

Dédicaces

Je dédie ce modeste travail à :

*A mes parents .Aucun hommage ne pourrait être à la hauteur de
l'amour Dont ils ne cessent de me combler. Que dieu leur procure
bonne santé et longue vie.*

*A celui que j'aime beaucoup et qui m'a soutenue tout au long de
ce projet : mon fiancé **ABDERRAHIM**, et bien sur A mes frères
AMINE et **DAHMANE**, sans oublié ma grand-mère et mes
beaux-parents que j'aime.*

A toute ma famille, et mes amis,

*A mon binôme **KARIMA** et toute la famille **BOUSSAÏD**.*

*Et à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin pour que ce
projet soit possible, je vous dis merci.*

SOUSOU

Dédicaces

A l'homme de ma vie, mon exemple éternel, mon soutien moral et source de joie et de bonheur, celui qui s'est toujours sacrifié pour me voir réussir, que dieu te garde dans son vaste paradis, à toi mon père.

A la lumière de mes jours, la source de mes efforts, la flamme de mon cœur, ma vie et mon bonheur ; maman que j'adore.

Aux personnes dont j'ai bien aimé la présence dans ce jour, à tous mes frères et mes sœurs, mes nièces Rania et Nour El Houda, et mes neveux Wail, Habib et Mouhamed, je dédie ce travail dont le grand plaisir leurs revient en premier lieu pour leurs conseils, aides, et encouragements.

Aux personnes qui m'ont toujours aidé et encouragé, qui étaient toujours à mes côtés, et qui m'ont accompagnaient durant mon chemin d'études supérieures, mes aimables amis, collègues d'étude, et frères de cœur, toi Leila, Ali et Wahida.

BOUSSAID KARIMA

Remerciement

On remercie dieu le tout puissant de nous avoir donné la santé et la volonté d'entamer et de terminer ce mémoire.

Tout d'abord, ce travail ne serait pas aussi riche et n'aurait pas pu avoir le jour sans l'aide et l'encadrement de **Mr M. BOUROUINA**, on le remercie pour la qualité de son encadrement exceptionnel, pour sa patience, sa rigueur et sa disponibilité durant notre préparation de ce mémoire.

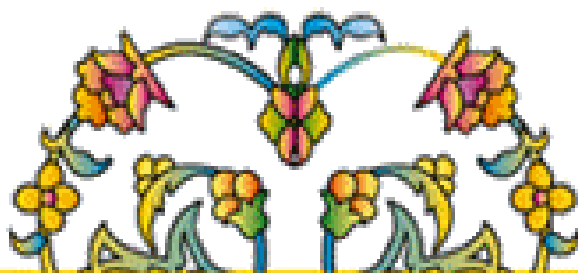
Nos remerciement s'adresse à **Mr B. HATALI** pour son aide pratique et son soutien moral et ses encouragements.

Nous sommes conscientes de l'honneur que nous a fait **Mr K. MEGUENI** en étant président du jury et **Mr MERAD** d'avoir accepté d'examiner ce travail.

On remercie aussi **Mr A. CHIKH** et **Mlle I. YAHOUNI** pour leurs aides et leurs encouragements.

Nos remerciement s'adresse également à tout nos professeurs pour leurs générosités et la grande patience dont ils ont su faire preuve malgré leurs charges académiques et professionnelles.

Nos profonds remerciements vont également à toutes les personnes qui nous ont aidés et soutenue de près ou de loin principalement à tous l'effectif du service de radio thérapie du C.A.C d'Oran.



Résumé

Les techniques classiques de traitement dans le cancer des VADS et les cancers de seins utilisent plusieurs isocentre pour le positionnement des différents faisceaux de traitement. Les incertitudes de positionnement de chacun de ces isocentres ont pour conséquences des problèmes de reproductibilité de jonction entre les différents faisceaux de traitement. L'utilisation d'un isocentre de traitement unique permet de maîtriser ces jonctions et autorise un positionnement unique pour tous les champs de traitement. Les procédures de simulation virtuelle peuvent varier en fonction des choix et des possibilités d'organisation des services. Elles se font en temps réel, avec détermination directe de l'isocentre au scanner ou en temps différé avec positionnement de l'isocentre en simulation ou sous l'appareil de traitement.

Ce travail de thèse propose d'étudier la technique mono isocentrique dans les cancers des VADS et les cancers du sein, et vérifier les angles des filtres en coins virtuels afin d'appliquer ces derniers pour les différentes tailles de champs des faisceaux de photon de haute énergie (6MV ,18 MV) de l'accélérateur linéaire de particule Primus (Siemens), en utilisant un milieu de référence qui est un fantôme de plexiglas à une distance source-surface 100cm. Cette réalisation a été faite au sein du service de radiothérapie Emir AEK d'Oran.

Abstract

Conventional techniques of treatment in head and neck cancer and breast cancer using multiple isocenter for the positioning of the different treatment beams. Uncertainties positioning of each of these isocenters are consequences of the problems of reproducibility of junction between the different beams of treatment. The use of a single isocenter treatment can master these junctions and allows a unique positioning for all treatment fields. Virtual simulation procedures may vary depending on the choices and opportunities for organization of services. They are done in real time, direct determination of the isocenter on CT or delayed with positioning of the isocenter in simulation or in the treatment apparatus.

This thesis proposes to study the mono isocentric technique in head and neck cancers and breast cancers, and check the angles of the virtual wedge in order to apply these

to the different sizes of fields of photon beams of high energy (6mV, 18 MV) linear accelerator particle Primus (Siemens), using a reference medium which is a ghost of a plexiglas source-surface distance 100cm. This achievement was made in the radiotherapy department AEK Emir of Oran.

Sommaire

Introduction générale.....	1
Chapitre I: Interaction Des Rayonnement Matière	
I.1. Introduction.....	3
I.2. Définition et classification des rayonnements ionisants	3
I.3. Interaction des particules avec la matière	5
I.3.1. Interaction des particules chargée avec la matière	6
I.3.1.1. Interaction des électrons avec la matière.....	6
I.3.2. Interaction des particules chargées lourds avec la matière.....	8
I.3.3. Interaction des neutrons avec la matière.....	9
I.3.3.1. Absorption des neutrons.....	9
I.3.3.2. Diffusion des neutrons	10
I.3.4. Les caractéristiques de ces interactions	10
I.3.4.1. Le pouvoir d'arrêt linéaire	10
I.3.4.2. Transfert Linéique d'énergie.....	11
I.3.4.3. Parcours des rayonnements électroniques.....	12
I.4. Interactions des ondes électromagnétiques avec la matière.....	14
I.4.1. L'effet photoélectrique	15
I.4.2. Effet Compton	16
I.4.3. Production de paires	17

I.4.3.1.	Description	17
I.4.4.	Sections efficaces d'interactions	18
I.4.4.1.	Effet du numéro atomique.....	19
I.4.4.2.	Prédominance des interactions photoniques	19
I.4.5.	Atténuation des rayonnements électromagnétiques	20
I.4.5.1.	Loi d'atténuation.....	20
I.4.5.2.	<i>Couche de demi-atténuation</i>	20
 Chapitre II: Radiothérapie Conformationnelle		
II.1.	Introduction.....	21
II.2.	La simulation virtuelle	21
II.3.	Définition de la radiothérapie conformationnelle.....	22
II.4.	Principes.....	23
II.4.1.	Acquisition des données	23
II.4.2.	Élaboration de la planification.....	23
II.4.3.	Traitement.....	24
II.5.	Accessoires de traitement	25
II.5.1.	Collimateurs multi-lames	26
II.5.2.	Imageur de contrôle (EPID)	27
II.5.3.	Radiographies de centrage.....	28
II.5.4.	Limites de la radiothérapie conformationnelle	29

Chapitre III: Matériels et Equipements Utilisés

III.1.	Introduction	31
III.2.	Description générale sur les accélérateurs linéaires	31
III.2.1.	Description générale	32
III.2.1.1.	Le principe de fonctionnement	32
III.2.1.2.	L'accélération des électrons	33
III.2.1.3.	Le mode photons	36
III.2.1.4.	Le mode électrons.....	37
III.3.	Chambres d'ionisation	38
III.3.1.	Chaîne de mesure chambre-électromètre.....	38
III.3.1.1.	Principe de fonctionnement.....	39
III.3.1.2.	Propriétés des chambres d'ionisation	40
III.3.1.3.	Les différents types de chambres.....	40
III.4.	Le milieu de référence (Le fantôme).....	44
III.5.	L'électromètre	46
III.6.	Thermomètre et baromètre	46

Chapitre IV: La Technique Mono-isocentrique

IV.1.	Introduction	48
IV.2.	Equipement nécessaire pour la mise en œuvre des techniques mono-iso centriques	48

IV.3.	Technique mono-isocentrique dans la prise en charge des cancers des VADS	49
IV.3.1.	Anatomie du cavum	49
IV.3.2.	Dispositif de contention	50
IV.3.3.	Acquisition scanner.....	50
IV.3.4.	Simulation virtuelle.....	51
IV.3.5.	Vérification du traitement.....	53
IV.4.	Technique mono-isocentrique dans la prise en charge des cancers du sein..	53
IV.4.1.	Anatomie du sein	53
IV.4.2.	Dispositif de contention	54
IV.4.3.	Acquisition scanner.....	55
IV.4.4.	Simulation virtuel.....	56
IV.4.5.	Vérification du Traitement.....	58
IV.4.6.	Ajustements et vérification des filtres virtuels.....	59
IV.5.	Ajustements et vérification des filtres virtuels	62
IV.5.1.	2D Array	62
IV.5.2.	Chambre d'ionisation Fermer pour les filtres virtuels	62
IV.5.2.1.	Taille de champ symétrique.....	62
IV.5.2.2.	Tailles Champ asymétrique	62
IV.5.2.3.	Angles de filtre en coin virtuelle	62
IV.5.3.	Facteur de transmission des filtres virtuels.....	63

IV.5.3.1.	Facteurs filtre en coin	63
IV.5.4.	Mesure des filtres en coins réel.....	64
IV.5.5.	Comparaison des filtre real et virtuelles	65
IV.5.6.	Comparaison des valeurs de filtre virtuel avec 2DArray	74

Chapitre V: Calibration Des Diodes

V.1.	Introduction.....	75
V.2.	Procédures de calibration.....	76
V.2.1.	Validation avant utilisation.....	76
V.2.2.	Tests exécutés avant la calibration de la diode.....	76
V.2.2.1.	Stabilité du signal après irradiation.....	77
V.2.2.2.	Précision intrinsèque	77
V.2.2.3.	Étude de la linéarité de réponse/dose	77
V.2.2.4.	Vérification de la profondeur équivalente d'eau du point de mesure.....	77
V.2.2.5.	Calibration de la diode pour mesures de la dose d'entrée	77
V.2.3.	Facteur de correction de la taille du champ (CF_{Champ}).....	79
V.2.4.	Facteur de correction de l'applicateur (CF_{TRAY})	80
V.2.5.	Facteur de correction du filtre en coin (CF_{wedge})	80
V.2.6.	Facteur de correction SSD (CF_{SSD})	81
V.2.7.	Facteur de correction angulaire (CF_{ANGLE}).....	81
V.2.8.	Facteur de correction de température ($CF_{\text{TEMPERATURE}}$)	81

