoire. On suppose que le faisceau n'est pas atténué. En tenant compte du fait que pour les photons, la probabilité d'interagir par unit de longueur est constante, on admettra que chaque tranche dx est le siège d'un nombre constant d'interactions.

Les électrons mis en mouvement emportent en moyenne toujours la même quantité d'énergie

E_{tr} , leur parcours dans le milieu est donc fixé.

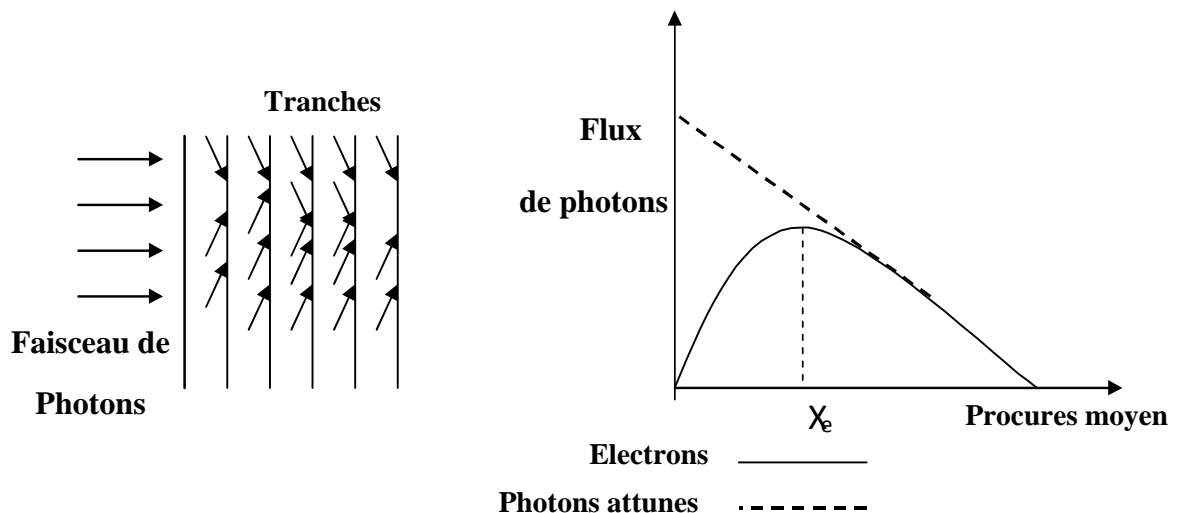


Figure II. 3: Schéma représentatif de l'équilibre électronique

Au départ, chaque tranche dx est traversée par un nombre croissant d'électrons. Ce n'est qu'à partir de la $n^{ième}$ tranche que le nombre atteint une

valeur qui demeure constante. Au-delà de la profondeur qui correspond à la portée maximale des électrons mis en mouvement, il y a autant d'électrons qui terminent leurs parcours qu'il y en a de mis en mouvement. C'est à partir de cette profondeur que l'équilibre électronique est réalisé et que le rapport entre la fluence d'électrons et de photons est alors constant[09]

II.2. Dosimètres utilisés en physique médicale :

II.2.1. Films dosimétriques :

La couche sensible du film est une émulsion de bromure d'argent et de gélatine prise en sandwich entre deux couches protectrices en plastique. Les particules chargées incidentes sur l'émulsion réduisent les ions Ag^+ présents et produisent une image latente qui peut être révélée après développement. La densité optique de l'image est directement proportionnelle à la dose déposée sur une certaine plage d'énergie. Les films photographiques ont une bonne sensibilité, et une excellente résolution spatiale. Par contre, ils présentent une sur-réponse aux électrons de basse énergie. Ils peuvent atteindre une précision de 5 % comme dosimètre absolu. Ce dosimètre est considéré comme le seul dosimètre légal pour les personnes directement affectées aux travaux sous rayonnements.

II.2.2. Les dosimètres à thermoluminescence :

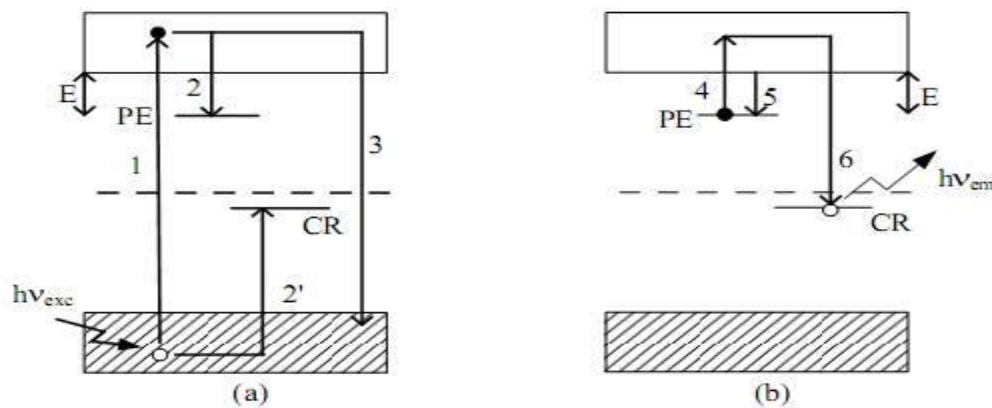


Figure II. 4: Etapes du processus de thermoluminescence

Les dosimètres à thermoluminescence (TLD) sont des petits cristaux diélectriques dopés qui contiennent des pièges à électrons, trous, et des centres de recombinaison. Les défauts présents dans la structure cristalline

permettent de piéger les électrons qui se créent après l'ionisation due à la radiation. Les centres de radiation permettent de recombinaison les électrons et les trous, ce qui produit des photons optiques après le chauffage de ce cristal.

Les TLD ont l'avantage d'être indépendants des débits de dose. Ils ont une bonne précision (1%). Comme pour les films, leur lecture nécessite l'application d'un cycle plus ou moins complexe[10].

II.2.3. Les Calorimètres :

La calorimétrie exploite l'élévation de la température qui résulte du dépôt d'énergie dans la matière. C'est une méthode conceptuellement simple et directe de mesure de dose. Mais elle est compliquée par le fait que l'élévation de la température dont il est question pour les doses courantes en radiothérapie est extrêmement faible. Par exemple, une dose de 5 Gy provoque une élévation de température de 1 kg d'eau de l'ordre de $1,2 \times 10^{-3}$ K. (On sait que l'eau a une capacité calorifique de $4,18 \times 10^3$ joule.kg⁻¹.K⁻¹).

Actuellement, seuls les grands laboratoires internationaux possèdent de tels instruments. Notons qu'il s'agit d'une méthode dosimétrique de référence appliquée pour la détermination des coefficients d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau au niveau des laboratoires primaires. Ces coefficients d'étalonnage sont préconisés par les protocoles dosimétriques TG-51 de l'AAPM et TRS 398 de l'AIEA.

II.2.4. Chambres à ionisation:

Le principe de base de la chambre à ionisation est la collecte de charges produites par le passage d'une radiation ionisante dans la matière. La charge mesurée dans l'air de la cavité de la chambre donne l'exposition, quantité qui fut longtemps la quantité de référence pour la calibration des appareils utilisés en radiothérapie. L'air est la substance la 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 des particules incidentes. Les chambres d'ionisation sont précises mais leur résolution spatiale est limitée.

La mesure par la chambre à ionisation est moyennée sur le volume de mesure, la valeur moyenne de la dose dans tout le volume sensible est donnée par application de plusieurs facteurs correctifs tenant compte de l'humidité, la température, la pression et autres facteurs de perturbation. Cependant leur

précision et leur convivialité font des chambres à ionisation les dosimètres les plus couramment utilisés en radiothérapie .

II.2.5. Gel (dosimétrie chimique):

La radiation, en interagissant avec certaines molécules, peut déclencher certaines réactions chimiques. La concentration de produits de réaction peut alors informer sur la dose déposée dans le milieu. Le dosimètre de Fricke, à titre d'exemple, est un composé de sulfate de fer qui s'oxyde en présence de radiation. La concentration d'ions de fer permet de déterminer la dose reçue. Cette concentration peut être déterminée soit par un appareil de résonance magnétique soit par une méthode de lecture optique (spectrophotométrie). Les dosimètres chimiques possèdent une bonne résolution spatiale ; malheureusement, leur préparation est délicate. Comme la calorimétrie, l'utilisation du dosimètre chimique reste limitée aux laboratoires de métrologie où à la radiochimie.

II.2.6. Semi-conducteurs

Des paires électrons trous sont formés lors du passage de particules ionisantes à travers un semi-conducteur. Il est possible d'utiliser la région neutre située à l'interface d'une jonction

P-N (un sandwich de semi-conducteur dopé p et n) pour guider des paires d'électrons trous générées par des particules ionisantes hors de cette zone par le champ électrique présent dans la jonction. Ce type de détecteur est généralement construit en silicium ou en germanium et peut être opéré selon deux modes : il est possible de compter le nombre de charges produites ou de mesurer la variation de tension seuil de la diode avec un transistor de type MOSFET.

Des dosimètres à semi-conducteurs intégrant des MOSFET sont utilisés pour la mesure de dose en radiothérapie pour des applications spéciales. Ce type de détecteur possède un faible volume et une bonne résolution spatiale, mais ils sont loin d'être équivalents tissus et doivent être calibrés régulièrement afin de fournir une réponse précise.

II.3. Protocoles dosimétriques :

Pour évaluer avec précision la dose produite par un rayonnement ionisant, on met en œuvre l'un des protocoles dosimétriques existants. A titre

d'exemples : le TG21 (AAPM 1983) [11], le TRS 277 (AIEA 1987[12], 1997), le TG25 (AAPM 1991) [13].

Tous ces protocoles sont basés sur des mesures par le biais de chambres d'ionisation plates ou cylindriques et passant par des formalismes de complexité variable.

Il faut préciser que l'évaluation de la dose absorbée n'est possible qu'avec une chambre d'ionisation étalonne. L'électromètre relié une chambre d'ionisation fournit des indications exprimées en terme de grandeurs physiques connues (courants, charges). Pour établir une relation fiable entre les indications de l'appareil et la valeur réelle de la grandeur recherche (Dose, Kerma), il faut tenir compte d'un facteur d'étalonnage déterminé dans un laboratoire de référence, ainsi que d'autres facteurs de correction liés aux paramètres physiques de la chambre, aux paramètres dosimétriques, au milieu de mesure.

Le facteur d'étalonnage est déterminés par un laboratoire de référence et les facteurs de correction sont définis expérimentalement ou donnés par la littérature.

Des protocoles de dosimétrie pour la calibration des faisceaux d'électrons et de photons de haute énergie ont fait l'objet de publications au cours de ces vingt dernières années. Les auteurs de ces publications sont des organisations nationales ou internationales comme l'AIEA, l'AAPM (American Association of the Physicistes in Médecine), la JARP (Japanese Association of Radiological Physics). Parmi ces protocoles, on retrouve le protocole TRS 277 de l'AIEA et le protocole TG21 de l'AAPM. Ces protocoles sont basés sur l'étalonnage des chambres d'ionisation en Kerma l'air libre dans un faisceau de cobalt 60 et la détermination de la dose absorbée dans l'eau travers le facteur d'étalonnage N_K . On retrouve dans ces publications, des instructions détaillées permettant de réaliser la dosimétrie de toutes les radiations modernes avec une grande précision.

D'autres publications ont vu le jour ultérieurement. Elles décrivent des protocoles basés sur la détermination de la dose absorbée dans l'eau pour différents faisceaux employés en radiothérapie. Au nombre de ces protocoles, le TRS398 de l'AIEA (Andreo et al 2000), le TG51 de l'AAPM [14].

Ces nouveaux protocoles dosimétriques ont établi des références métrologiques pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau. Ils ont également introduit des simplifications dans les formalismes, ce qui réduit l'incertitude sur l'évaluation de la dose absorbée. Celle-ci reste toujours plus faible que l'incertitude liée aux anciens protocoles. De plus, ils permettent d'englober de façon systématique, les différentes approches mondiales pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau en dehors des conditions de référence.

En raison des avantages qu'ils offrent, ces protocoles ont été adoptés par la majorité des laboratoires d'étalonnage du monde. Le but recherché consiste toujours à établir par les voies les plus simples, une relation entre la dose réelle absorbée et l'indication chiffrée de l'électromètre .

II.4. Détermination de la qualité du faisceau :

L'indice de qualité du faisceau est un paramètre simple qui décrit le faisceau. Il peut être déterminé de deux façons :

- 1- Il est le rapport tissu fantôme $TPR_{20,10}$ ou le rapport de la lecture corrigée de la chambre à 20 cm de profondeur dans l'eau sur la lecture corrigée de la chambre à 10 cm de profondeur, avec une taille du champ de 10×10 cm² au niveau du plan du centre de la chambre et une distance source chambre fixe de 100 cm (**figure II.5**).

$$Q = TPR_{20,10} = M_{20}/M_{10}$$

- 2- La deuxième méthode consiste à mesurer les lectures corrigées par tous les effets de température, de pression, de recombinaison, de polarité de la chambre ionisation à 20 et 10 cm de profondeur en gardant la distance source surface fixe à 100 cm avec une ouverture du champ de 10×10 cm² au niveau de la surface. L'indice de qualité est alors donné par la relation suivante:

$$Q = 2,012 - 1,05M + 0,1265M^2 + 0,01877M^3 \text{ (DIN 6800-20 1997)}$$

Où M est le rapport de la lecture corrigée à 10 cm sur celle à 20 cm de profondeur.