V.3. Performance à long terme	82
V.4. Calibration de la diode utilisée pour dosimétrie in vivo	83
V.4.1. Facteur de calibration	83
V.5. Détermination des facteurs de correction	84
V.5.1. Facteur de correction de la taille du champ	84
V.5.2. Facteur de correction de DSP	85
V.5.3. Facteur de correction de l'angulation	86
V.5.4. Facteur de correction des Filtres en Coin	87
V.6. Résultats pratiques	88
V.6.1. Application de la technique pour les cancers des VADS	88
V.6.2. Détermination de la dose à l'entrée	89
V.7. Mesure de dose pour une femme qui présente un carcinome du sein.....	90
Conclusion générale	93

Figure I.1: Classification des rayonnements	4
Figure I.2: Phénomène d'ionisation	7
Figure I.3 : Phénomène d'excitation	7
Figure I.4 : Le phénomène de freinage.....	8
Figure I.5 : les variations du TEL dans les tissus en fonction de l'énergie des électrons.....	12
Figure I.6. Parcours et portée d'un faisceau d'électrons.	13
Figure 1.7: effet photoélectrique.....	15
Figure1.8 : Effet Compton.....	16
Figure I.11 : Prédominance des interactions photon-matière en fonction de l'énergie du photon incident ($h\nu$) et du numéro atomique (Z).	19
Figure II.1: Types de volumes cible.....	23
Figure II.2: Accélérateur linéaire avec l'isocentre et les marqueurs lasers.....	25
Figure II.3: Collimateur multi-lames	26
Figure II.4 : Système d'imagerie intégré (EPID)	27
Figure II.5 : Image reconstruite par projection de volume(DRR) du cavum	28
Figure III.1 : Accélérateurs Linéaires Siemens.....	31
Figure III.2 : Accélérateur Siemens Primus et table Siemens.....	32
Figure III.3 : schéma de l'accélération des électrons.....	33
Figure III.4 : Le magnétron.....	34
Figure III.5 : Le klystron.....	34
Figure III.6 : Le modulateur.....	35
Figure III.7 : schéma de production des photons	36
Figure III.8 : Faisceau de sortie des photons	36
Figure III.9 : Schéma de productions des électrons	37
Figure III.10 : Faisceau de sortie des électrons.....	37

Figure III.11 : Chaine de mesure chambre-électromètre	39
Figure III.12 : Principe de fonctionnement d'une chambre d'ionisation.....	40
Figure III.13 : Schéma d'une chambre de type Farmer	41
Figure III.14 : Chambre d'ionisation de type Farmer	42
Figure III.15 : Chambres d'ionisations de type Semiflex	43
Figure III.16 : 2D Array	43
Figure III.17 : Fantôme d'eau MP3-P.....	45
Figure III.18 : Fantôme POLYSTYRENE.....	45
Figure III.19 : Electromètre PTW UNIDOS.....	46
Figure III.20 : Thermomètre baromètre	47
Figure IV.1 : Image de positionnement avec des contentions.....	50
Figure IV.2 : Contourage.....	51
Figure IV.3 : Dosimétrie (emplacement des faisceaux)	51
Figure IV.4 : Faisceau spinal en électron	52
Figure IV.5 : Faisceau du CTV	52
Figure IV.6 : DVH (optimisation du plan de traitement)	53
Figure IV.7 : Validation de traitement	53
Figure IV.8 : Anatomie du sein	54
Figure IV.9 : Dispositif de contention.....	55
Figure IV.10 : Acquisition scanner	56
Figure IV.11 : Contourage des organes cible	56
Figure IV.12 : Emplacement des champs de traitement sus-claviculaire.....	57
Figure IV.13 : Emplacement des champs de traitement tangentiel interne	57
Figure IV.14 : Emplacement des champs de traitement tangentiel externe	57
Figure IV.15 : DRR du champ sus-claviculaire.....	57

Figure IV.16: DRR du champ tangentiel	58
Figure IV.17: Distribution de dose dans les deux champs tangentiels et sus-claviculaire	58
Figure IV.18: Vérification du traitement avec l'imagerie portale	58
Figure IV.19: Mâchoires opposées en position de configuration.....	59
Figure IV.20: Mâchoires opposées pendant la distribution de la dose initiale.....	60
Figure IV.21: Mâchoires opposées pendant le déplacement des mâchoires	60
Figure IV.22: Code du filtre virtuel 1VW15 avec la tête du MLC	60
Figure IV.23: L'orientation du filtre virtuel avec l'affichage du HPD et le MLC	61
Figure IV.24: Ecran d'affichage dynamique du filtre virtuel	61
Figure IV.25: Chambre d'ionisation 2D ARRAY	62
Figure IV.26: Définition de l'angle du filtre en coin	63
Figure V.1 : Procédure de calibration de la diode pour mesures de la dose d'entrée.	78
Figure V.2 : Plaques de plexiglas utilisés pour la calibration de la diode	83
Figure V.3 : Facteur de correction de la taille de champs	85
Figure V.4 : Facteur de correction du SSD.....	86
Figure V.5 : Facteur de correction des angles du bras.....	87
Figure V.6 : Facteur de correction des filtres en coin.....	88
Figure V.6 : Diode appliquée sur le patient pour mesurer la dose à l'entrée(pour les champs latérale gauche et droite).....	89

Tableau IV.1 : Facteur de transmission des filtres virtuels	64
Tableau IV.2 : Mesure des filtres en coins réel.....	65
Tableau IV.3 : Comparaison des valeurs de filtre virtuel avec 2D ARRAY pour E=6MV, taille de champ=6x6.....	74
Tableau IV.4 : Comparaison des valeurs de filtre virtuel avec 2D ARRAY pour E=6MV, taille de champ=20x20.....	74
Tableau IV.5 : Comparaison des valeurs de filtre virtuel avec 2D ARRAY pour E=18MV, taille de champ=6x6.....	74
Tableau IV.6 : Comparaison des valeurs de filtre virtuel avec 2D ARRAY pour E=18MV, taille de champ=20x20.....	74
Tableau V.1 : Détermination de <i>FChamp</i>	84
Tableau V.2 : Détermination de F_{SSD}	85
Tableau V.3 : Détermination <i>Fanglation</i>	86
Tableau V.4 : Détermination de <i>FFILTRE EN COIN</i>	87
Tableau V.5 : Détermination de la dose à l'entrée pour le champ latéral droit.....	90
Tableau V.6 : Détermination de la dose à l'entrée pour le champ latéral gauche.....	90
Tableau V.7 : Détermination de la dose à l'entrée pour le champ sus-claviculaire ...	90
Tableau V.8 : Mesure de dose pour les champs tangentiels interne et externe	91
Tableau V.9 : Mesure de dose pour le champ sus clavéculaire.....	91

Equation I.1: Energie totale des particules.....	4
Equation I.3: Energie minimale	5
Equation I.4: Energie minimale en électrovolt	5
Equation I.5: La perte d'énergie moyenne.....	10
Equation I.6: Transfert linéique d'énergie	11
Equation I.7: Formule de Katz et Penfold.....	13
Equation I.8: Parcours moyen.....	14
Equation I.9 : L'énergie cinétique transférée à l'électron atomique.....	15
Equation I.10: Effet compton.....	16
Equation I.11: Production de paire d'électrons.....	17
Equation I.12: La conservation d'énergie	17
Equation I.13: L'interaction des photons avec la matière.....	19
Equation I.14: Le coefficient d'atténuation massique totale.....	20
Equation I.15: Loi d'atténuation	20
Equation I.16: couche de demi-atténuation.....	20
Equation I.17: couche de demi-atténuation.....	21
Equation IV.1 : Facteur de transmission des filtres virtuels	63
Equation V.1: Détermination de la dose mesurée avec la diode.....	75
Equation V.2 : Facteur de correction de la taille du champ	79
Equation V.3 : Facteur de correction de l'applicateur	80
Equation V.4 : Calcule de la transmission	80
Equation V.5 : Facteur de correction du filtre en coin.....	80
Equation V.6 : Facteur de correction pour SSD.....	81
Equation V.7 : Facteur de correction de température.....	82
Equation V.8 : Facteur de correction de température.....	82

Equation V.9 : Facteur de correction de température.....	83
Equation V.10 : Détermination de la dose à l'entrée	89
Equation V.11 : Détermination de la dose à l'entrée	89
Equation V.12 : Mesure de dose pour les champs tangentiels interne et externe	90
Equation V.13 : Mesure de dose pour le champ susclavéculaire	91

3D : trois dimensions

CAX : Centre de l'AXe

CDA : couche de demi- atténuation

EBV : virus Epstein Barr

Gy : Gray

J:joule

KeV : Kilo Electro Volt

L'IAEA : International Atomic Energy Agency (Agence internationale de L'Energie Atomique)

MEPHYSTO : Medical Physics control center

MeV : Mega Elcto volt

MLC : Mltu Leaf Collimator (CML : Collimateur Multi Lames)

PDD : Percentage Depth Dose

PMMA : Poly Methyl Meth Acrylat

PTW : Physikalisch-technische Werkstätten

SAD : Source-Axis Distance

SSD : Source-Surface Distance

TEL : Transfert linéique d'énergie

TPS : Treatment Planning system (système de planification de traitement)

UNIDOS : Universelle dosimètre

VADS : voie aériaux digestive supérieur

WF : Wedge Factor

Z : numéro atomique d'un atome

Introduction générale

La radiothérapie externe a bénéficié ces dernières années d'importants développements technologiques. Ces améliorations ont abouti à des modifications dans la conception du traitement de radiothérapie, imposant notamment la technique conformationnelle et la précision qu'elle implique.

Elles concernent les équipements des accélérateurs linéaires et l'importation des images (scanner ou IRM) sur les consoles informatiques dédiées à la planification et à l'optimisation des traitements.

Ces derniers occupent une position clé au sein du service de radiothérapie, ils permettent également de calculer les quantités de rayonnement à délivrer par faisceau et par séance d'irradiation pour respecter la prescription médicale.

Ces progrès ont contribué à l'élaboration de techniques d'irradiation de plus en plus sophistiquées aboutissant à une distribution plus précise de la dose et à une meilleure connaissance de sa répartition.