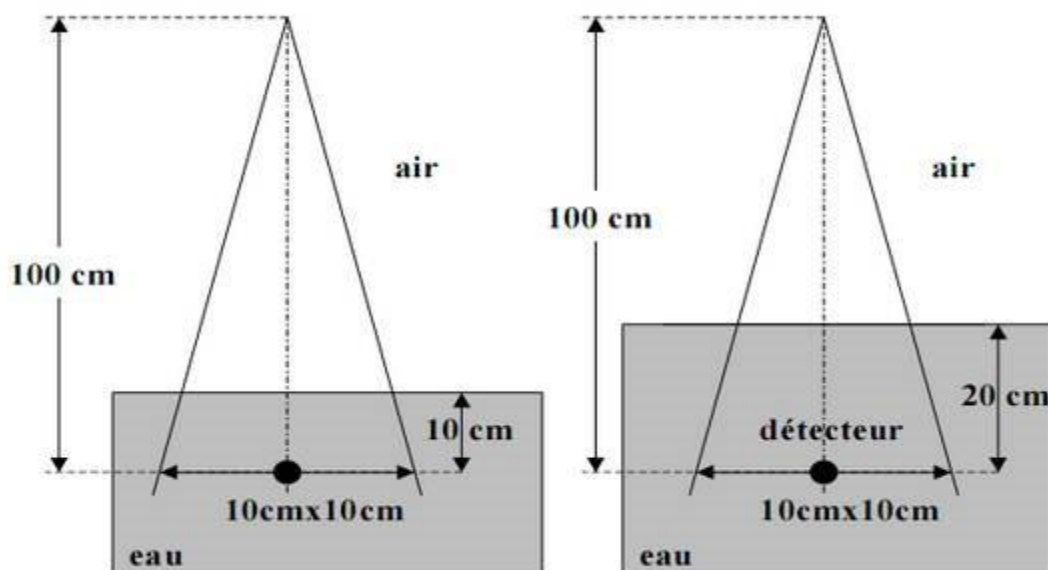


Figure II. 5 : Détermination de la qualité du faisceau par la première méthode

II.5. Procédures d'étalonnage :

L'application des rayonnements ionisants en radioprotection et en radiothérapie nécessite l'étalonnage de l'appareil de mesure. Cette opération consiste à trouver une relation entre l'indication de l'appareil et la grandeur dosimétrique vraie (kerma, exposition, dose absorbée).

A ce jour il existe deux méthodes d'étalonnage :

- soit en terme de kerma pour un faisceau de référence de photons gamma du Cobalt
- soit en terme de dose absorbée dans l'eau pour un faisceau de référence de photons gamma du Cobalt ou rayons X produits par l'accélérateur.

II.5.1. Étalonnage l'air libre :

Cette méthode se base sur l'utilisation du coefficient d'étalonnage en terme de kerma à l'air libre N_K . Fourni par un laboratoire d'étalonnage. Elle est recommandée par les anciens protocoles dosimétriques TRS 277 (IAEA 1987, 1997) et le TG 21 (AAPM)

Le coefficient d'étalonnage en terme de kerma à l'air libre s'exprime par la relation suivante:

$$N_K = K_{\text{air}} / M_Q \text{ (En cGy/ unit de lecture)}$$

Avec :

K_{air} : valeur du kerma dans l'air pour un faisceau de Cobalt 60 pour un temps d'irradiation t

M_Q : Lecture de l'instrument de mesure (électromètre) en terme de courant ou de charge corrigé par le facteur $K_{T,P}$ (température et pression) ainsi que pour l'effet de l'humidité.

Si on place une autre chambre pour l'étalonner dans le même faisceau avec la même géométrie pour une durée de temps égale à celle de la première chambre, le facteur d'étalonnage en terme de kerma dans l'air de cette deuxième chambre (N_k') sera donné par la relation suivante:

$$N_k' = N_k \times (M_Q / M_Q')$$

M_Q' : Lecture corrigée de la chambre à étalonner pour le même temps d'irradiation. En dosimétrie clinique, le facteur K est utilisé pour déterminer la dose dans l'eau, le passage à la dose dans l'eau pour un faisceau de qualité Q , selon le TRS 277 en utilisant la relation suivante:

$$D_{eau,Q} = M_Q \times N_k \times (1-g) \times K_{att} \times K_m \times K_{ele} \times S_{eau,air,Q} \times P_Q$$

g : représente la fraction de l'énergie des électrons secondaires perdue par rayonnement de freinage ($g=0,003$) pour les photons du Cobalt.

k_{att} : facteur corrigeant l'atténuation et la diffusion des photons dans la paroi et le capuchon de la chambre

k_m : facteur corrigeant la non-équivalence de la paroi du capuchon l'air

k_{ele} : facteur introduit par le protocole dosimétrique le plus récent (TRS 398) qui prend en compte la perturbation de la cavité d'air de la chambre due l'électrode

$S_{eau,air,Q}$: rapport des pouvoirs d'arrêt par collision de l'eau et de l'air

P_Q : facteur correctif qui inclut l'effet de la non équivalence de la paroi de la chambre l'eau ainsi que l'effet de la différence de la diffusion des électrons entre l'air et la cavité d'eau remplacé par l'air pour la qualité de rayonnement Q .

$D_{eau,Q}$ est la valeur de la dose mesurée par la chambre d'ionisation dans l'eau. Le point effectif de mesure est placé à une profondeur de référence. Ce point effectif est obtenu par déplacement du centre géométrique d'une distance égale $0,6 \times$ rayon intérieur de la chambre d'ionisation.

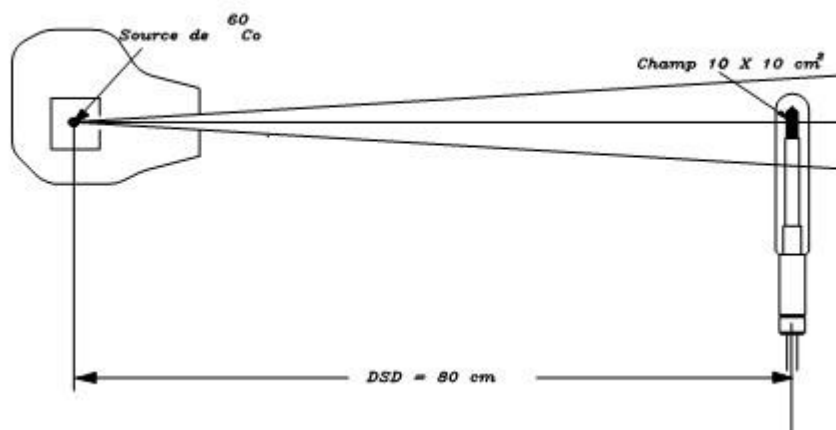


Figure II. 6 : Dispositif expérimental pour le talonnage à l'air libre

II.5.2. Talonnage dans l'eau :

Cette deuxième méthode, qui est proposée par le protocole dosimétrique TRS 398, peut être utilisée pour les faisceaux de Cobalt 60, ou les rayons X haute énergie. Elle se base sur l'utilisation du coefficient de talonnage en termes de dose absorbée dans l'eau qui est défini pour un faisceau de qualité Q_0 par la relation suivante:

$$N_{D,eau,Q_0} = D_{eau,Q_0} / M_{Q_0}$$

où:

M_{Q_0} représente la réponse de l'instrument de mesure en termes de courant ou charge corrigée pour l'influence des conditions atmosphériques et d'humidité et pour les effets de recombinaison et polarité.

D_{eau, Q_0} est la dose absorbée dans les conditions de référence dans l'eau au point de centrage de la chambre d'ionisation en absence de la chambre.

N_{D,eau,Q_0} est le facteur de talonnage de la chambre d'ionisation, exprimé en unité de lecture par Gy, déterminé dans le faisceau de référence de qualité Q_0 .

L'avantage de cette méthode en dosimétrie clinique est qu'elle permet de déduire la dose dans l'eau pour un faisceau de qualité différente en

introduisant le facteur de qualité k_{Q,Q_0} qui corrige la différence de la qualité de faisceau.

$$D_{\text{eau}, Q_0} = M_Q \times N_{D, \text{eau}, Q_0} \times k_{Q, Q_0}$$

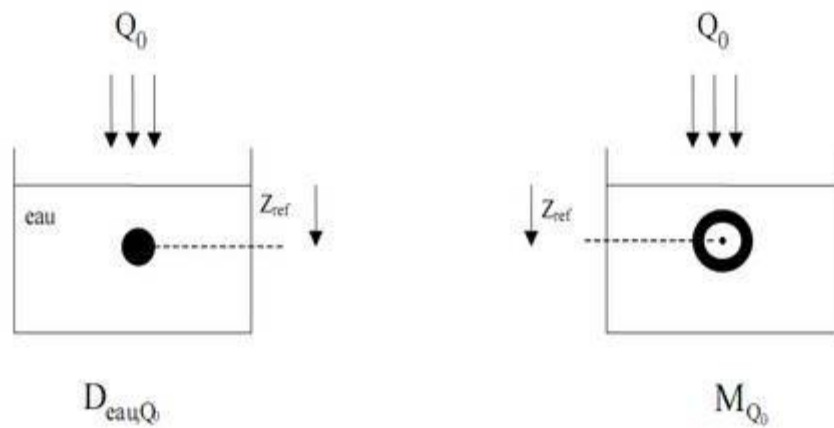


Figure II. 7: Détermination du facteur d' talonnage dans l'eau

Le facteur de qualité est alors le rapport des coefficients d'étalonnage de la chambre respectivement pour les qualités Q et Q_0 . k_{Q,Q_0} dépend du type de chambre utilisée et est déduit expérimentalement. Son avantage est qu'il regroupe l'ensemble des facteurs correctifs cités par les anciens protocoles dosimétriques, ce qui facilite la tâche en dosimétrie clinique.

CONCLUSION :

Nous avons vu que la traversée de la matière par un faisceau de particules aboutit à un dépôt d'énergie dans cette matière

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 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 rayonnement (radioprotection) soit individuellement (sur le plan personnel ou professionnel, soit collectivement.

Nous avons caractérisé les échanges énergétiques au niveau particulaire unitaire.

Chapitre III

Resultants ET Discussion

III. Resultants Et Discussion

Introduction :

Dans le cadre de la startup Elekta Synergy Médical Accelerator du Cancer Center Hôpital Mohamed Boudiaf d'Ouargla, le physicien médical a commandé cette opération abrégée pour effectuer mesure abstraite et relative de la confusion dans le système de planification du traitement, et celles-ci seront envoyées.

Les mesures à Elekta pour vérification et validation avant le début du traitement doivent être effectuées Contrôle Guitry selon le protocole 430 alea TRS, garantie de la qualité du traitement Il se souvient de la méthode de mesure qui a été faite sous la commission.

III.1. Mesures pour champ ouvert : Matériels utilisé :



Figure III. 1 : Chambre d'ionisation semiflex



Figure III. 2: Electromètre

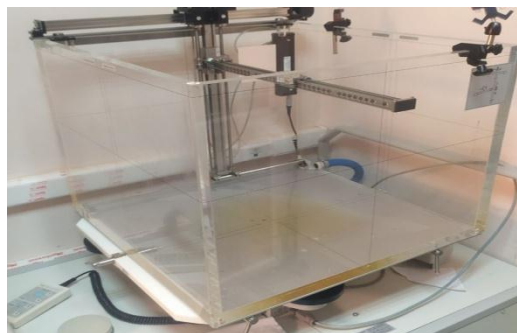


Figure III. 3: Fantôme MP3

III.1.1. Le rendement de dose en profondeur (PDD) :

Définition :

Le rendement en profondeur PDD représente la distribution de la dose sur l'axe du faisceau pour une distance source-surface DSP déterminée et taille de champ donnée. le PDD est donc obtenu par le déplacement du détecteur en profondeur dans l'eau.

Ce rapport est l'un des facteurs les plus importants utilisés pour déterminer la dose absorbée. Nous étudions la distribution en profondeur de la dose le long de la longueur axiale centrale du faisceau de rayonnement à l'intérieur du patient ou du plan d'eau pour chaque dose D_{\max} correspond à la profondeur de dose maximale Z_{\max} . [15]

Le pourcentage de la dose est connu sous le nom de depth Pdd % en tout point de l'axe central du faisceau à l'intérieur du polyèdre avec la relation :

$$\text{PDD}\% = 100 \times \frac{D_q}{D_p}$$

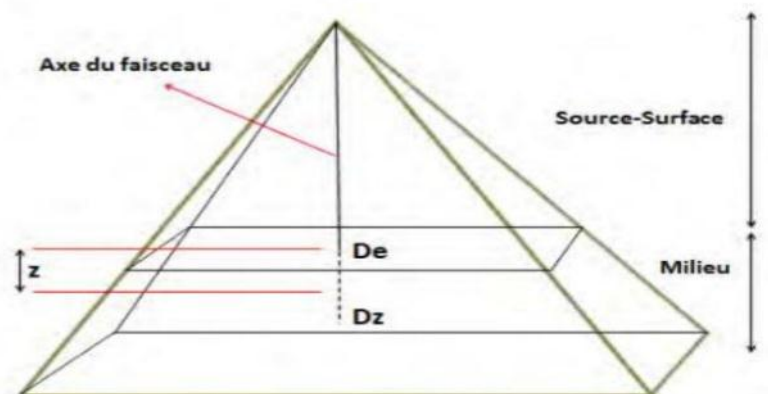
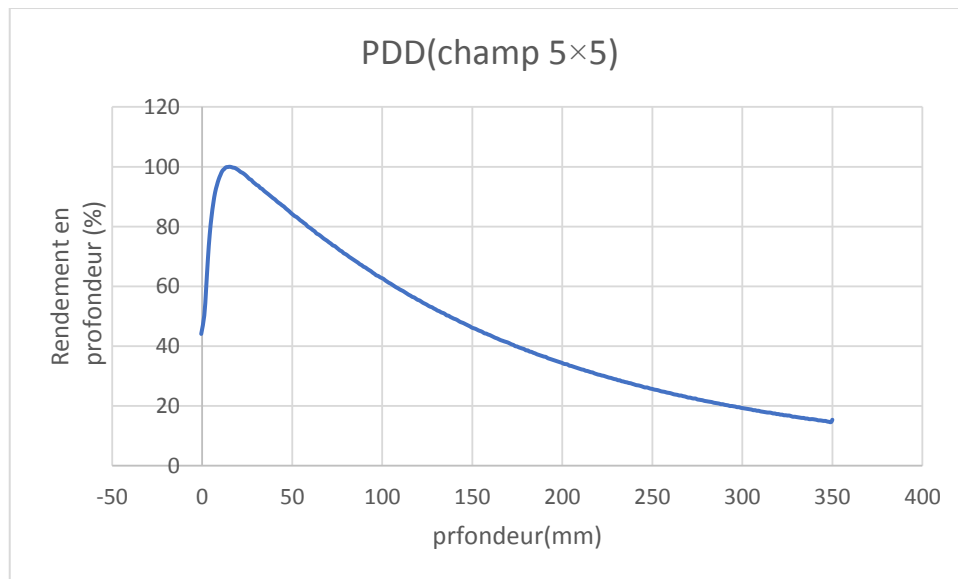
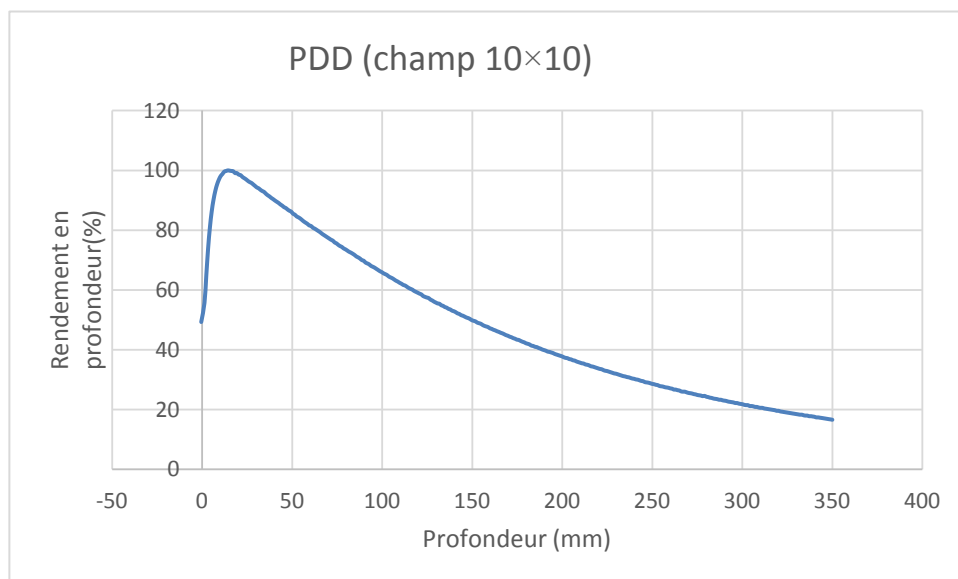


Figure III. 4 : Définition du rendement en profondeur

A) Courbes de rendement en profondeur pour les photons (pdd) :**➤ Pour énergie : 6MV****Figure III. 5 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 6 Mv (5x5)****Figure III. 6 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 6 Mv (10x10)**

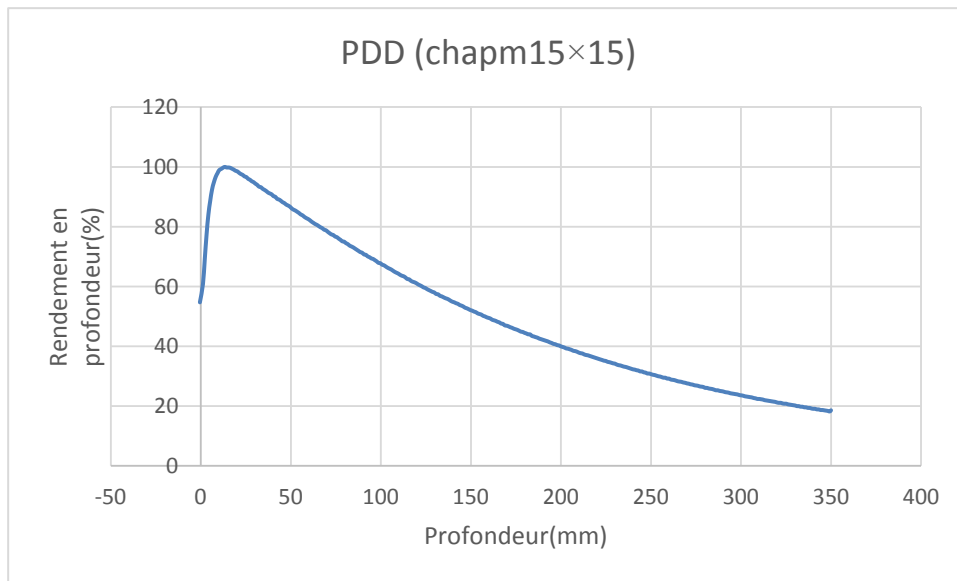


Figure III . 7 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 6 Mv (15x15)

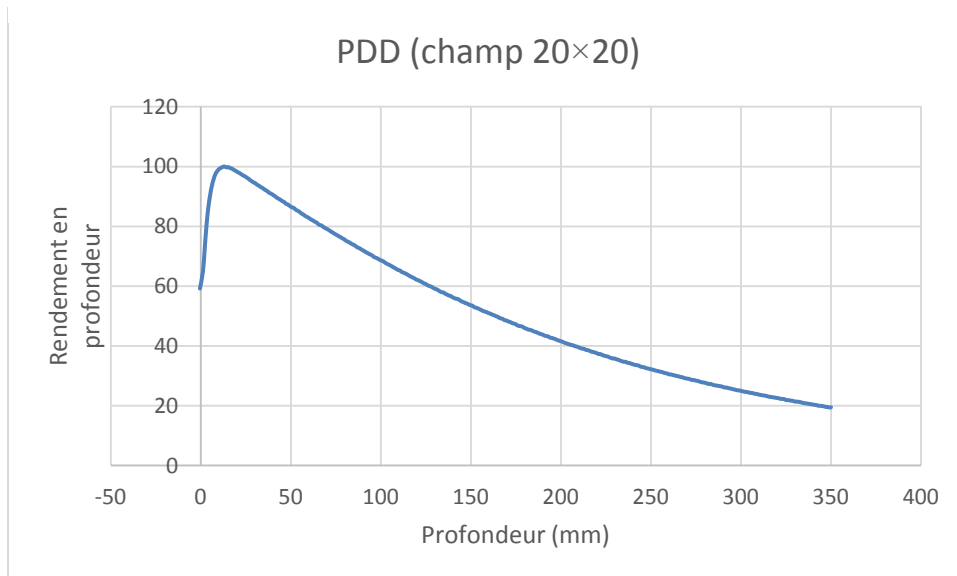


Figure III . 8 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 6 Mv (20x20)

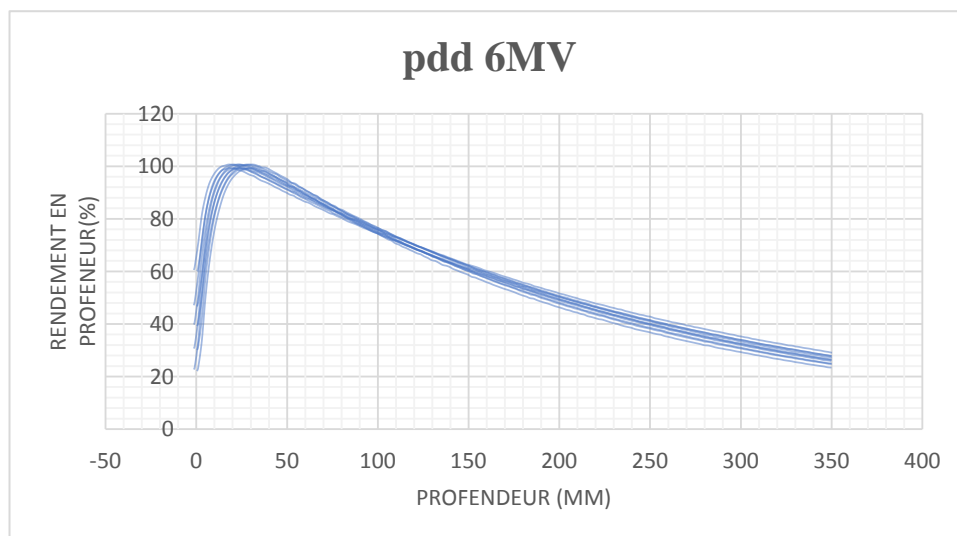


Figure III. 9 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 6Mv pour tous les champs

➤ Pour énergie : 18MV

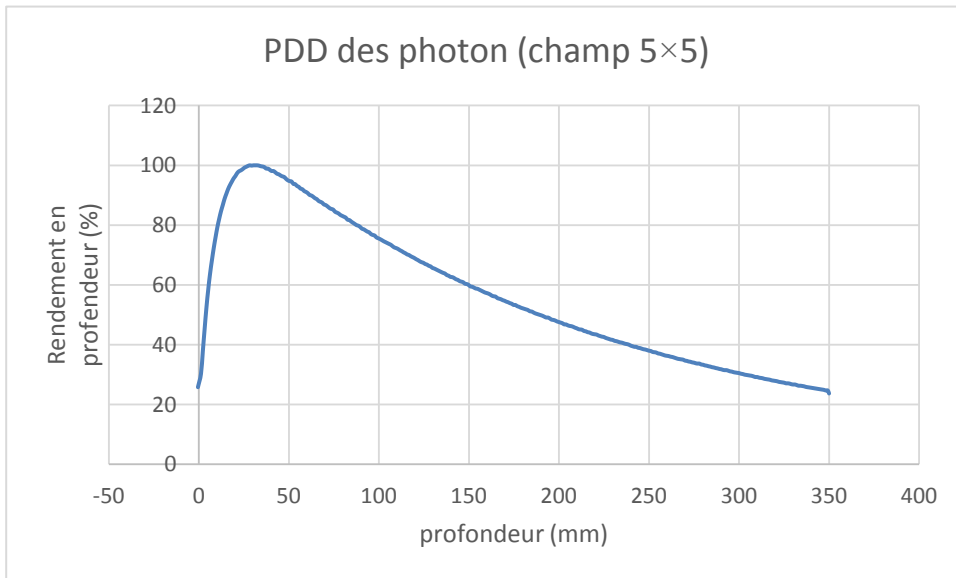


Figure III . 10 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 18 Mv (5x5)

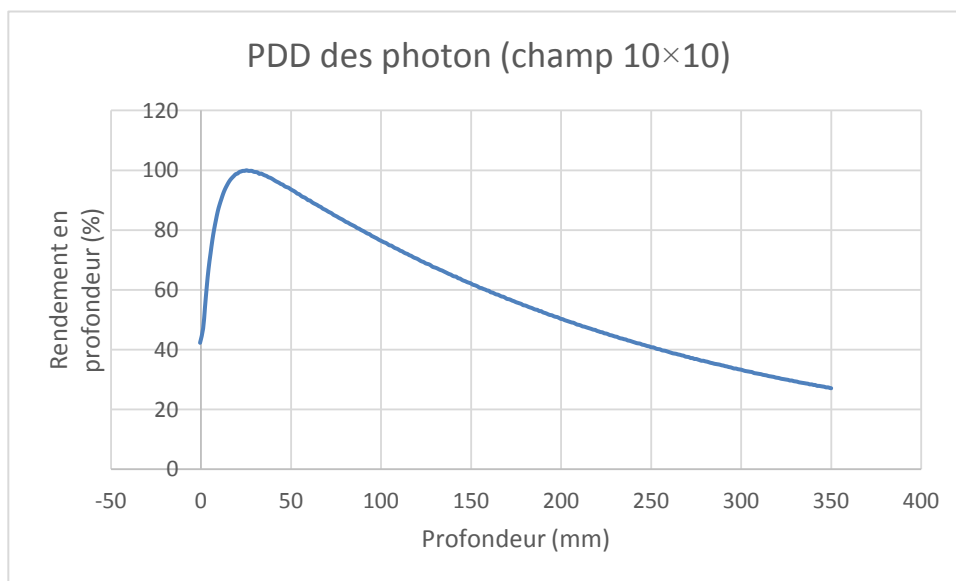


Figure III . 11 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 18 Mv (10x10)

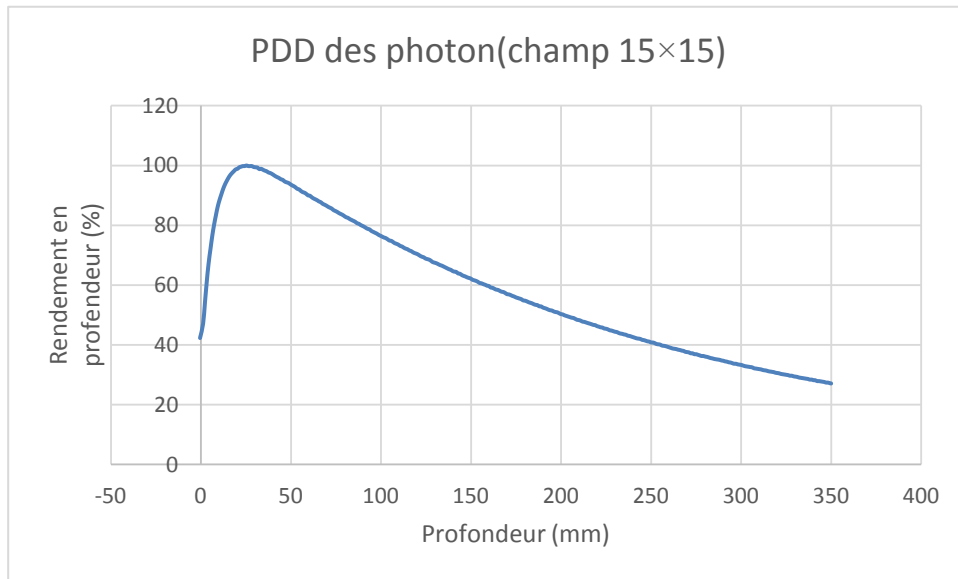


Figure III. 12 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 18 Mv (15x15)