En effet, et après ce que nous avons constaté, nous avons projeté de réaliser une étude dont le but est l'application de la technique mono-isocentrique dans les cancers des VADS et les cancers du sein après une vérification des angles des filtres en coins virtuels, afin d'obtenir une meilleure répartition de la dose au volume cible est au niveau des jonctions en épargnant au maximum les tissus sains avoisinants.

La technique mono-iso centrique utilisée permet de maîtriser les jonctions et d'autorisé le positionnement unique pour tous les champs de traitement dans le cancer des VADS, et d'améliorer la reproductibilité des faisceaux ainsi l'homogénéité d'irradiation.

Notre thèse se décline en cinq chapitres ; le premier chapitre rappelle sur les notions fondamentales de la physique médicale dans le domaine de la radiothérapie : il s'attache essentiellement à l'interaction de rayonnement matière.

Le second chapitre retrace également, l'évolution de la radiothérapie conformationnelles 3D au cours des dernières années et expose la place prépondérante qu'elles occupent actuellement dans

le dispositif de préparation des traitements. Il a ainsi pour but de présenter les accélérateurs linéaires à usage médical.

Le troisième chapitre est consacré aux matériels et méthodes expérimentales utilisés pour effectuer ce travail.

Le quatrième chapitre est réservé, tel que nous venons de l'annoncer dans l'introduction à la partie expérimentale et la comparaison des résultats effectué par le TPS et les mesures réalisés sous l'accélérateur linéaire. Cette application a été menée pour le TPS utilisé en routine au service de radiothérapie pour deux qualités de faisceaux de photons: 6 MeV et 18 MeV ; et à l'interprétation des résultats obtenus.

Le dernier chapitre est consacré à l'application des diodes au niveau des jonctions après leurs calibrations.

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

Les travaux de recherche menés au cours de cette thèse ont été effectués dans le service de radiothérapie de Centre anti Cancer d'Oran.

Chapitre I

Interaction Des Rayonnements Matière

I.1. 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).

Les radiations ionisantes peuvent être donc réparties en deux types :

- ✓ Les radiations ionisantes non chargées comme les photons (rayonnement électromagnétique) et les neutrons, sont des radiations indirectement ionisantes.
- ✓ Les radiations ionisantes chargées comme les électrons, les protons, les particules alpha et les ions, sont des radiations directement ionisantes.

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. 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. [1]

I.2. Définition et 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.[2]

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

Les rayonnements pourront être classés comme dans la figure I.1 en fonction de leur nature et de leur énergie.

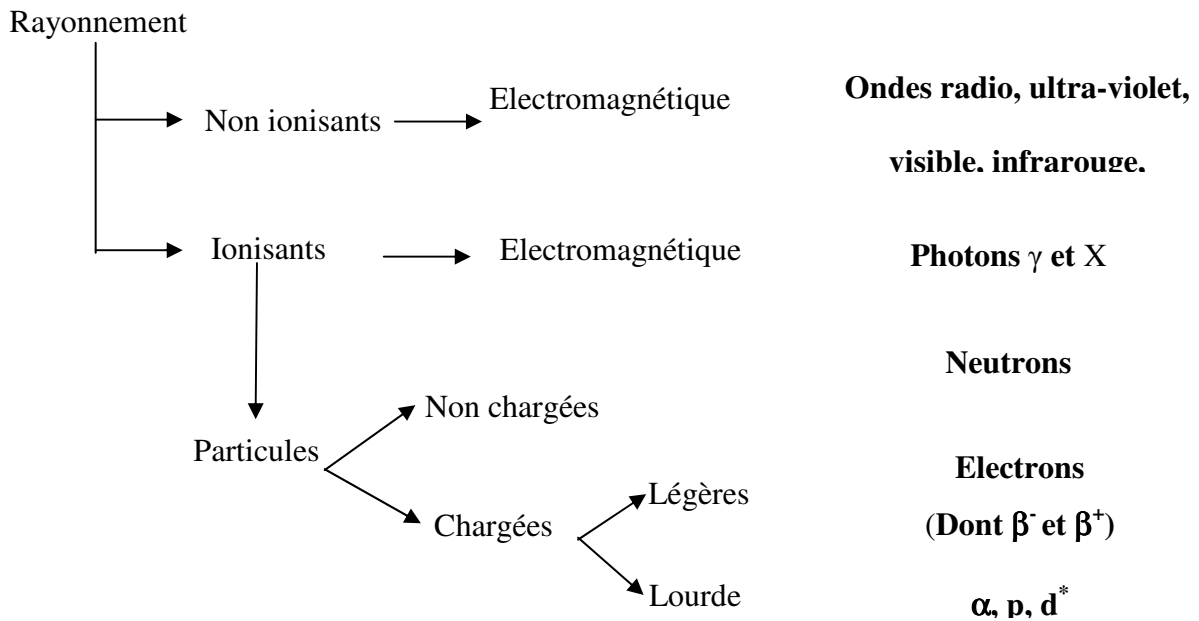


Figure I.1: Classification des rayonnements

- ❖ **Radiations directement ionisantes** : électrons, particules α , positrons, protons, deutons.
- ❖ **Radiations indirectement ionisantes** : neutrons, rayon X, rayon γ .

Les particules ou rayonnements particuliers : qui ont une masse au repos.

L'énergie totale de ces particules est donnée par la relation:

$$E = mc^2$$

Equation I.1: Energie totale des particules

Où m est la masse et C la vitesse de la lumière ou célérité (3.108 ms.^{-1}).

Les rayonnements électromagnétiques : qui sont constitués par un flux de photons

Et donc n'ont pas de masse. On emploie parfois à leur égard le terme « énergie qui se déplace ». Cette énergie est donnée par la relation :

$$E = h\nu = h \frac{c}{\lambda}$$

Equation I.2: Energie du rayonnement électromagnétique

Où h est la constante de Planck ($6,6 \cdot 10^{-34}$ 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). [3]

Pour connaître l'énergie minimale en électronvolt susceptible de provoquer l'ionisation de la matière, il suffit d'appliquer la formule: [2]

Longueur d'onde correspondante (100nm). Application numérique:

$$E = h \frac{c}{\lambda} = 6,6 \cdot 10^{-34} \times \frac{3 \cdot 10^8}{100 \cdot 10^{-9}} = 1,98 \cdot 10^{-18} \text{J}$$

Equation I.3: Energie minimale

Soit en électronvolt:

$$E = \frac{1,98 \cdot 10^{-18} \text{J}}{1,6 \cdot 10^{-19}} = 12,4 \text{eV}$$

Equation I.4: Energie minimale en électrovolt

I.3. Interaction des particules avec la matière

Les rayonnements rencontrés en médecine et en biologie sont constitués, soit par des particules matérielles, chargées (électrons, positons, deutons et alphas), ou neutres (neutrons), soit par des photons (rayonnement γ et X). Les électrons, positons et particules alpha sont des produits de désintégration des sources radioactives.

La détection de ces particules est basée plutôt sur leurs interactions avec la matière, où, en général une partie de l'énergie d'une particule est déposée, signalant sa présence. [4]

L'énergie en excès contenue dans le noyau des isotopes radioactifs, était libérée sous la forme de rayonnements ionisants, d'énergies et de natures différentes.

Ces rayonnements pourvus d'énergie vont interagir avec les structures constitutives de la matière c'est-à-dire essentiellement les électrons et les noyaux des atomes. En interagissant, le rayonnement va céder tout ou une partie de cette énergie à la matière. [2]

I.3.1. Interaction des particules chargée avec la matière

Les particules chargées susceptibles d'interagir avec la matière proviennent essentiellement de sources radioactives et d'accélérateurs de particules.

Dans la matière, ces particules interagissent essentiellement avec les électrons périphériques des atomes ou des molécules. L'interaction est coulombienne. Elle peut conduire à quatre phénomènes différents: l'ionisation, l'excitation et les effets thermiques lorsqu'il y a interaction avec les électrons du milieu et le rayonnement de freinage lorsqu'il y a interaction avec les noyaux atomiques.

I.3.1.1. 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 ».

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. [3]

I.3.1.1.1. Phénomènes d'ionisation et d'excitation

Lorsqu'une particule chargée traverse un matériau, les électrons du milieu sont attirés ou repoussés par la particule. La particule chargée transfère l'énergie. Selon l'importance de ce transfert, trois phénomènes sont possibles. Pour les distinguer, il convient de comparer la quantité d'énergie transférée par la particule incidente lors de l'interaction et le potentiel d'ionisation du matériau.

- ✚ Notons ΔE l'énergie cinétique de l'électron incident et W_L l'énergie de liaison de l'électron de l'atome cible.
- ✚ Selon que ΔE est suffisante ou non pour éjecter l'électron de son orbite, deux phénomènes peuvent se produire:
 - ✓ Si $\Delta E \geq W_L$: l'électron de la cible est éjecté de son orbite avec une énergie cinétique ($\Delta E - W_L$), 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.

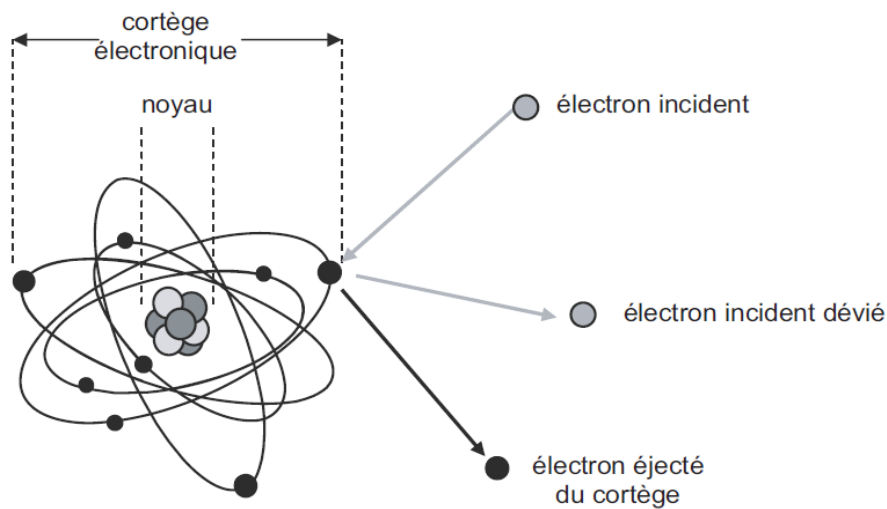


Figure I.2: Phénomène d'ionisation

- ✓ Si $\Delta E < W_L$: 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.