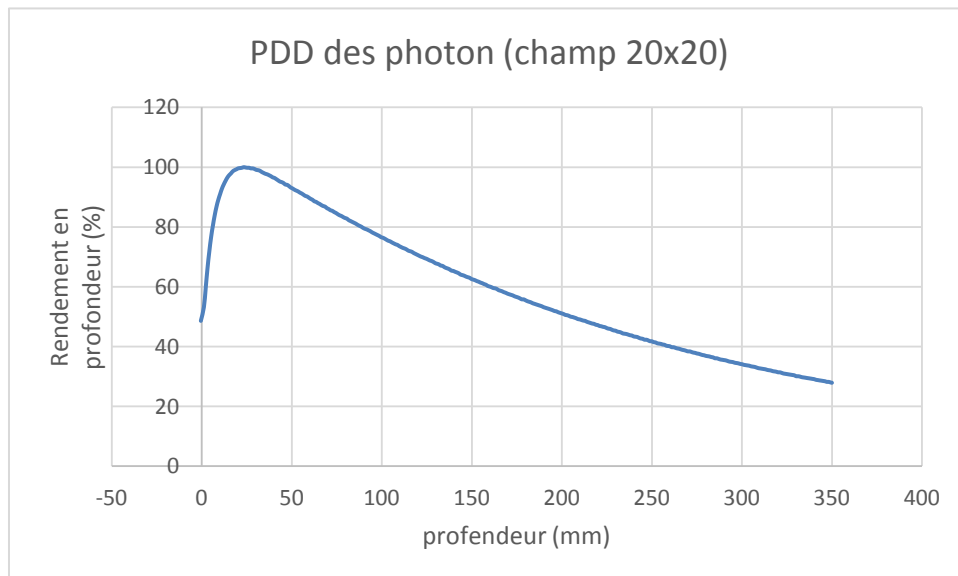


Figure III. 13 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 18 Mv (20x20)

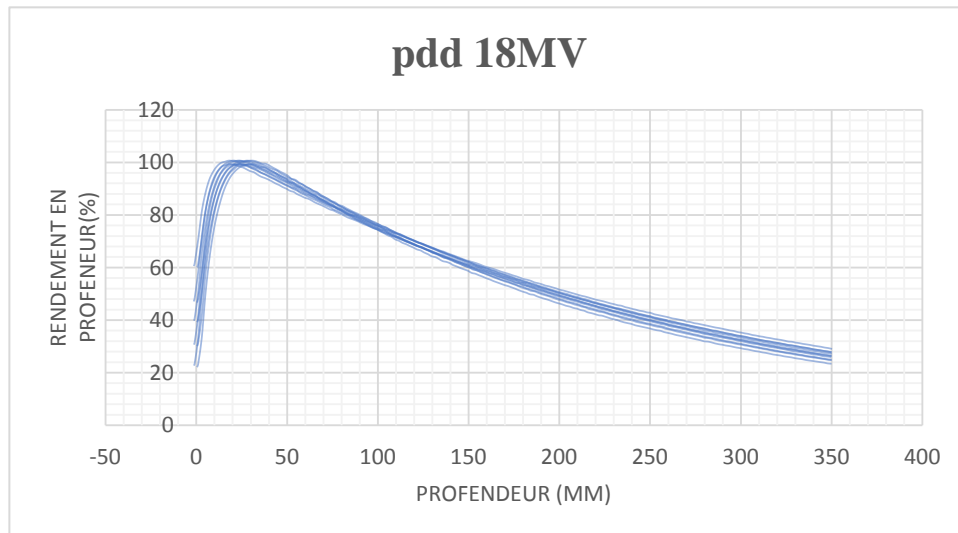


Figure III. 14 : Courbe de rendement en profondeur Pdd 18 Mv pour tous les champs

Le rendement en profondeur correspond à la variation de la dose absorbée le long de l'axe du faisceau. Elle exprimée en pourcentage de la dose maximale absorbée

Nous pouvons déterminer certaines quantités de dosimétrie à partir de la courbe d'efficacité en profondeur : la dose à la surface de la dose de sortie et la profondeur maximum de la dose (profondeur de l'équilibre électronique) Z_{\max}

III.1.2. Profile de dose :

Définition :

La dose absorbée est mesurée dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau, à une profondeur de référence, sur les médianes à différentes distance de l'axe. Lorsque le milieu est traversé par un faisceau, on observe dans ce plan, un décroissement de la dose à proximité des borde du faisceau.

La diminution de la dose en dehors de l'axe est le résultat des pénombres géométriques et de diffusion. physiquement, la pénombre est la zone compris entre les points recevant 80% et 20% de la dose, dans la région en bordure de champ ou le débit de dose change rapidement en fonction de la distance de l'axe central. [16]

Les profile pour les photons :

➤ Pour Energie 6MV :

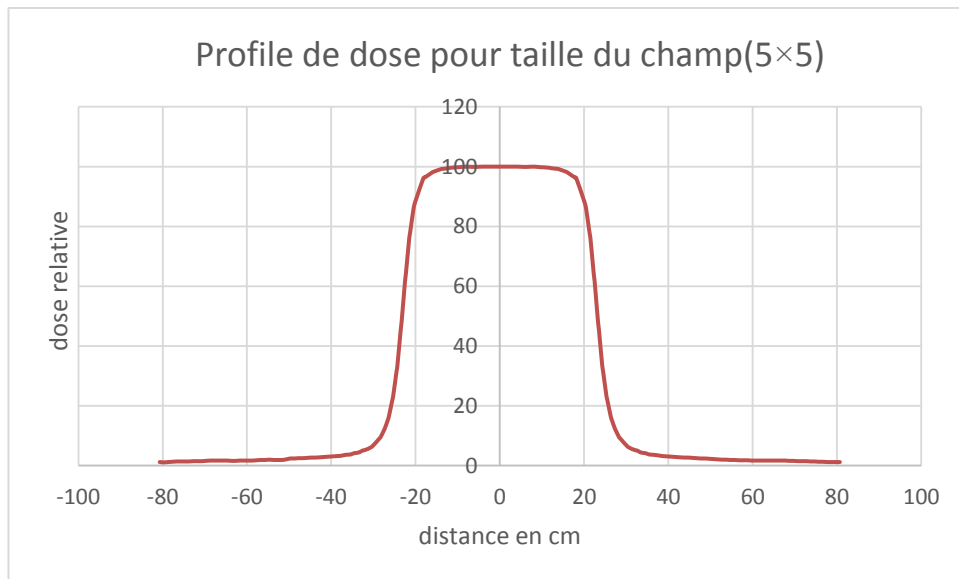


Figure III. 15: Courbe de Profile de dose 6Mv (5x5)

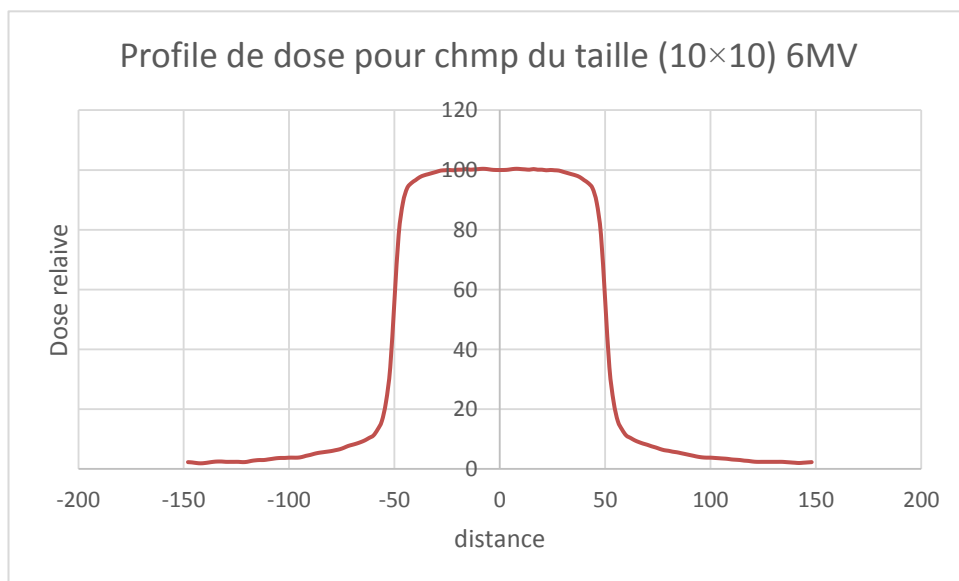


Figure III. 16 : Courbe de Profile de dose 6 Mv (10x10)

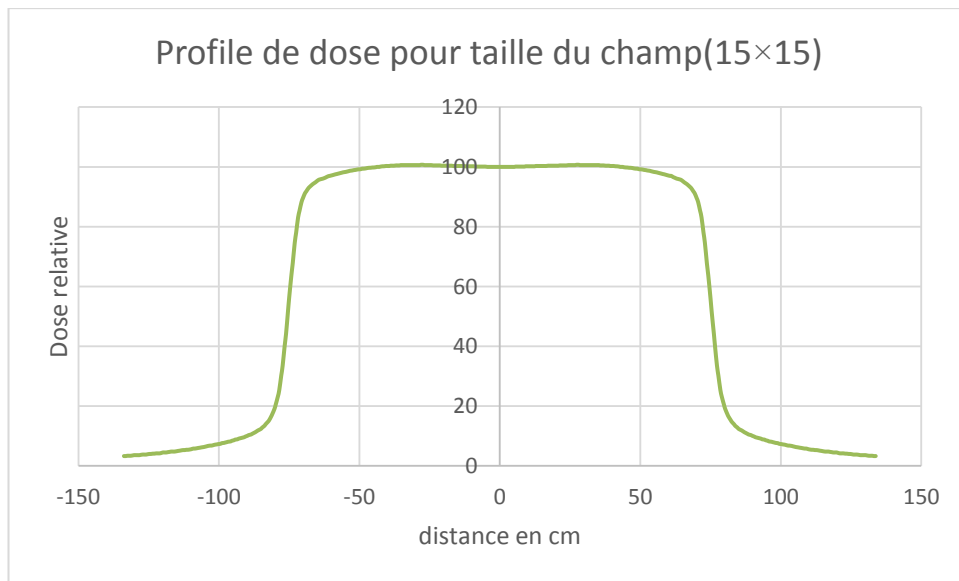


Figure III. 17 : Courbe de Profile de dose 6 Mv (15x15)

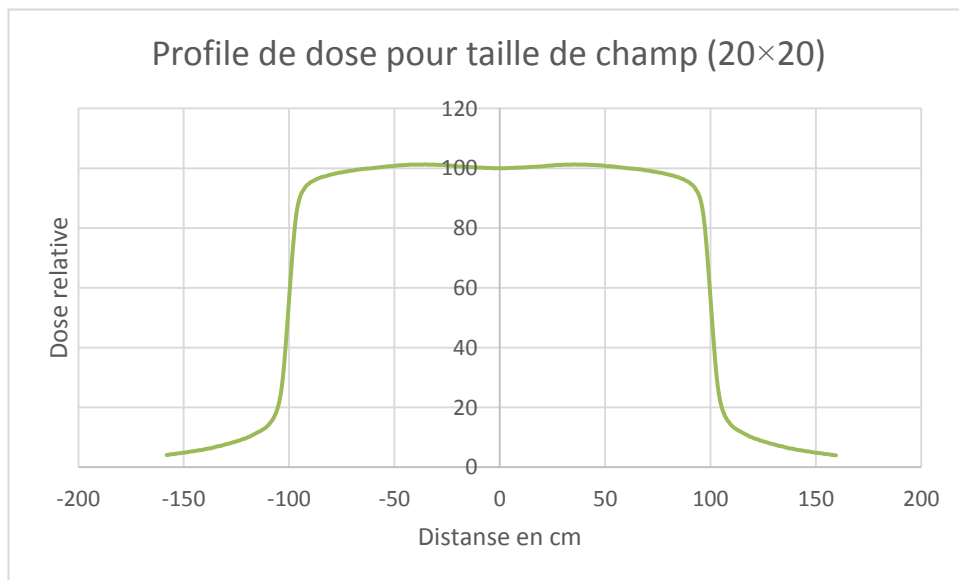


Figure III. 18 : Courbe de Profile de dose 6 Mv (20x20)

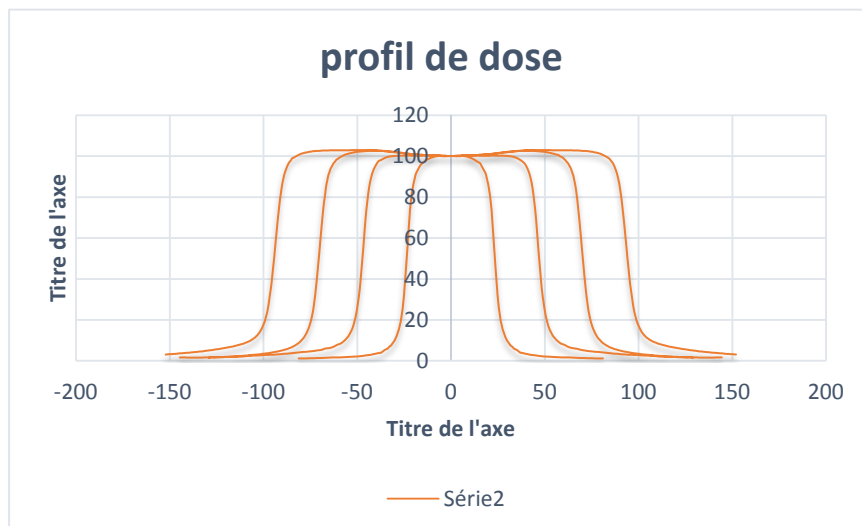


Figure III. 19: Courbe de Profile de dose 6Mv pour tous les champs

➤ Pour énergie : 18M

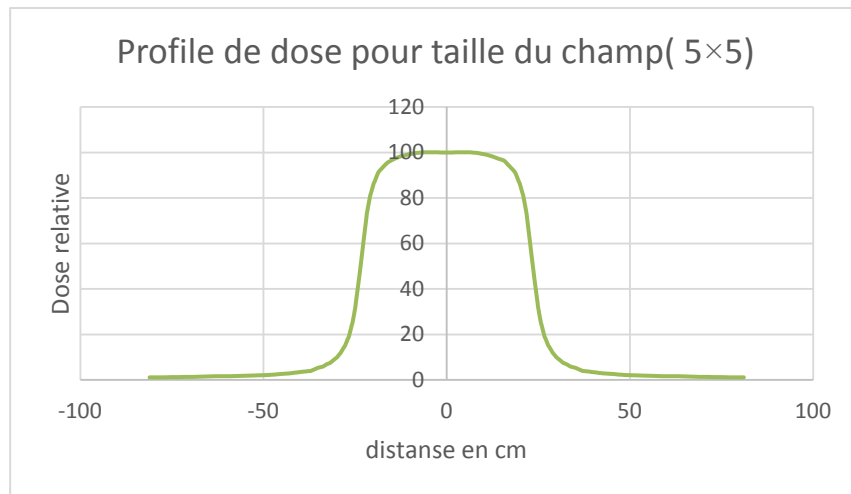


Figure III .20 : Courbe de Profile de dose 18 Mv (5x5)