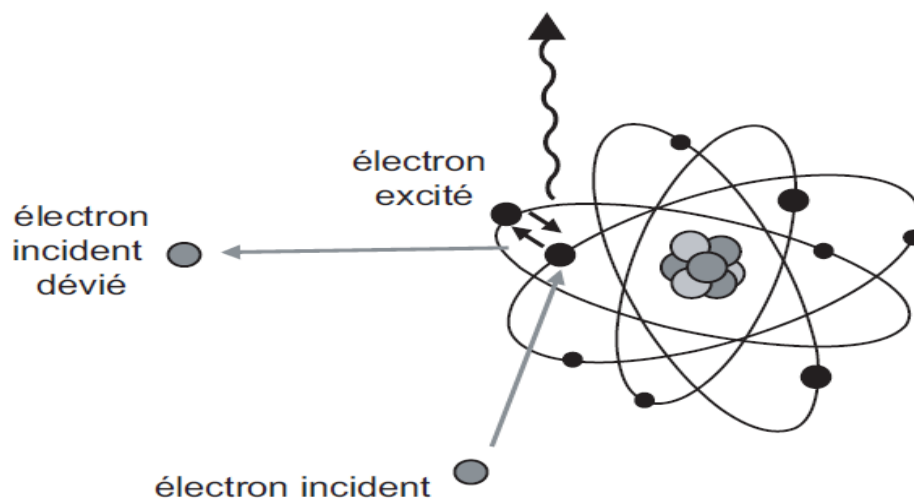


Figure I.3 : Phénomène d'excitation

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

I.3.1.1.2. Rayonnement de freinage

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. Ceci se manifeste par un ralentissement ou freinage. L'énergie perdue est émise sous la forme de rayonnements X, dits de « freinage » (Remarque : dans la littérature, on emploie aussi le terme de « *bremsstrahlung* »).

Ce phénomène n'est important que dans le cas d'électrons de forte énergie (supérieure à 1 MeV) traversant une matière constituée d'atomes lourds (numéro atomique Z élevé). [2]

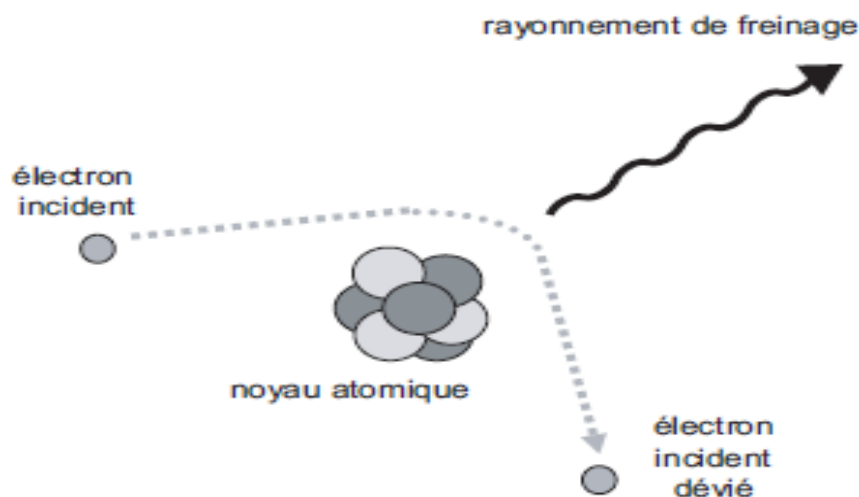


Figure I.4 : Le phénomène de freinage

I.3.2. Interaction des particules chargées lourdes avec la matière

Les particules lourdes chargées (protons, deutons, particules α), ayant l'énergie de l'ordre de quelques MeV, sont émises par des réactions nucléaires, désintégrations radioactives spontanées ou réactions provoquées par bombardement de noyau avec des particules accélérées, ou accélérées artificiellement avec des cyclotrons (énergies de plusieurs dizaines de MeV).

Une particule lourde chargée qui traverse la matière perd de l'énergie principalement par l'ionisation et l'excitation des atomes.

Une particule lourde chargée peut transférer seulement une petite fraction de son énergie lors d'une collision électronique simple. Sa déflexion lors de la collision est négligeable.

Toutes les particules lourdes voyagent essentiellement selon une trajectoire directe dans la matière [5].

Les particules chargées lourdes ($m \gg m_e$), telles que les particules α les protons ou les noyaux d'atomes ionisés, interagissent principalement par les forces coulombiennes entre leur propre charge positive et la charge négative des électrons orbitaux des atomes du matériau absorbeur.

L'interaction directe de ces particules avec les noyaux (diffusion de Rutherford) est possible, mais beaucoup plus rare et donc en pratique négligeable pour modéliser leur ralentissement.

La valeur très élevée du pouvoir d'arrêt a des conséquences importantes : le parcours des particules lourdes est, à l'énergie égale, beaucoup plus petit que celui des électrons et le TEL au long de la trajectoire est très élevée ce qui confère à ces particules une efficacité biologique élevée. [6, 7]

I.3.3. Interaction des neutrons avec la matière

Le neutron est une particule non chargée de masse voisine de celle du proton. Il est instable lorsqu'il n'est pas lié, avec une demi-vie de 12 minutes.

Les neutrons n'interagissent qu'avec les noyaux des atomes du matériau traverse. Ces interactions se divisent en deux catégories : celles qui entraînent la disparition du neutron, que l'on nomme absorptions et celles qui ne contribuent qu'à diminuer l'énergie du neutron que l'on nomme diffusions.

I.3.3.1. Absorption des neutrons

Le neutron pénètre dans le noyau cible. Le noyau composé ainsi constitué, après une brève durée de vie, émet un rayonnement qui peut être un rayonnement γ , une particule α , un proton, etc., ou qui éclate en deux ou plusieurs fragments (cas de la fission).

La probabilité d'absorption des neutrons est inversement proportionnelle à leur vitesse.

Elle sera donc maximum pour les neutrons les plus lents, dits thermiques, correspondant à l'énergie d'agitation thermique du milieu (énergie de l'ordre de 0,025 eV pour une température de 25 °C).

I.3.3.2. Diffusion des neutrons

La diffusion d'un neutron sur un noyau est comparable au choc d'une boule mobile sur une boule fixe. L'étude de ce type de choc montre que la perte d'énergie de la boule projectile est maximale lorsqu'elle a la même masse que la boule cible.

Pour ralentir efficacement les neutrons, il faut donc utiliser des substances constituées d'atomes légers dont les noyaux ont une masse proche de celle du neutron : le meilleur ralentisseur est donc l'hydrogène.

En règle générale, lorsqu'on veut absorber des neutrons rapides, on devra donc tout d'abord les ralentir (dans un matériau hydrogène par exemple).

Comme les rayonnements électromagnétiques, les neutrons sont des rayonnements indirectement ionisants ; en effet, ce sont les particules issues des réactions nucléaires ayant entraîné l'absorption des neutrons qui vont ioniser principalement la matière. [2]

I.3.4. Les caractéristiques de ces interactions

I.3.4.1. Le pouvoir d'arrêt linéaire

Représente la perte d'énergie moyenne de la particule par unité de longueur. Il est donné par la relation:

$$s = \frac{dE}{dl}$$

Equation I.5: La perte d'énergie moyenne

Le pouvoir d'arrêt linéaire est surtout dû aux interactions, mais aussi au freinage.

S S'exprime en MeV.cm-1.

I.3.4.2. Transfert Linéique d'énergie

Les trois mécanismes décrits précédemment (ionisation, excitation, rayonnement de freinage) 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 qui peut être caractérisé par le transfert linéique d'énergie (TEL ou TLE).

I.3.4.2.1. Définition

On appelle également transfert linéique d'énergie (TEL) la quantité d'énergie transférée au milieu cible par la particule incidente, par unité de longueur de trajectoire notée dE/dx . Le TEL s'exprime classiquement en keV/ μm ou keV.cm⁻¹. Pour des particules de vitesse faible devant celle de la lumière, le TEL est donnée par la formule approchée:

$$TEL = K \times z^2 / v^2 \times n \times Z$$

Equation I.6: Transfert linéique d'énergie

Avec « **K** » une constante, « **z** » la charge de la particule incidente, « **v** » sa vitesse, « **n** » le nombre d'atomes de la cible/unité de volume et « **Z** » le numéro atomique de la cible.

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 TEL est donc une grandeur importante dans la détermination de l'effet biologique.

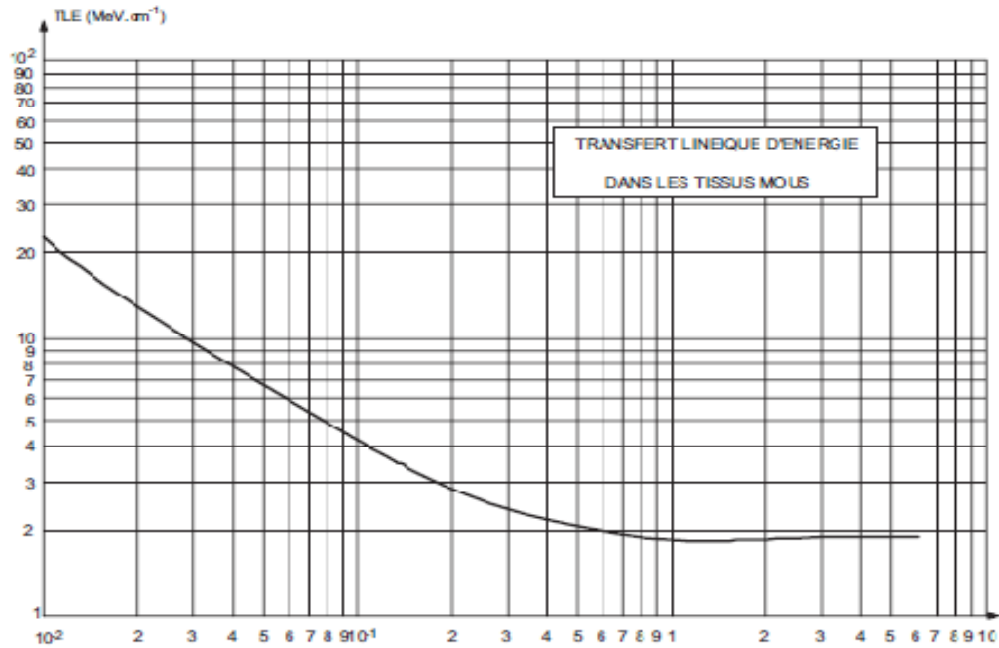


Figure I.5 : les variations du TEL dans les tissus en fonction de l'énergie des électrons.

On peut constater :

- ❖ qu'à basse énergie, le TEL est une fonction décroissante de l'énergie. On peut en déduire que plus les électrons sont ralentis, plus la quantité d'énergie cédée à la matière par interaction est grande, 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 $500 \text{ keV} < E < 5 \text{ MeV}$, le TEL peut être considéré comme sensiblement constant et égal à environ 2 MeV.cm^{-1} . [3]

I.3.4.3. 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.

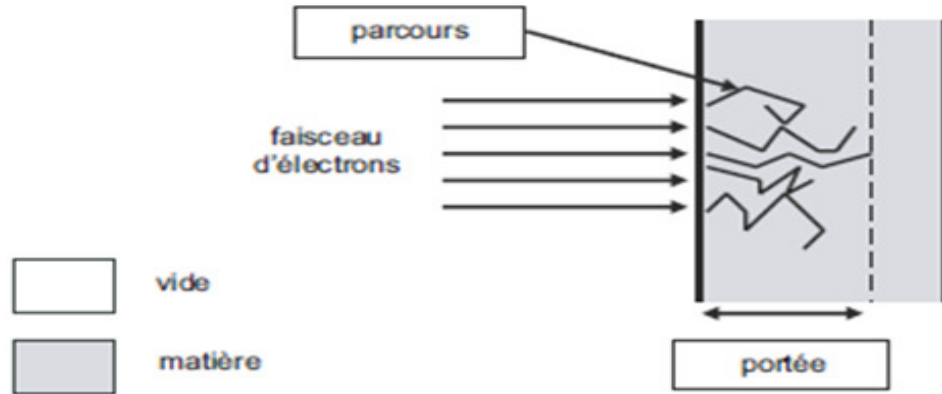


Figure I.6. Parcours et portée d'un faisceau d'électrons.

- 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 :

$$R = \frac{0,412 E^n}{\rho}$$

Equation I.7: Formule de Katz et Penfold

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

Où 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.

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

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

En prenant une valeur moyenne du TEL divisée par l'énergie initiale de l'électron, on peut calculer un parcours moyen.

- Si un électron a une énergie initiale de 1,7 MeV et un TEL de 1,75 MeV.cm⁻¹, le parcours moyen est calculé de la façon suivante :

$$\text{TEL} = dE/dx = E/p \text{ (parcours moyen)}$$

$$\text{D'ou : } p = E/\text{TEL} = 1,7/1,75 = 0,97 \text{ cm}$$

$$p = E/\text{TEL}$$

Equation I.8: Parcours moyen

- 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. [2]

I.4. Interactions des ondes électromagnétiques avec la matière

La plupart des sources de radiation électromagnétique, utilisées en radiothérapie, émettent des photons avec une énergie allant de quelques keV (rayons X mous) à 50 MeV (bêta-tron médical). [10.11]

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, ce qui est exclu pour les 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

- ✓ La diffusion Rayleigh

Les trois premiers mécanismes (effet photoélectrique, diffusion Compton et production de paires) jouent un rôle majeur, il résulte de ces trois effets, la mise en mouvement de particules secondaires (électrons, positrons). [1]

I.4.1. L'effet photoélectrique

L'effet photoélectrique est le mode dominant d'interaction pour les photons de basse énergie (0.01 et 0.1 MeV). Le photon incident est totalement absorbé lors de l'interaction avec un électron orbital (couche K ou L), et l'énergie cinétique transférée à l'électron atomique est égale à:

$$E_c = h\nu - W_{liaison}$$

Equation I.9 : L'énergie cinétique transférée à l'électron atomique

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

Comme les énergies de liaison sont relativement faibles, l'énergie de l'électron secondaire est à peu près égale à celle du photon incident. L'atome se trouve alors dans un état excité et son retour à l'état fondamental peut se faire par deux processus:

- Le mode de désexcitation radiatif correspondant à l'émission d'un rayonnement de fluorescence, dont le spectre de raies discontinu est caractéristique du matériau cible.
- Le mode de désexcitation non radiatif ou électronique qui est également connu sous le nom "d'effet Auger".

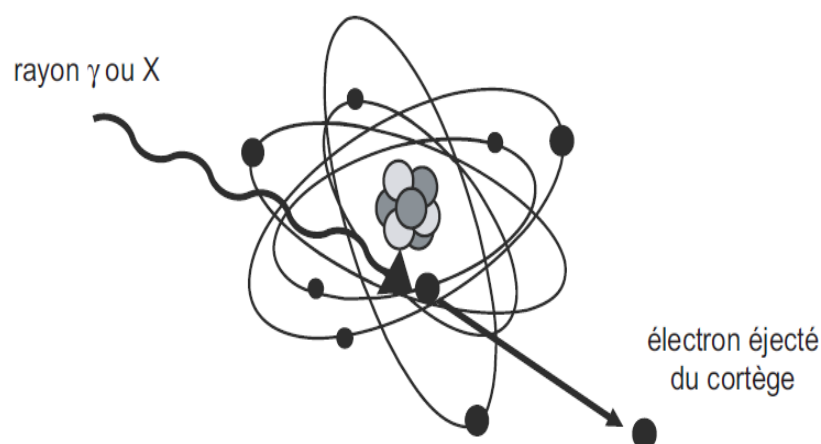


Figure 1.7: effet photoélectrique

La figure I.7 représente l'interaction d'un photon par effet photoélectrique et la désexcitation radiative de l'atome cible avec émission d'un photon de fluorescence ou d'un électron Auger. La désexcitation non radiative est prépondérante dans le cas d'atomes cibles légers qui subissent principalement des photo-ionisations en couche K et deviennent donc émetteur d'électrons Auger.

I.4.2. Effet Compton

Au cours d'un *effet Compton* (également appelé *diffusion incohérente*), un photon incident d'énergie $h\nu_0$ entre en collision avec un **électron considéré comme libre**.

$$h\nu = h\nu' + E_{\text{cin}}$$

Equation I.10: Effet compton

$h\nu$ est l'énergie du rayonnement électromagnétique incident (ici un rayon γ), et E_{cin} est l'énergie cinétique de l'électron éjecté.

Au cours de l'interaction, une partie de l'énergie du photon est transmise à l'électron, qui recule, et le reste de l'énergie, $h\nu'$ apparaît sous la forme d'un photon diffusé, comme il est d'écrit dans l'équation suivante :

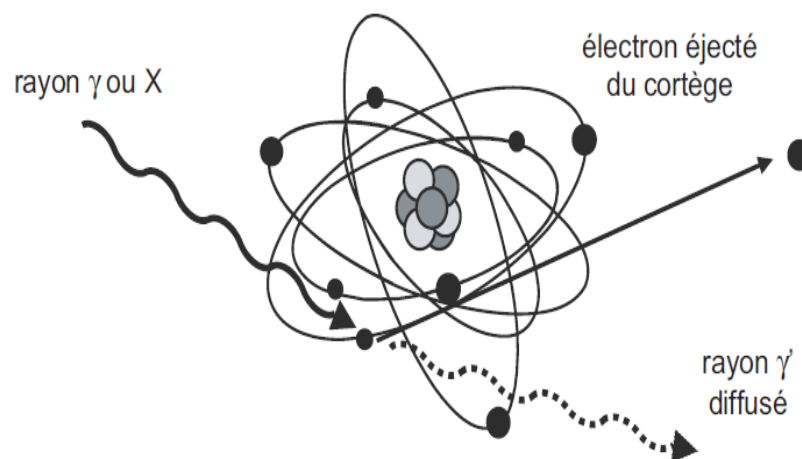


Figure1.8 : Effet Compton

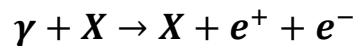
Un photon peut subir plusieurs diffusions Compton successives, en perdant progressivement de l'énergie. Il est néanmoins généralement absorbé lors d'une interaction photoélectrique avant d'atteindre une énergie inférieure à 10 keV (voir figure I.8). [1.2]

I.4.3. Production de paires

I.4.3.1. Description

La création de paire consiste en la matérialisation d'une paire électron-positon lorsqu'un photon disparaît au voisinage d'un noyau ou d'un électron atomique.

La figure I.9 schématise ce phénomène qui peut s'écrire sous la forme :



Equation I.11: Production de paire d'électrons

Où γ est le photon incident, X est le noyau (ou l'électron atomique), e^+ est le positon, e^- est l'électron émis.

La production d'une paire e^+, e^- n'est donc possible que si l'énergie du photon est supérieure à $2m_e c^2$. [12]

La conservation de l'énergie s'écrit:

$$E = 2E_0 + E_{e^-} + E_{e^+}$$

Equation I.12: La conservation d'énergie

Où E_0 est l'équivalent énergétique de la masse de l'électron ($E_0 = m_e c^2 = 0,511 \text{ MeV}$), E_{e^+} et E_{e^-} sont respectivement les énergies cinétiques de l'électron et du positron.

L'électron et le positron sont ralentis dans la matière.

À la fin de son parcours les deux photons sont émis dans des directions opposées avec chacun l'énergie cinétique de la masse d'un des constituants (511 keV), comme il est illustré sur la figure I.10.

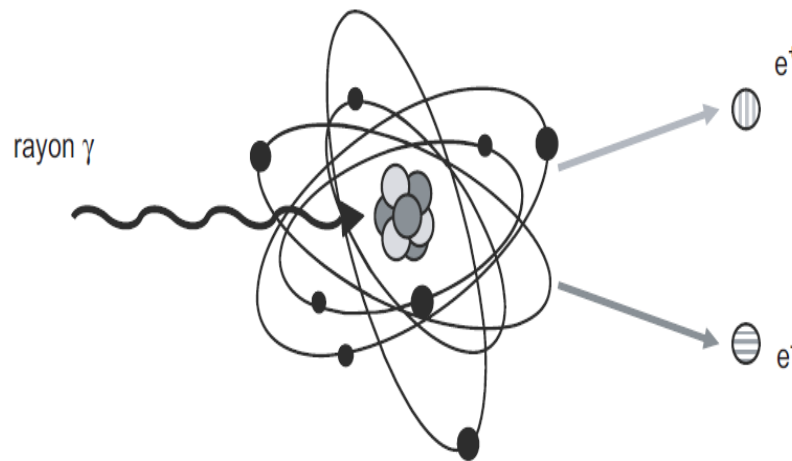


Figure I.9 : effet de production des paires.

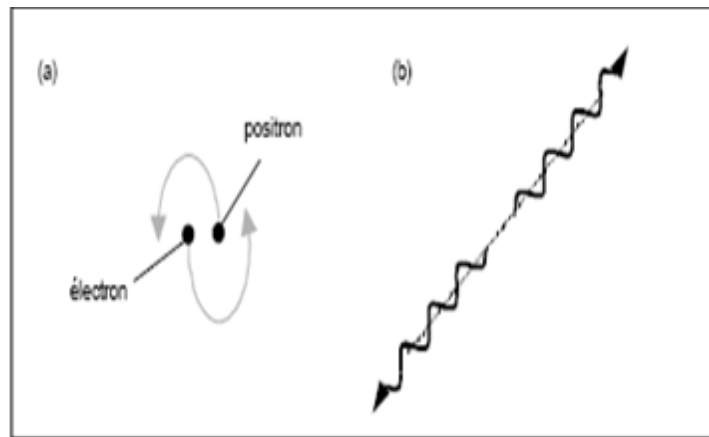


Figure I.10 Après un temps très court à l'état de positronium (a), la paire électron-positron s'annihile en une paire de photons ayant chacun une énergie de 511 keV(b).