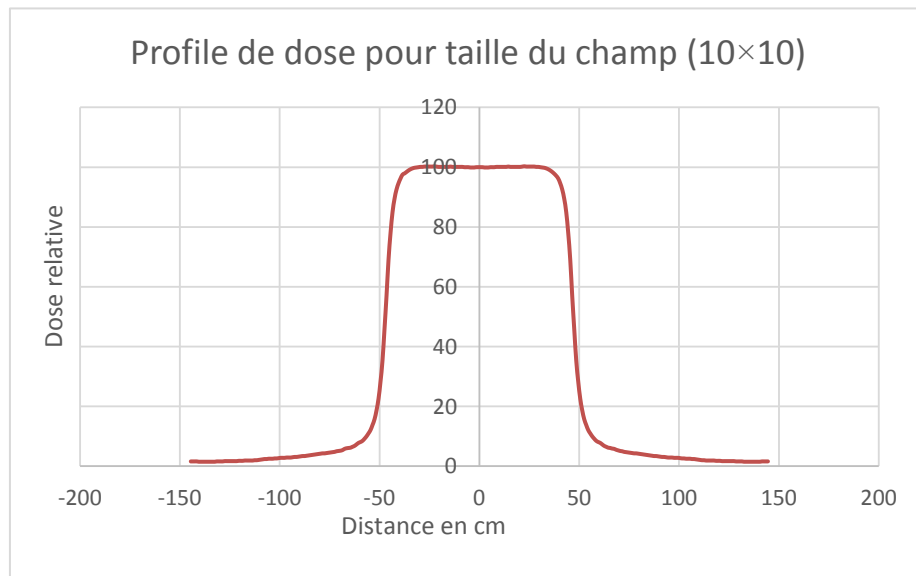


Figure III. 21 : Courbe de Profile de dose 18 Mv (10x10)

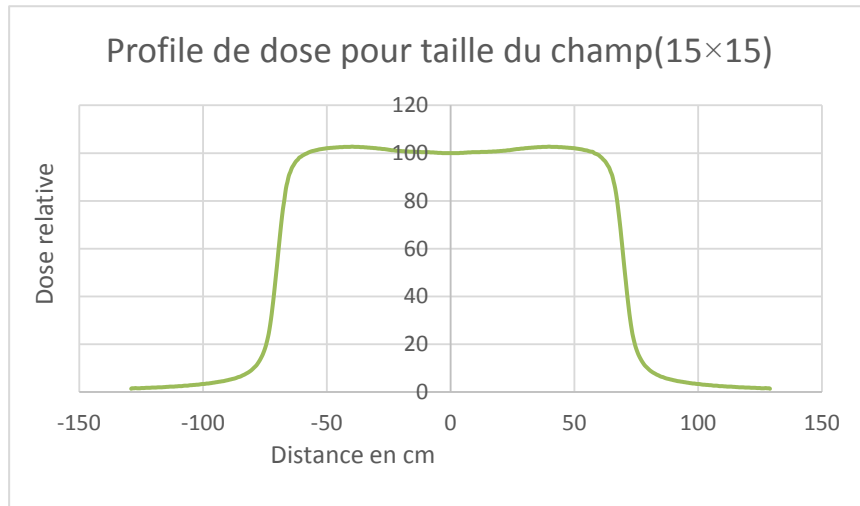


Figure III. 22 : Courbe de Profile de dose 18 Mv (15x15)

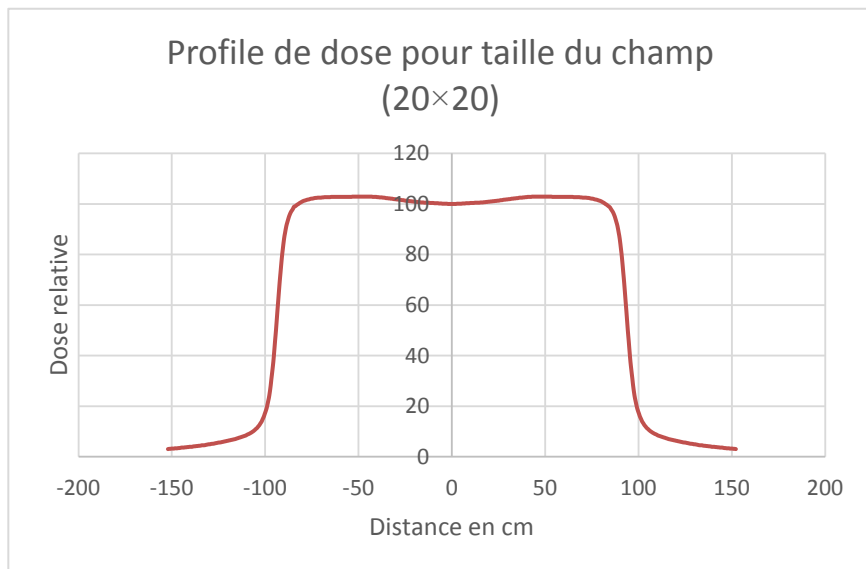


Figure III. 23 : Courbe de Profile de dose 18 Mv (20x20)

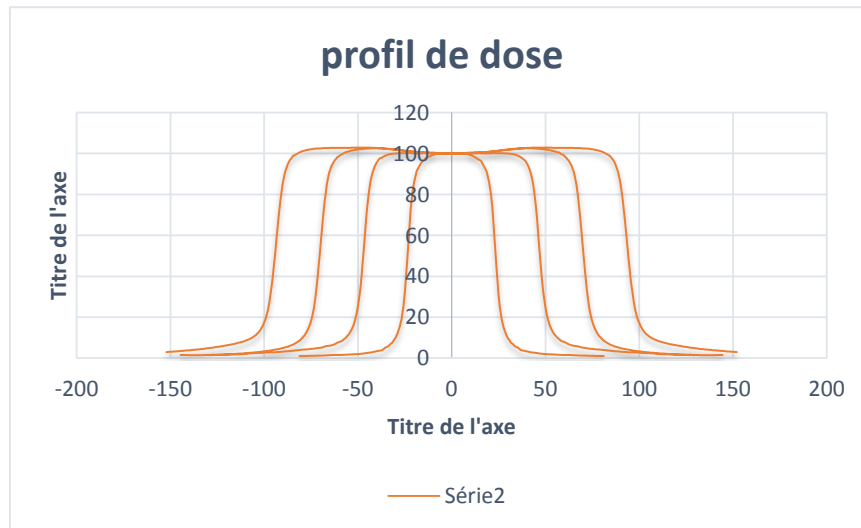


Figure III. 24: Courbe de Profil de dose 18 Mv pour tous les champs

III.1.3. Facteur d’ouverture de collimateur (FOC) :

Définition :

L’augmentation de la section du faisceau entraine cella du volume diffusant. Il en résulte un accroissement du flux d’électrons secondaires et donc de la dose sur l’axe .

Le facteur d’ouverture du collimateur (FOC) est défini comme le rapport du débit de dose d’un champ donné à celui d’un champ de référence 10×10 cm² il s’obtient en mesurant les dose reçues D_{c×c} par une chambre d’ionisation placée à une distance de référence, à la profondeur de référence, pour un champ de dimension C×C cm² (ICRU24) , à la dose D_{ref} mesurée à la même distance et à la même profondeur pour le champ de référence 10×10 cm² .[17]

$$FOC = \frac{D_{c \times c}}{D_{ref}}$$

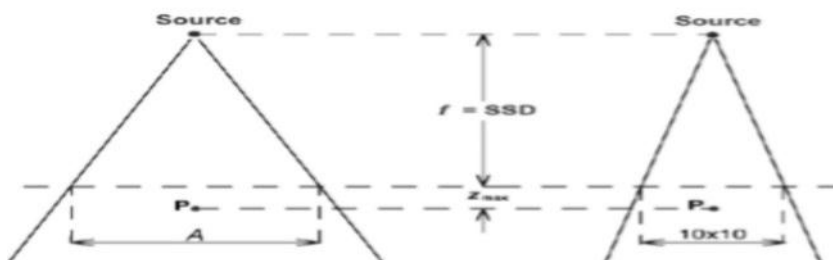


Figure III. 25 : géométrie correspondante à la mesure de FOC

III.1.4. dose absolue :**Définition :**

L'opération absolue d'un dosimètre consiste à atteindre la dose absorbée en un point d'un milieu M au moyen d'un matériau détecteur M', de masse m, placé dans le milieu M au point considéré.

La dose absorbée \bar{D}_M dans le milieu matériau M' est par définition reliée à l'énergie moyenne \bar{E} déposée dans la masse m, proportionnelle à la valeur g d'une grandeur mesurable. La relation fondamentale est la suivante :

$$\bar{D}_M = \frac{\bar{E}}{m} = \frac{\omega g}{m}$$

E : énergie

m : masse

III.2. Champ avec filtre :

Les mesure de transmittance d'un filtre ont été effectuées pour des faisceaux de photons RX de 6 et 18 MV.

L'accélérateur Elekta dispose d'un filtre à 60° angles .la perméabilité est déterminée pour un variété de tailles de champs (5x5 10x10 15x15 20x20 cm²) à une profondeur de référence de 10 cm et la distance de la source à la surface est de 90 cm .

Les mesures ont été effectuées dans un fantôme de verre avec une chambre cylindrique de type flexible avec un volume sensible de 0,6cm³ connecté à un électromètre de type PTW.

III.2.1. Le rendement de dose en profondeur (PDD) :**A) Courbes de rendement en profondeur pour les photons (Pdd) :**

➤ Pour énergie : 6MV

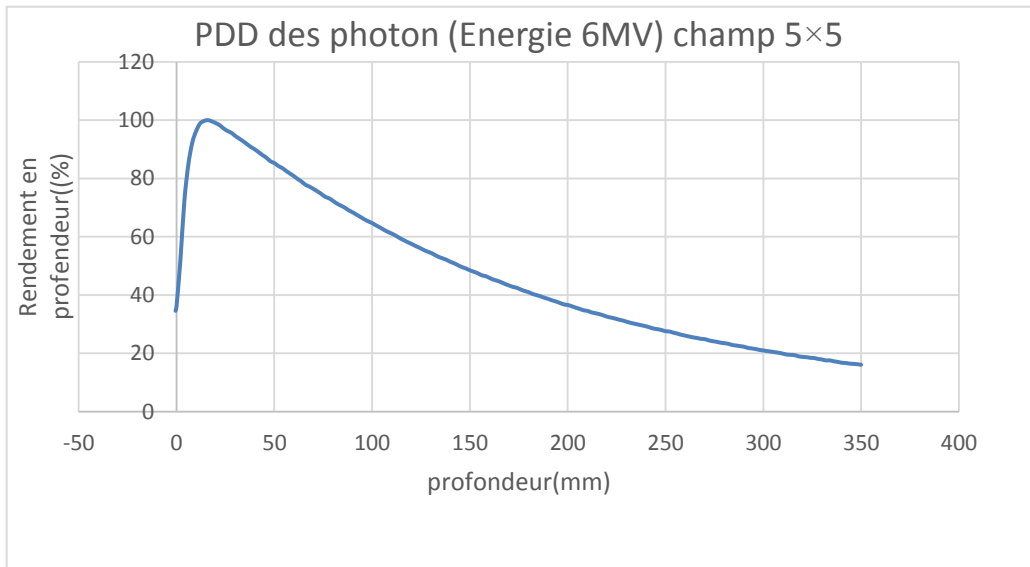


Figure III . 26 : courbe de rendement de dose en profondeur 6 Mv (5x5)

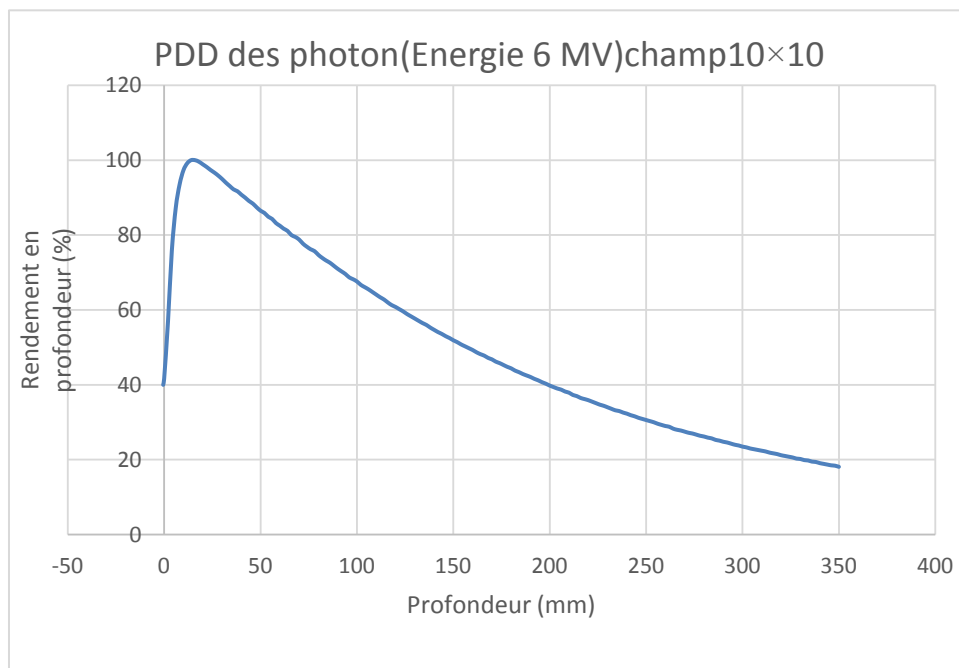


Figure III . 27: courbe de rendement de dose en profondeur 6 Mv (10x10)