I.4.4. 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'unité de section efficace est une unité de surface ; on utilise traditionnellement le barn (b) :

$1 \text{ b} = 10^{-24} \text{ cm}^2 = 100 \times 10^{-30} \text{ m}^2$, soit la surface d'un carré de dix femto mètres de côté (c'est-à-dire l'ordre de grandeur du diamètre d'un noyau atomique).[9]

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 :

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

Equation I.13: L'interaction des photons avec la matière

I.4.4.1. Effet du numéro atomique

La probabilité par atome qu'une interaction par création de paire ait lieu est approximativement proportionnelle à Z^2

La probabilité d'interaction par effet de création de paires est caractérisée par le coefficient d'atténuation massique

I.4.4.2. Prédominance des interactions photoniques

L'importance relative des différents types d'interaction est en fonction de l'énergie de la radiation et du numéro atomique du milieu, on peut reporter dans le plan $(h\nu, Z)$ les lieux de probabilité des effets (voir figure I.11).

Ceci permet de définir trois zones :

- Faible énergie des photons et haut Z : prédominance de l'effet photoélectrique.
- Énergie moyenne et Z moyen : prédominance de l'effet Compton.
- Énergie élevée et Z élevé : prédominance de la production de paires.

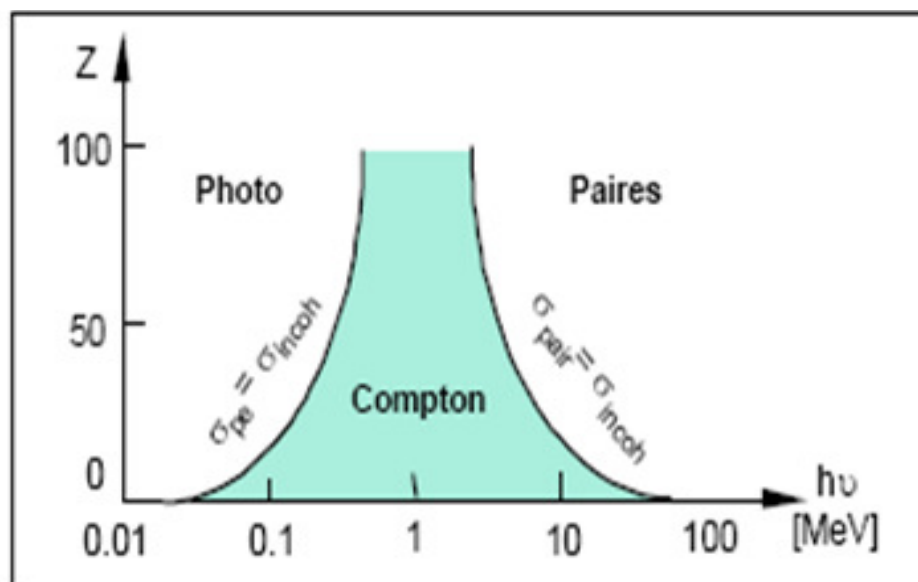


Figure I.11 : Prédominance des interactions photon-matière en fonction de l'énergie du photon incident ($h\nu$) et du numéro atomique (Z).

Le coefficient d'atténuation massique totale peut être décomposé en trois termes:

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma}{\rho} + \frac{\pi}{\rho}$$

Equation I.14: Le coefficient d'atténuation massique totale

$\frac{\mu}{\rho}$ Coefficient massique d'atténuation par effet photoélectrique.

$\frac{\tau}{\rho}$ Coefficient massique d'atténuation par effet Compton.

$\frac{\pi}{\rho}$ Coefficient massique d'atténuation par effet de création de paires.

I.4.5. Atténuation des rayonnements électromagnétiques

Au contraire des 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.

I.4.5.1. Loi d'atténuation

Dans le cas d'un faisceau monochromatique parallèle de rayons X ou γ , le nombre de rayons émergent (N) n'ayant subi aucune interaction dans la traversée d'un écran d'épaisseur X est lié au nombre de rayons incidents (N_0) par la relation :

$$N = N_0 \times e^{-\mu x}$$

Equation I.15: Loi d'atténuation

μ : le coefficient linéique global d'atténuation dont l'unité est cm^{-1} ; qui dépend de l'énergie des photons incidents et de la nature du matériau. [9]

I.4.5.2. Couche de demi-atténuation

On appelle couche de demi-atténuation (CDA) l'épaisseur de matériau nécessaire pour atténuer d'un facteur 2 le nombre initial de photons.

$L_{1/2}$ tel que :

$$N(L_{1/2}) = \frac{N_0}{2}$$

Equation I.16: couche de demi-atténuation

Elle est tirée à partir de la relation (1.16). On a la relation :

$$L_{1/2} = \frac{\ln 2}{\mu}$$

Equation I.17: couche de demi-atténuation

Cette relation souligne l'analogie entre la loi de décroissance radioactive des noyaux et l'atténuation d'un faisceau de photons. [3]

Chapitre II

Radiothérapie Conformationnelle

II.1. Introduction

Les développements technologiques des dernières années ont permis une évolution vers une nouvelle approche de l'utilisation thérapeutique des rayonnements ionisants couramment appelée « radiothérapie conformationnelle 3D ». Elle constitue une étape importante dans l'évolution de la radiothérapie puisqu'elle permet une meilleure adaptation du faisceau au volume tumoral et une limitation de l'exposition des organes sains. Cette technique permet d'élaborer une balistique complexe en conformant les faisceaux d'irradiation au volume tumoral à traiter, présente théoriquement deux avantages. D'une part, pour une dose d'irradiation similaire à la radiothérapie conventionnelle, elle diminuerait la morbidité des tissus sains voisins. D'autre part en permettant d'augmenter la dose dans les tissus cibles elle vise à améliorer le contrôle tumoral local, sans accroître la morbidité induite. A l'heure actuelle, la radiothérapie conformationnelle concerne des maladies localisées pour lesquelles une augmentation de la dose totale et une réduction de l'irradiation au niveau des tissus sains présentent un avantage certain : des tumeurs de la prostate, du système nerveux central, des voies aérodigestives supérieures des tumeurs thoraciques et certaines tumeurs intra-abdominales (foie, pancréas). La radiothérapie conformationnelle 3D est vraisemblablement moins toxique à dose égale que la radiothérapie conventionnelle.[09]

II.2. La simulation virtuelle

Le Simulateur virtuel est constitué de 3 éléments : un scanner, un système de repérage externe constitué de 3 lasers mobiles dont le déplacement est géré de manière informatique, et enfin une console dite de simulation virtuelle capable de traiter les données acquises au scanner. L'utilisation de la simulation virtuelle permet de définir toute la balistique du traitement, à valider cette balistique et à repérer de façon définitive les points d'entrées des faisceaux sur la peau du patient, cela en une seule et unique opération lors de l'examen scanné. Le scanner, ici n'est pas utilisé dans un but diagnostique, mais uniquement dans le but d'acquérir les données anatomiques du patient, nécessaires à la mise en œuvre de son traitement. Les coupes scanner produites sont transférées sur la console de simulation virtuelle où le médecin radiothérapeute peut alors dessiner les contours de la Tumeur et ceux des organes à protéger. Grâce à la reconstruction informatique des images à partir des coupes scanner, il est possible de déterminer l'orientation et la dimension optimales des faisceaux permettant d'assurer une couverture adéquate de la tumeur tout en épargnant les tissus sains avoisinants. Le point d'intersection de l'ensemble des faisceaux, qui correspond au point de prescription de la dose, appelé point "Isocentre", ce point va être transféré vers la console de gestion du

positionnement des lasers. Les lasers se positionnent alors automatiquement et leur projection sur la peau du patient permet le repérage définitif de ce point. Ces techniques permettent au final d'améliorer le contrôle tumoral et/ou de diminuer le taux de complications. Le confort du patient est également amélioré puisque ce dernier ne se déplace qu'une seule fois, entre la simulation et le début du traitement.[15]

II.3. Définition de la radiothérapie conformationnelle

La radiothérapie conformationnelle 3D est une irradiation transcutanée dans laquelle le volume traité est adapté au volume cible reconstruit en trois dimensions. Elle a trouvé son succès grâce aux progrès de l'imagerie et de l'informatique qui ont permis, d'une part la visualisation de la tumeur et des différents organes de voisinage en 2 et 3 dimensions permettant une meilleure balistique, et d'autre part l'apparition de logiciels de dosimétrie fiables. Elle permet de délivrer avec une grande précision une forte dose de rayons ionisants au volume cible tout en irradiant le moins possible les tissus sains et les organes à risques avoisinants et améliorer la tolérance de traitement.[15]

La mise en œuvre de cette technique fait appel à :

- ✓ Des moyens assurant la reproductibilité du traitement (moyens de contention pour l'immobilisation du patient, ...).
- ✓ Une imagerie tridimensionnelle de la totalité des volumes irradiés (scanographie éventuellement complétée par IRM, TEP, fusion d'images...).
- ✓ Une délimitation des volumes cibles et des organes critiques auxquels sont appliquées des marges de sécurité adaptées.
- ✓ Une balistique et une collimation personnalisée des faisceaux (caches personnalisées collimateurs multilames) déterminées à partir d'un calcul tridimensionnel de la distribution de doses dans les différents volumes: (Gross Tumor Volume: GTV), (Clinical Target Volume : CTV), (Planning Target Volume : PTV).
- ✓ Un contrôle de la reproductibilité du traitement (imagerie portale, gammagraphie). L'obtention d'une meilleure balistique et d'une dosimétrie 3D est ainsi à l'origine de l'amélioration de la qualité de l'irradiation, garantie par la mise en place de procédures de Contrôle – Qualité, facilitées par le réseau et l'accès informatisé à l'ensemble des données (paramétrage technique, dosimétrique et imagerie).

II.4. Principes

En radiothérapie conformationnelle, l'accélérateur linéaire utilisé est muni d'un collimateur multilames qui permet d'adapter et de conformer le faisceau de radiation à la forme de la tumeur. Elle permet ainsi la réalisation d'une balistique plus complexe de l'irradiation, en conformant au mieux les isodoses au volume cible et en épargnant les tissus sains, faisant envisager une amélioration de l'index thérapeutique. Les doses reçues par le volume tumoral et les organes sains sont mieux connues avec l'utilisation des histogrammes dose-volume.

L'élaboration d'un plan de traitement se fait en 3 étapes :

II.4.1. Acquisition des données

Les données anatomiques du patient selon les 3 dimensions de l'espace sont enregistrées à travers une imagerie tomodensitométrique (TDM ou IRM). la série d'image obtenue est appelée volume de référence ou de planification.

II.4.2. Élaboration de la planification

Sur la console du FOCAL SIM le radiothérapeute contour la tumeur et les organes à risques, La détermination avec exactitude des limites du volume cible est très difficile dans la mesure où beaucoup de paramètres doivent être pris en considération.

Trois types de volumes sont définis :

- ✓ Le volume tumoral macroscopique (Gross Tumor Volume: GTV).
- ✓ Le volume cible anatomique (Clinical Target Volume: CTV).
- ✓ Le volume cible prévisionnel (Planning Target Volume: PTV).

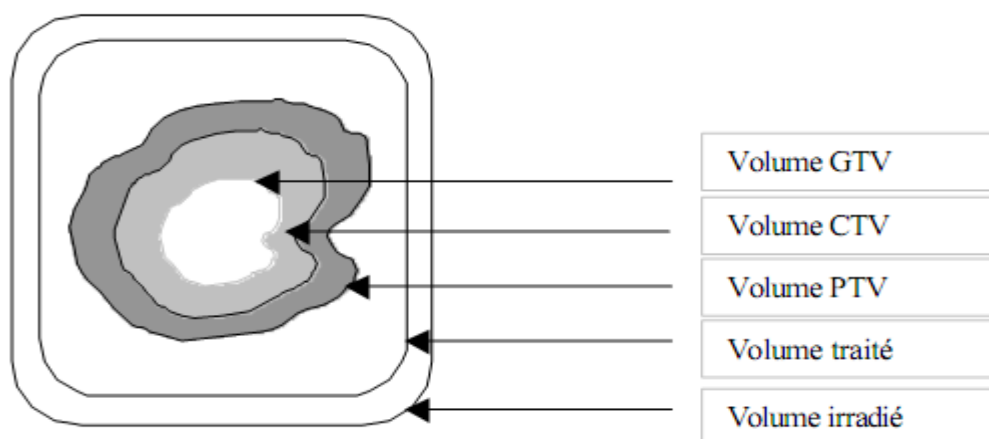


Figure II.1: Types de volumes cible.

Le Volume Tumoral Macroscopique (GTV) comprend les lésions tumorales palpables, détectables ou mesurables avec les moyens d'imagerie habituellement utilisés.

Le Volume Cible Anatomique (CTV) comprend l'ensemble du volume anatomique dans lequel on veut irradier la maladie cancéreuse macroscopique et/ou microscopique. Il implique l'évaluation des risques d'envahissement en fonction des connaissances cliniques et la prise en compte des risques encourus éventuellement par les tissus sains inclus dans ce volume. Il est défini selon les mêmes principes que le volume tumoral macroscopique avec une marge de sécurité définie autour du GTV qui ne dépend que des incertitudes anato-mo-cliniques.

Le Volume Cible Prévisionnel (PTV) comprend le volume CTV, entouré d'une marge de sécurité permettant de prendre en compte les incertitudes dues au mouvement du patient et les incertitudes liées à l'équipement, tout en considérant la tolérance des organes à risque. Cette marge de sécurité peut varier selon la localisation anatomique et les moyens techniques disponibles.

Après cela le radiothérapeute va transférer le plan du patient au physicien, qui va entamer l'étape de la dosimétrie, consiste à choisir la balistique et l'énergie et les points de pondérations des faisceaux, ainsi que la distribution optimale des isodoses à la tumeur et aux tissus sains. Et en dernier temps le physicien et le radiothérapeute vont valider le plan de traitement.

II.4.3. Traitement

La dose totale à délivrer sur le PTV est déterminée par le radiothérapeute. D'une manière générale, le traitement est étalé sur plusieurs semaines, à raison d'une séance journalière, à l'exception du vendredi et samedi. L'irradiation est pratiquement toujours fractionnée, pour permettre à l'organisme de mieux la supporter. Le fractionnement favorise le renouvellement des cellules saines, plus rapide que celui des cellules cancéreuses.

Un traitement nécessite donc une préparation, et ne peut commencer avant que la position de traitement du patient et la balistique d'irradiation n'aient été déterminées avec précision.

Au début du traitement, dans la région irradiée, la population des cellules tumorales va donc décroître plus rapidement que la population des cellules saines. En fin de traitement, la

quantité de cellules tumorales survivantes est considérée comme suffisamment faible pour être éliminée par les défenses immunitaires de l'organisme.

II.5. Accessoires de traitement

Les accélérateurs sont désormais équipés en option d'un MLC et d'un EPID. Le premier accessoire de traitement directement associé à la RTC est le MLC, permettant de reproduire rapidement la forme du faisceau déterminée durant l'étude dosimétrique. Le second est l'EPID, système d'imagerie numérisée qui permet de contrôler la coïncidence du champ de traitement avec la zone à traiter.

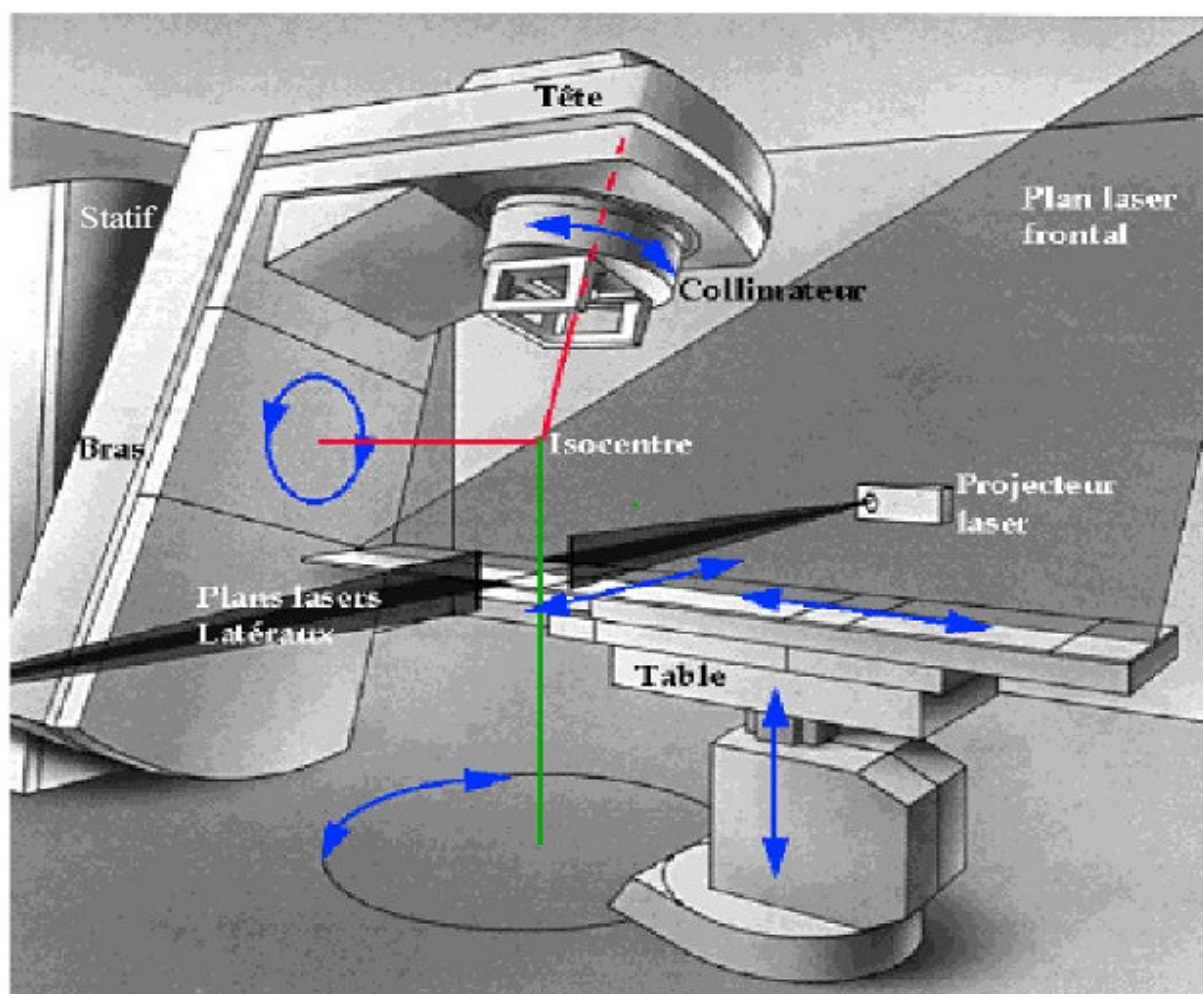


Figure II.2: Accélérateur linéaire avec l'isocentre et les marqueurs lasers.

II.5.1. Collimateurs multi-lames

Le MLC est constitué de deux mâchoires opposées, composées d'un assemblage de lames qui peuvent être déplacées indépendamment les unes des autres (Figure II.3).

Il est possible d'ajuster la position de chaque lame, pour donner à chaque mâchoire la forme souhaitée. Le déplacement des lames est piloté par informatique. Les lames peuvent être déplacées pendant l'irradiation. Ces caractéristiques font du MLC l'outil de conformation idéal pour reproduire la forme complexe des champs.



Figure II.3: Collimateur multi-lames

La possibilité de piloter en temps réel les lames permet de modifier dynamiquement la forme du faisceau pendant l'irradiation. L'irradiation peut être réalisée en continu, avec synchronisation des mouvements de rotation de l'accélérateur et de déplacement des lames, permettant ainsi une répartition de dose encore plus adaptée au PTV.

II.5.2. Imageur de contrôle (EPID)

Parmi les premières techniques à voir le jour, l'imagerie portale, Cette dernière désigne un ensemble de systèmes d'imagerie permettant d'acquérir des images de contrôle dans la salle de traitement avant ou pendant celui-ci. La technique utilisée étant la projection de rayons, les images obtenues sont des images 2D de projection.