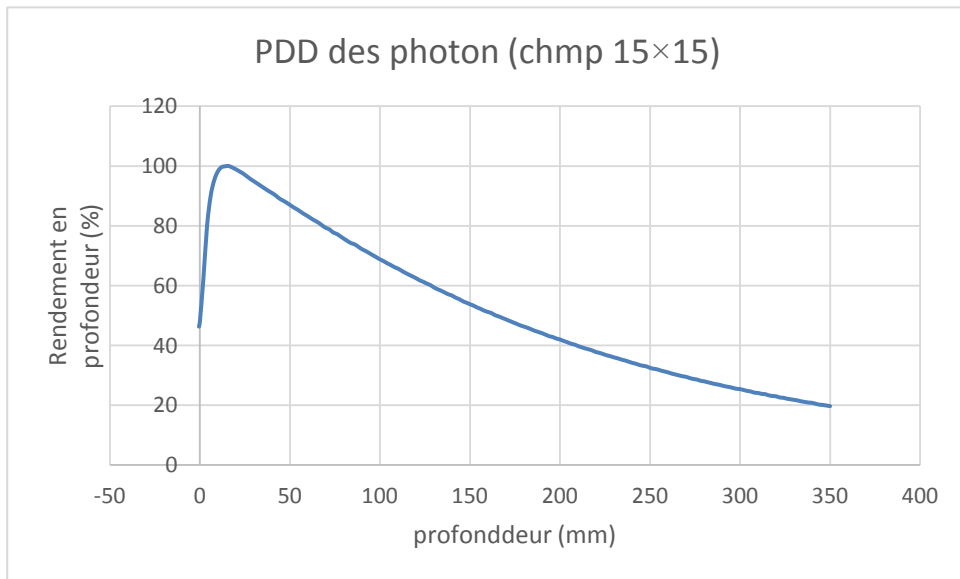


Figure III . 28 : courbe de rendement de dose en profondeur 6 Mv (15x15)

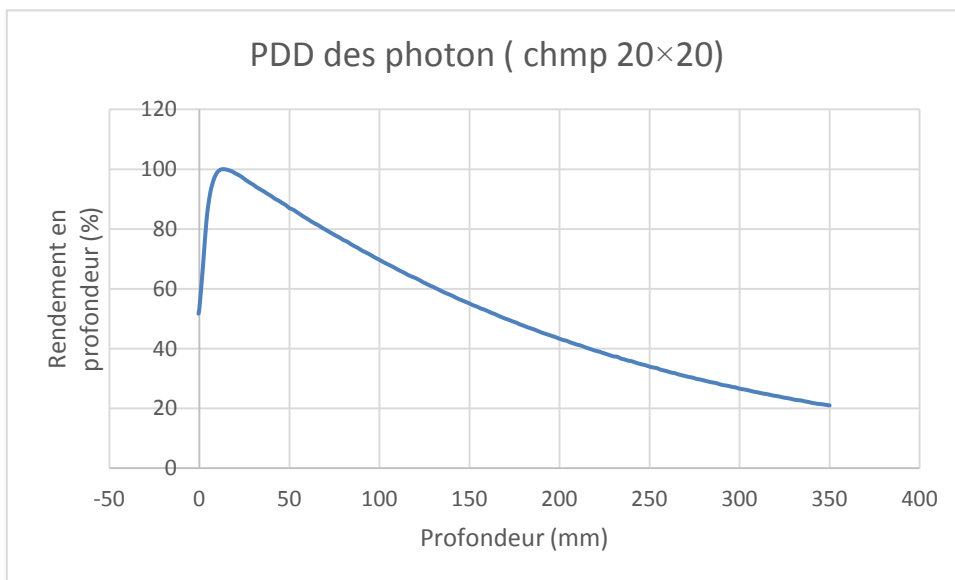


Figure III . 29 : courbe de rendement de dose en profondeur 6 Mv (20x20)

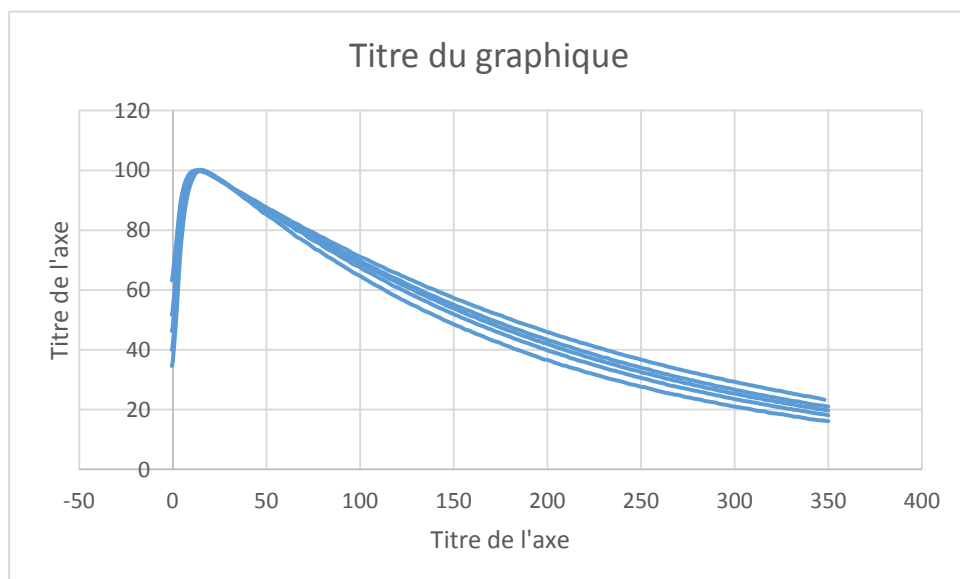


Figure III . 30 : courbe de rendement de dose en profondeur 6 Mv pour tous les champs

➤ Pour énergie :18MV

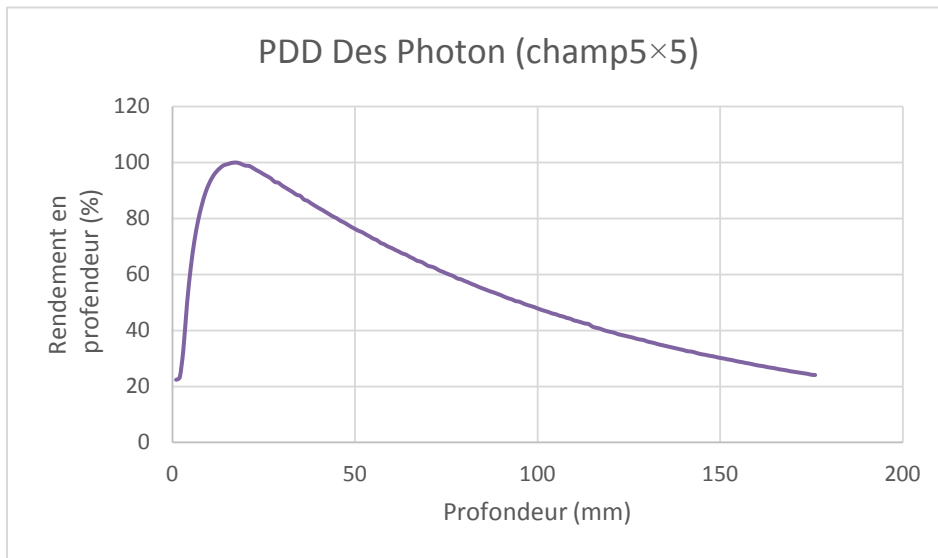


Figure III . 31 : courbe de rendement de dose en profondeur 18 Mv (5 x5)

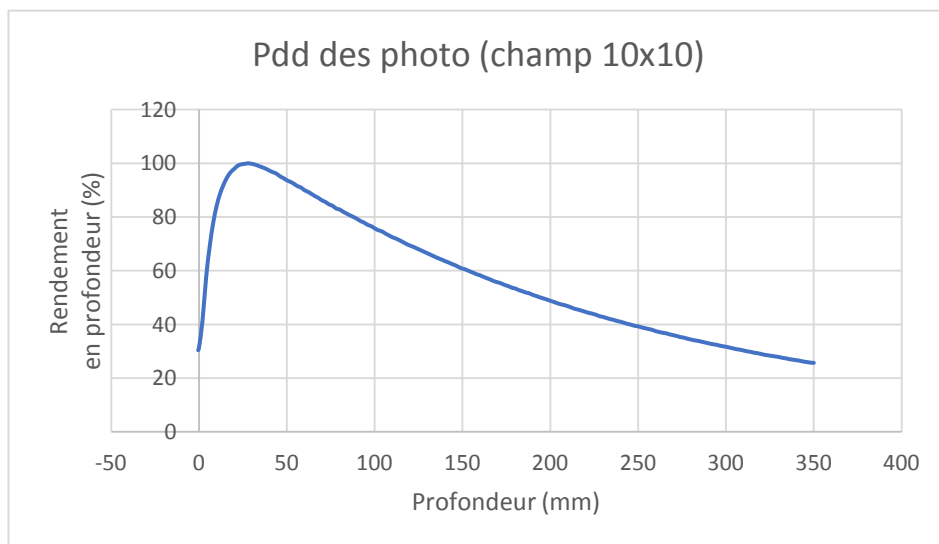


Figure III . 32: courbe de rendement de dose en profondeur 18 Mv (10 x10)

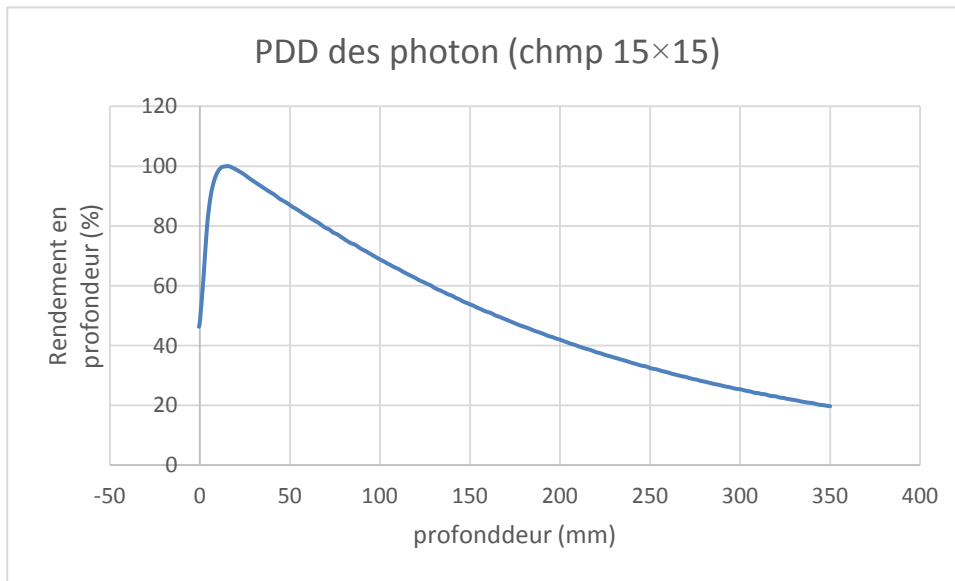


Figure III . 33: courbe de rendement de dose en profondeur 18 Mv (15 x15)

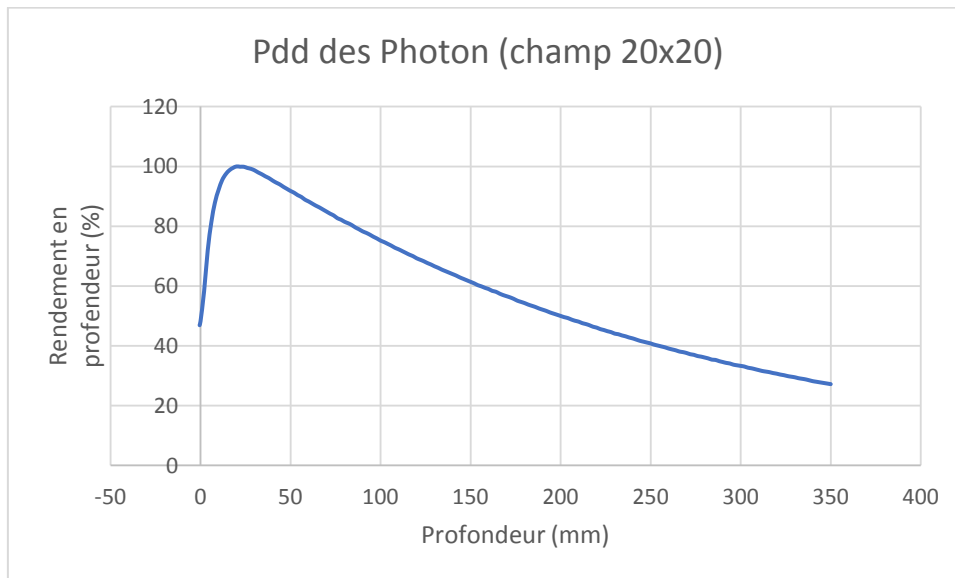


Figure III . 34: courbe de rendement de dose en profondeur 18 Mv (20 x20)

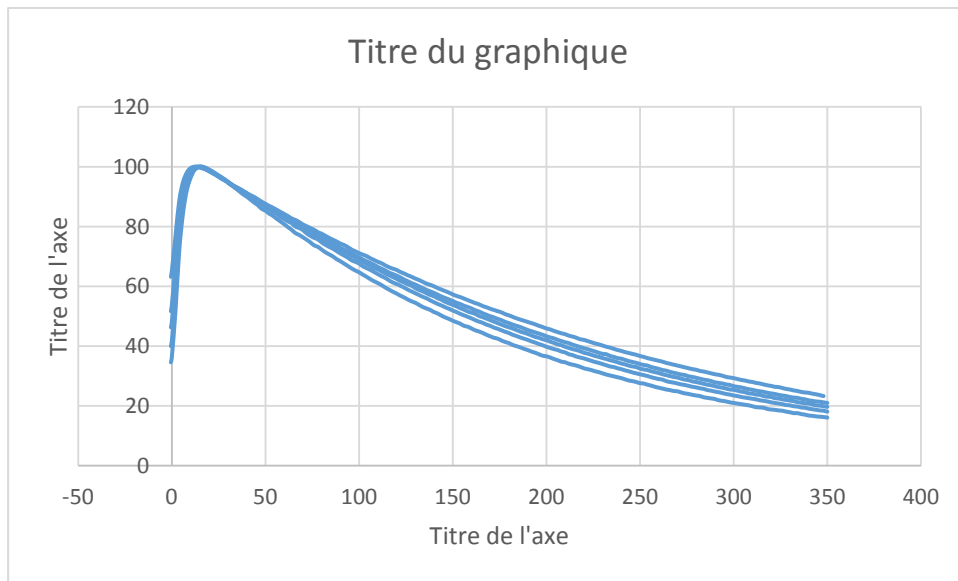
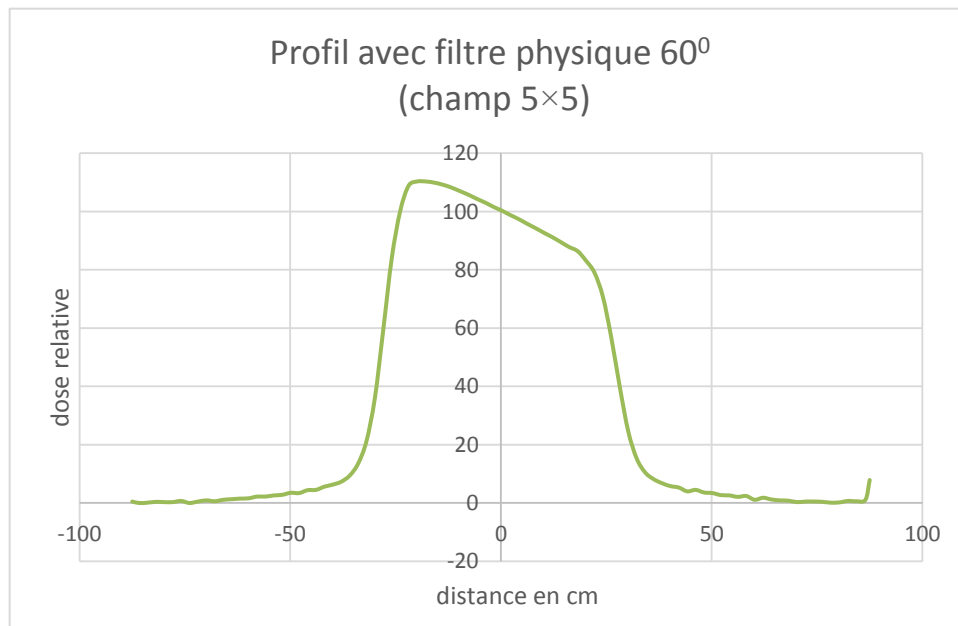
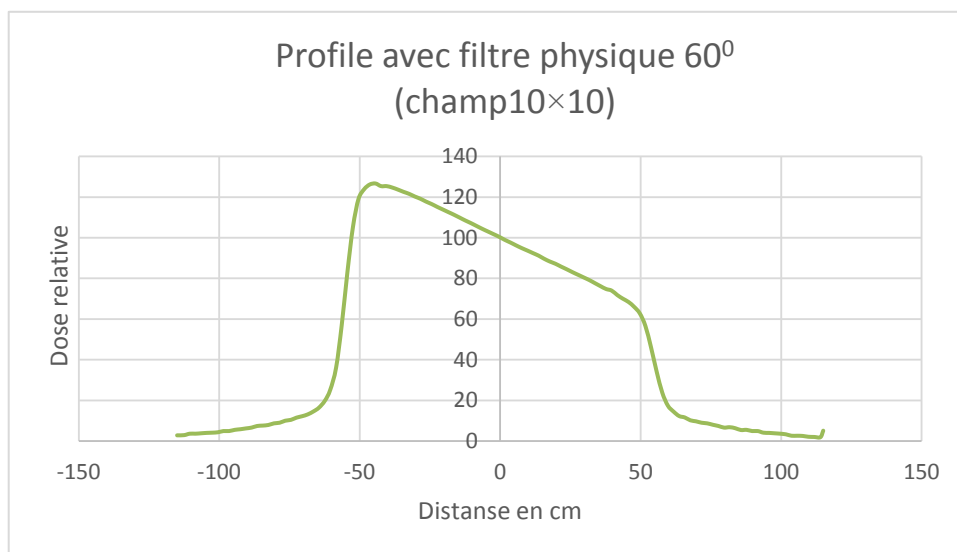


Figure III . 35: courbe de rendement de dose en profondeur 18 Mv pour tous les champs

III.2.2. Les Profile avec filtre physique 60⁰ :**➤ Pour énergie : 6MV****Figure III. 36 : courbe de Profil avec filtre physique 60⁰ 6MV champ 5x5 cm****Figure III . 37: courbe de Profil avec filtre physique 60⁰ 6Mv (10x10)**

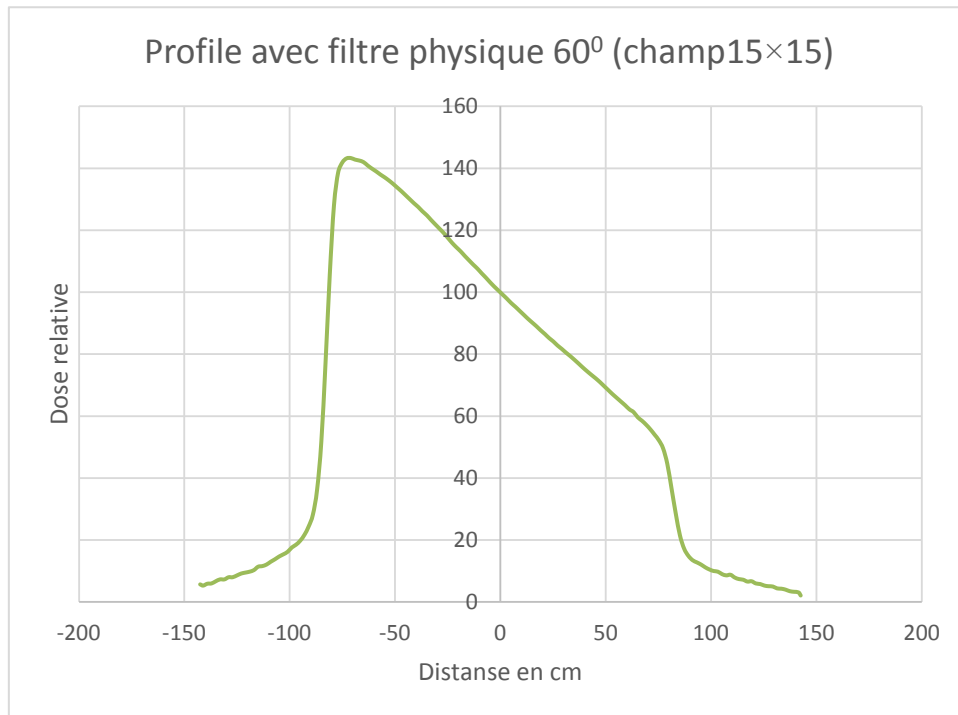


Figure III . 38 : courbe de Profil avec filtre physique 60° 6Mv (15x15)

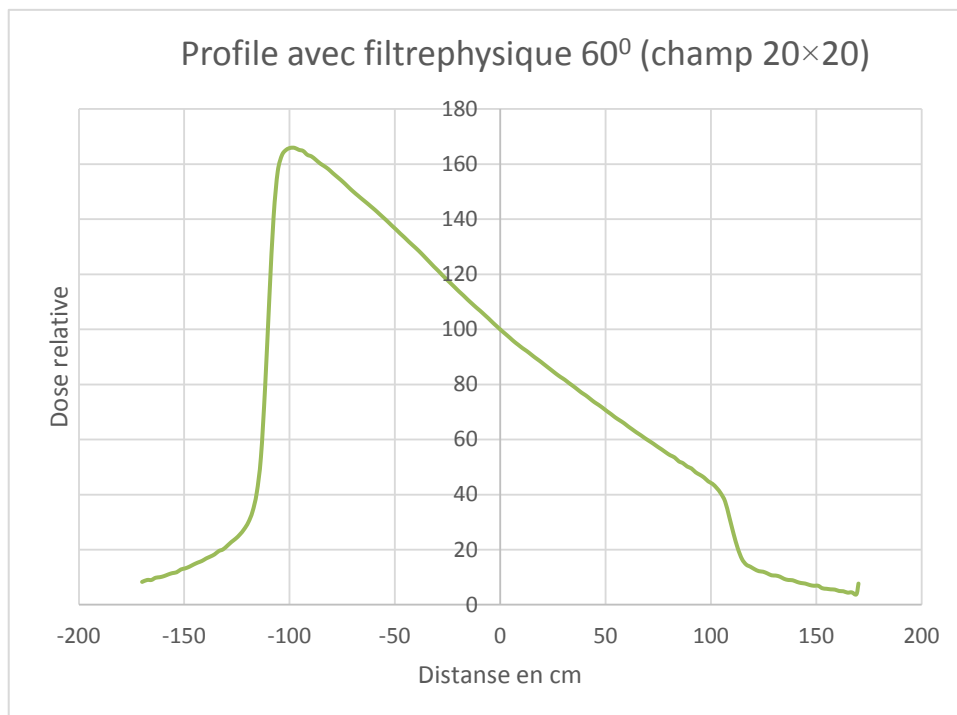


Figure III . 39 : courbe de Profil avec filtre physique 60° 6Mv (20x20)

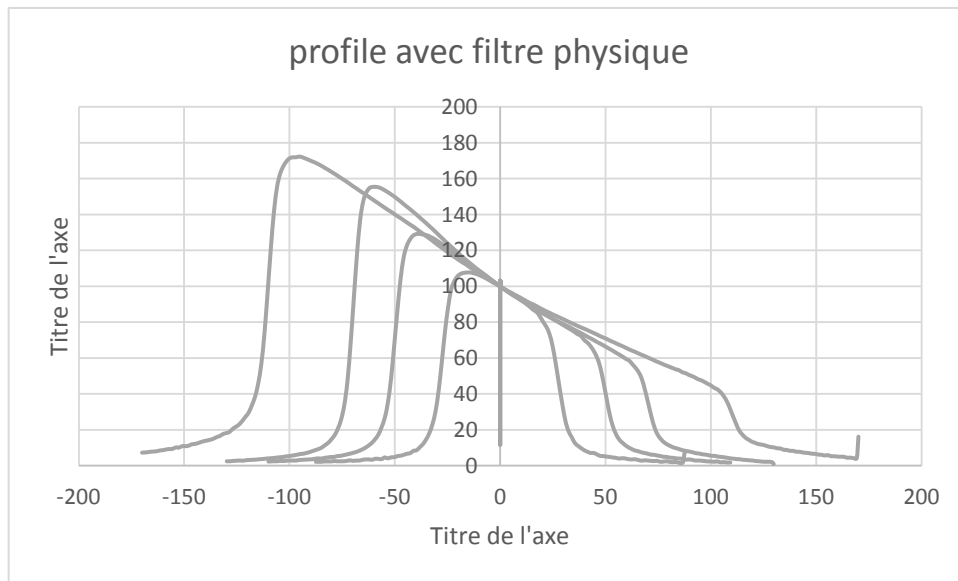


Figure III .40: courbe de Profil avec filtre physique 60^0 6Mv pour tous les champs

Pour Energie 18MV

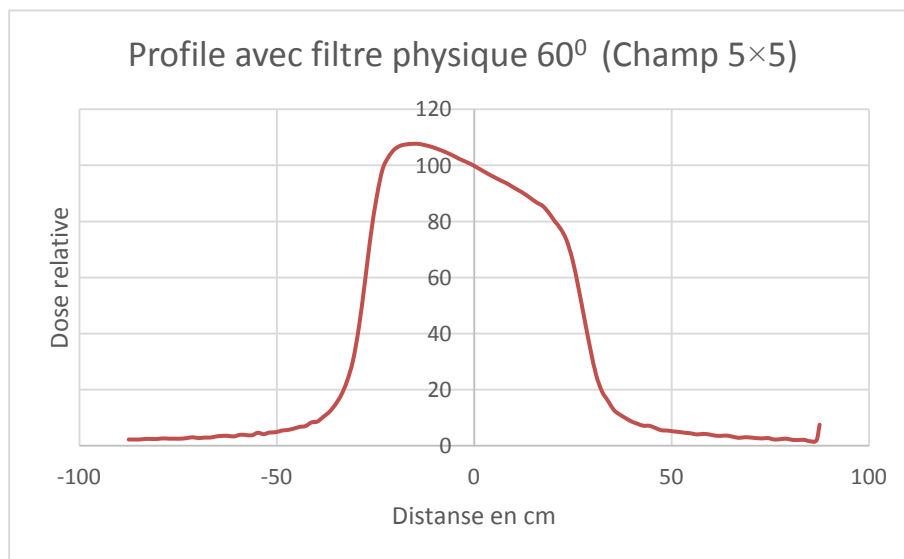


Figure III . 41 : courbe de Profil avec filtre physique 60^0 18 Mv (5x5)

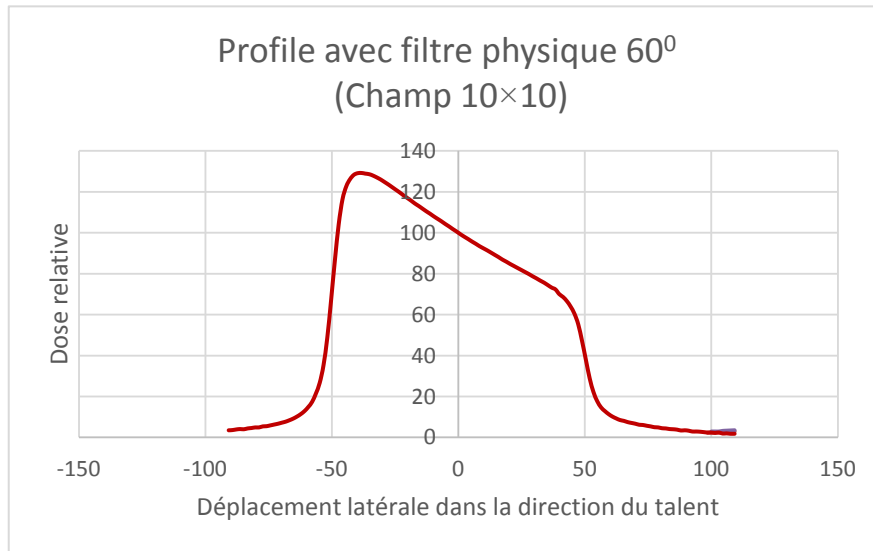


Figure III. 42: courbe de Profil avec filtre physique 60° 18 Mv (10x10)

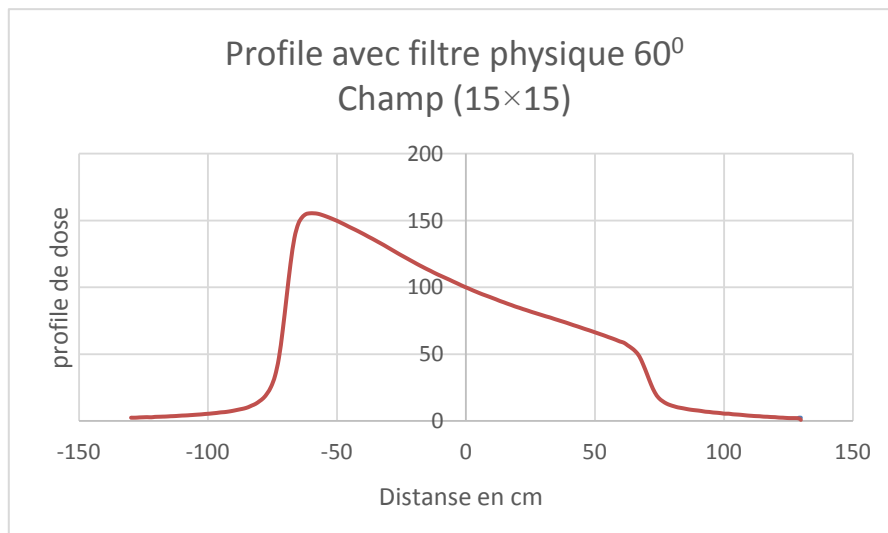


Figure III. 43 : courbe de Profil avec filtre physique 60° 18 Mv (15x15)

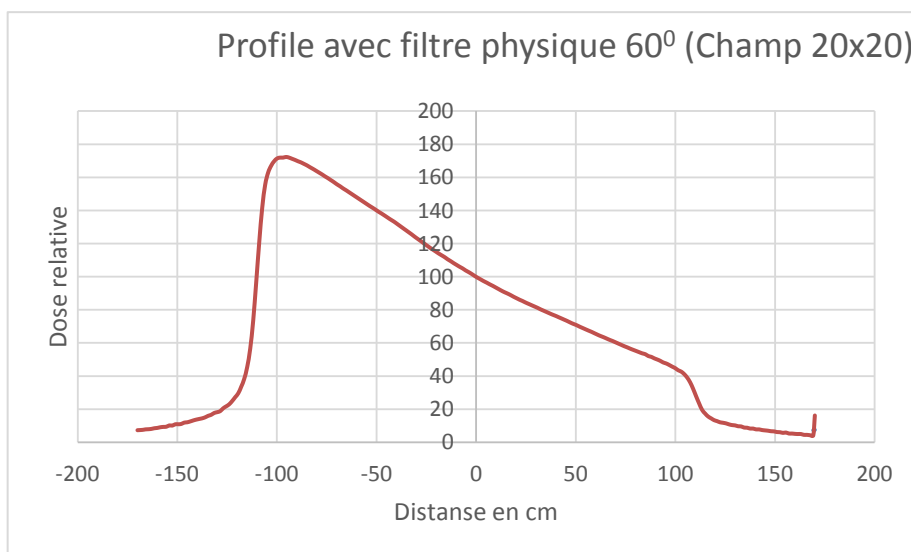


Figure III. 44 : courbe de Profil avec filtre physique 60° 18 Mv (20x20)

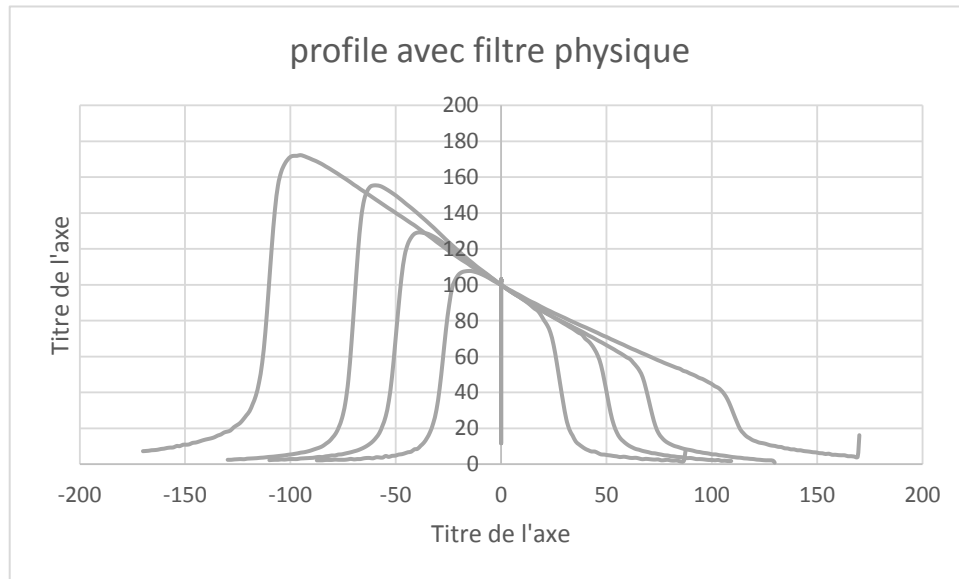


Figure III . 45 : courbe de Profil avec filtre physique 60° 18 Mv pour tous les champs

Conclusion :

Ce travail comprenait la description des procédures qui doivent être effectuées afin de prendre des mesures précises et d'assurer l'efficacité du traitement.

Des chambres d'ionisations dans milieu un milieu homogène (fantôme eau) ont été utilisés pour étudier les variation en pourcentage de dose en profondeur des faisceaux de photons émis par l'accélérateur linéaire médical Elekta , puis comparer les résultats expérimentaux avec les valeurs de référence dans la base de données Elekta , dans le cas de Ouargla les résultats on été comparées, avec ceux de Oued Souf , la comparaison de fais on utilisant la méthode gamma index

Et le logiciel MCU (Monaco commissioning utility), comme illustrer dans les deux figures qui suivent :

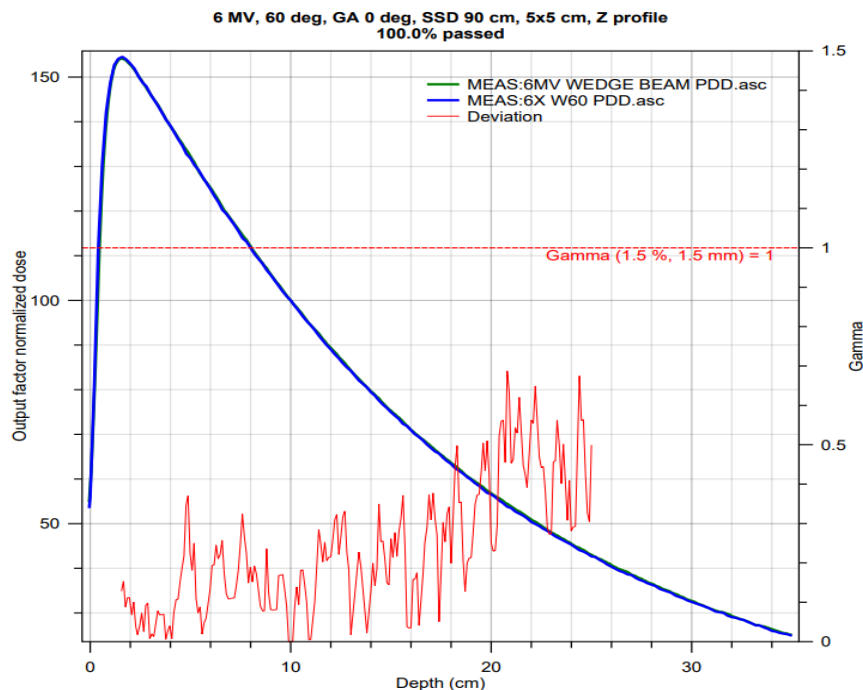


Figure III. 46: Comparaison pdd 5x5cm avec filtre 60

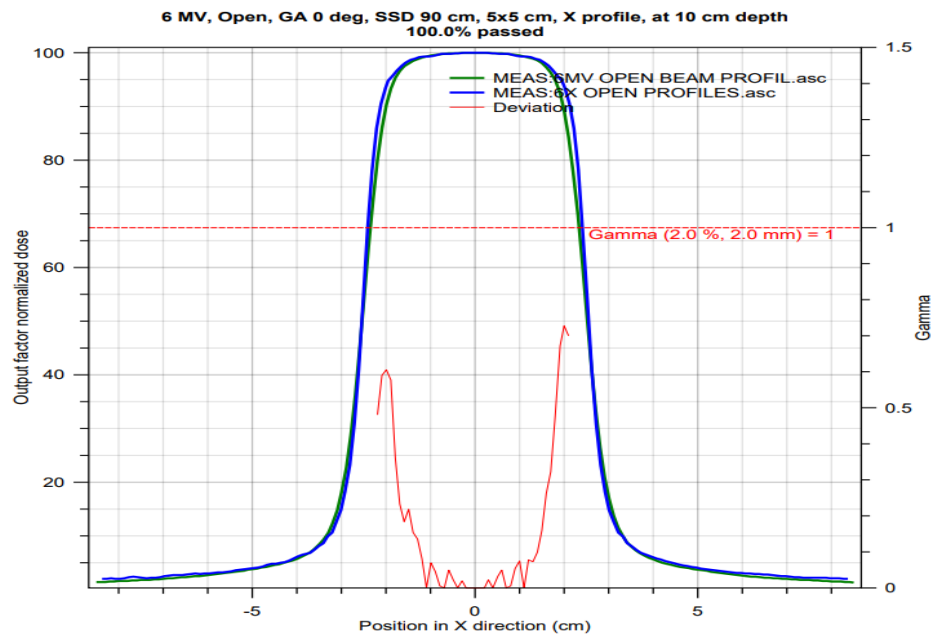


Figure III. 47 : Comparaison profil 5x5cm champs ouverts à 10 cm de profondeur

Conclusion générale

Conclusion générale :

Pour une radiothérapie précise, cette dernière nécessite l'administration d'une dose contrôlée et précise à la taille de la tumeur.

Les traitements sont généralement calculés par le système de planification du traitement TPS qui devrait être plus précis et plus rapide.

Dans cette thèse, les généralités de l'interaction des photons avec la matière, les sections transversales et leurs divisions ont été discutées, nous avons également déterminé les quantités de dose de rayonnement et appris que les électrons et les photons sont deux éléments de base en imagerie médicale.

Nous avons également abordé l'évaluation quantitative de l'énergie absorbée afin de prédire les effets de la radiothérapie sur les tissus sains et les tumeurs et de mesurer l'énergie dans les tissus lors de l'utilisation des rayonnements ionisants directs et indirects à des fins diagnostiques.

Cette thèse a également inclus dans l'aspect appliqué, qui a eu lieu à l'hôpital Mohammed BOUDIAF Ouargla (CAC Ouargla), les procédures qui doivent être effectuées pour prendre des mesures précises et s'assurer de leur efficacité.

Nous avons utilisé la chambre d'ionisation et le milieu de mesure pour étudier la variation du pourcentage de la dose dans le faisceau d'électrons émis par l'accélérateur linéaire médical Elekta , puis comparé les résultats expérimentaux avec les valeurs de référence et sommes arrivés à une grande correspondance entre eux , ce qui confirme la précision de l'accélérateur .

Références Bibliographiques

Références Bibliographiques

[01] Bailey, D. L., & Humm, J. L. (2014). Nuclear medicine physics: a handbook for teachers and students. Iaea.

[02] Dounia MOUHSSINE « Etude d'une nouvelle génération de dosimètre basée sur les détecteurs photo stimulables type BaFBr (Eu) : caractérisation et application à la dosimétrie environnementale et personnelle », 2004 , IReS 05 – 007 .

[03] Ziad. F, « simulations Monte - Carlo et étude micro dosimétrique pour des irradiations cellulaires a faibles doses en neutrons de 14 Me V »; thèse de doctorat université Blaise pascal, (2007).

[04][Compton (1923)] A .H Compton , A Quanlum Theory of the Scallering of X-rays by light Elements , Physical Review 21 (5) , 483 (1923) .

[05] Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). Khan's the physics of radiation therapy. Lippincott Williams & Wilkins.

[06] ICRU report 33 Quantities and Units , International Commission on Radiation Units and Measurement,(1980).

[07] ICRU report 60 Fundamental quantities and units for ionization radiation , International Commission on Radiation Units and Measurement, (1998).

[08] Commission Internationale de Protection RadiologiqueCIPR60, (1991).

[09] Henri Metivier Radioprotection et ingnierie nuclaire , EDPsciences , .(2006)

[10].A.F.Mackinilay Termo luminescences dosimetry, Medical physics handbooks, (1981).

[11] AAPM Task Group 21, “A protocol for the determination of absorbed dose from high–energy photon and electron beams,” Med. Phys. 10, 741–771,(1983).

[12] IAEA “Absorbed dose determination in photon and electrons beams, ”An International code of practice, Technical report Series No. 277 (IAEA ,Vienna

Références Bibliographiques

[13] AAPM Task Group 25, “Clinical electron beam dosimetry,” Med. Phys. 18, 73–109. (1991).

[14] AAPM Task-Group 51, Protocol for clinical reference dosimetry of high energy Photon and electron beam, Med. Phys. 26.9, September ,(1999).

[15] P. PATHAK , P.K. MISHRA , M .SINGH ,P.K. MISHRA . Analytical study of flatness and symmetry of electron beam with 2D array Detectors . India , October (2015) 294-301

[16] Talal ABDUL HADI : [la mesure et la modélisation des faisceaux de photons de petite taille pour l'IMRT et la Radio chirurgie]

[17] KHERIBAT Naila : [control de la dose délivré en radiothérapie externe par modulation d'intensité (IMRT)]