Le système d'imagerie, positionné sous la table de traitement, donne au moyen du faisceau de rayons X issu de l'accélérateur une image du champ d'irradiation. Il est connu par ces initiales anglaises E.P.I.D. pour « Electronic Portal Imaging Device » ou système d'imagerie portale électronique). Compte tenu de l'énergie du faisceau, l'image n'est que très faiblement contrastée. Figure II.4

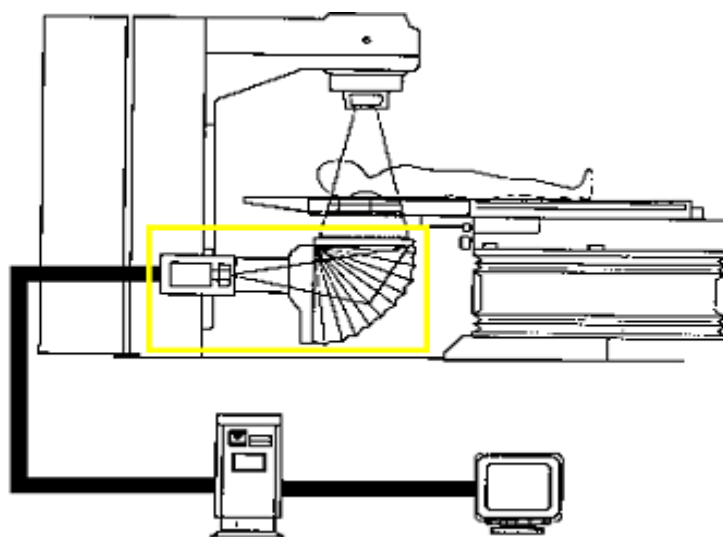


Figure II.4 : Système d'imagerie intégré (EPID)

Afin de contrôler le positionnement du patient, une image portale est acquise avant ou pendant le traitement. Cette image est ensuite comparée à une image de référence. Cette image de référence peut être soit une image portale précédemment validée par le praticien soit une DRR. Les méthodes proposées se différencient dans la façon de comparer les images : intégralité de l'image ou uniquement quelques caractéristiques communes dans les deux images. Dans cette dernière catégorie, des primitives communes, pouvant être anatomiques ou pas, sont extraites des images puis comparées.

D'autres systèmes sont expérimentés, comme les matrices de chambres d'ionisation, de diodes, etc. Chaque système a ses avantages et ses inconvénients.

L'inconvénient majeur, commun à tous les EPID, est la mauvaise qualité de l'image, due aux fortes énergies utilisées. Ce problème se répercute sur son utilisation, bien souvent limitée à des clichés de contrôle exploités après la séance de traitement.

L'amélioration de la qualité de l'image, la diminution du temps d'irradiation nécessaire à une acquisition, et des logiciels plus interactifs et plus performants, devraient à l'avenir faciliter son utilisation.

II.5.3. Radiographies de centrage

Les images radiologiques digitales reconstruites DRR (Digitally Reconstructed radiographs) sont des images 2D générées par un algorithme spécifique de rendu volumique (Ray-Tracing) appliqué sur le volume de référence, et utilisées pour simuler la physique des rayons X délivrés par l'accélérateur de façon à reproduire virtuellement, à partir de n'importe quel angle de visée, une radiographie. La DRR a pour objectif de réaliser des projections d'un objet. Il ne s'agit plus de chercher à évaluer la densité d'un objet, ici le but est plutôt d'évaluer l'intensité en chaque point de l'image sur laquelle on projette l'objet figure II.5

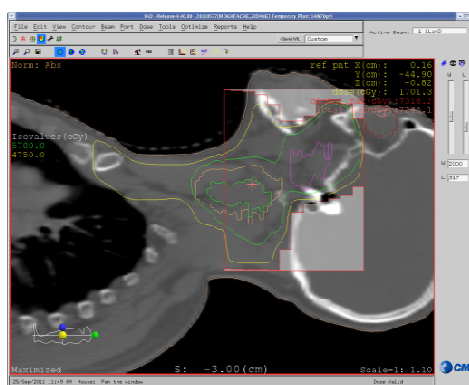


Figure II.5 : Image reconstruite par projection de volume(DRR) du cavum

La réussite d'un traitement par radiothérapie dépend largement de la précision dans le repositionnement du patient ou plus exactement du volume à irradier par rapport à L'isocentre de la machine. L'isocentre est le point de référence de L'accélérateur, c'est l'intersection entre l'axe du faisceau et de l'axe mécanique. 100 % de la dose maximale sera reçue à cet endroit.

Les praticiens ont recours à des moyens de contention et autres techniques pour reproduire le plus fidèlement possible la position initiale du patient, parmi celles-ci il y a le moulage qui consiste à créer des moules thermoformés servant à immobiliser le patient. Mais la méthode la plus utilisée reste les faisceaux lasers fixes permettant de définir 3 plans, utilisés par les

opérateurs pour tracer des marqueurs cutanés sur lesquels les lasers viennent s'aligner à chaque nouveau positionnement.

L'inconvénient de ces méthodes est qu'elles garantissent une reproductibilité de la position des structures externes (pelvis, crâne,..) mais ne permettent pas de contrôler les positions des organes comme le foie ou encore la prostate où les possibilités de déplacement sont plus importantes, dues notamment à la respiration et changements morphologiques du patient pendant la durée du traitement.

Des solutions utilisant l'imagerie de contrôle sont alors apparues, l'image de référence est comparée à une image prise à chaque début de séance pour quantifier le déplacement de l'organe.

II.5.4. Limites de la radiothérapie conformationnelle

Alors que les effets favorables en termes de résultats ne sont pas encore prouvés, l'application de cette nouvelle technique soulève un certain nombre de problèmes.

Le volume-cible doit être défini de façon plus précise qu'en radiothérapie classique si l'on veut pouvoir augmenter les doses et limiter les effets secondaires; des marges sont prévues pour traiter une éventuelle extension microscopique de la maladie qui n'est visible ni en TDM, ni à l'IRM et sont donc difficiles à apprécier.

Le repérage n'est actuellement réalisé que sur des coupes tomodynamométriques, les logiciels de dosimétrie ne permettant de travailler qu'avec cette technique d'imagerie, excluant pour l'instant l'IRM. Le scanner à acquisition spirale constitue un apport important grâce à la possibilité d'obtenir des coupes jointives sans artéfacts liés aux mouvements respiratoires. Pour la prostate, la prévision des complications au niveau du rectum et de la vessie, principaux organes sains voisins, se heurte au problème des variations de volume de ces organes creux. Ces variations sont particulièrement importantes en cours de traitement pour la vessie, dont l'aspect change en fonction du remplissage ou de la position (procubitus ou décubitus dorsal), entraînant une exposition variable de ses parois à l'irradiation et une mobilisation de la prostate et des vésicules séminales. Pour limiter ces mobilisations qui peuvent encore être aggravées par un mauvais positionnement du patient, certaines équipes utilisent des systèmes de contention. Le principe primordial est cependant de vérifier avant le

traitement que la qualité du repositionnement du patient est cohérente avec les marges de sécurité choisies (leur taille est donc variable selon la qualité du repositionnement).

La radiothérapie conformationnelle nécessite des investissements initiaux lourds, liés au coût des collimateurs multilames et des logiciels; ces investissements s'intègrent cependant dans le cadre du renouvellement des appareillages, profitent à tous les malades, améliorent la qualité des traitements de routine et la charge de travail du personnel. L'augmentation du temps-médecin a pu être estimée à 30% dans sa partie ; technique, alors que le temps de travail du physicien est actuellement triplé.

Chapitre III

Matériels Et Equipements Utilisés

III.1. Introduction

La radiothérapie externe est utilisée dans le traitement d'au moins 60 % des cas de cancers. Le traitement par radiothérapie implique un compromis entre la nécessité d'irradier suffisamment le tissu cancéreux pour permettre le contrôle local de la tumeur et la volonté d'irradier au minimum les tissus sains voisins afin de limiter la morbidité. Les progrès technologiques en imagerie médicale, en informatique et en radiothérapie ont permis, depuis une décennie, de développer la radiothérapie conformationnelle.

Le traitement le plus fréquent en radiothérapie du cancer est utilisé par l'émission de photons à haute énergie ; quant au mode utilisant les électrons, il est relégué en deuxième position, Alors que la production de ces derniers s'obtient à l'aide d'un accélérateur linéaire de particules). [17]

III.2. Description générale sur les accélérateurs linéaires

L'accélérateur linéaire de particule étudié au cours de ces travaux est de type Primus, élaboré par le constructeur SIEMENS. Conçu pour le traitement en radiothérapie, il possède deux voies de faisceau d'irradiation. La première est une voie de photons émis selon deux énergies : une basse aux environs de 6 MV, c'est le mode 6MV et une haute à 18 MV, c'est le mode 18MV. La deuxième est utilisée dans le traitement par électrons et génère des faisceaux aux environs de 6, 9, 12, 15, 18 et 21 MV. L'accélérateur possède ainsi un chariot mobile sur lequel sont pré-montés les différents composants nécessaires à la formation du faisceau d'irradiation. Pour situer ces composantes, le schéma d'un accélérateur linéaire est présenté à la figure III.1

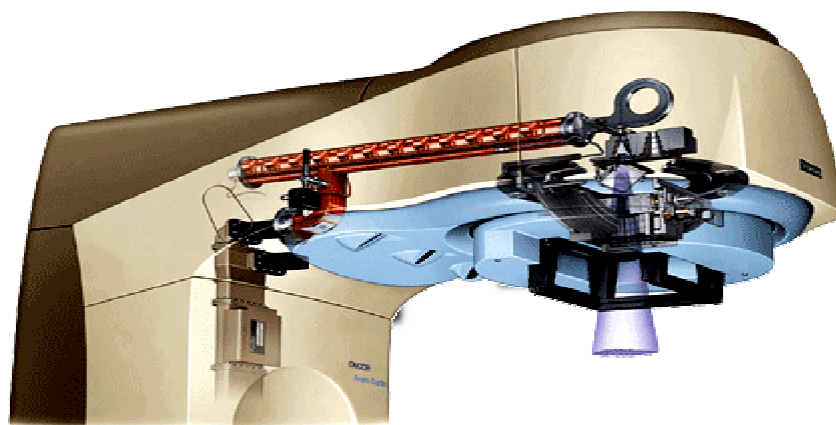


Figure III.1 : Accélérateurs Linéaires Siemens

III.2.1. Description générale

Le but de cette machine est le traitement des tumeurs par bombardement de photons ou d'électrons accélérés, il se décompose en plusieurs parties :

- ✓ La structure.
- ✓ Le bras pouvant effectuer une rotation de 360°.
- ✓ Un collimateur constitué de mâchoires et des lames fines.
- ✓ Un imageur portal (en option) permettant de faire des clichés radio.
- ✓ La table de traitement.



Figure III.2 : Accélérateur Siemens Primus et table Siemens

Ce dispositif médical crée en sortie un rayonnement photons et électrons sous différentes énergies.

III.2.1.1. Le principe de fonctionnement

L'anode est reliée au pôle positif de la haute-tension, la cathode au négatif, lorsqu'une impulsion positive sera appliquée à la grille de commande, la barrière constituée par celle-ci s'ouvrira et laissera passer le flux d'électrons.

Comment accélérer le flux électronique ?

III.2.1.2. L'accélération des électrons

Le flux d'électrons sortant du canon, va rentrer dans une section cylindrique en cuivre formée de cavités, se terminant par une partie torique appelée déviation qui aura pour but de sélectionner l'énergie souhaitée.

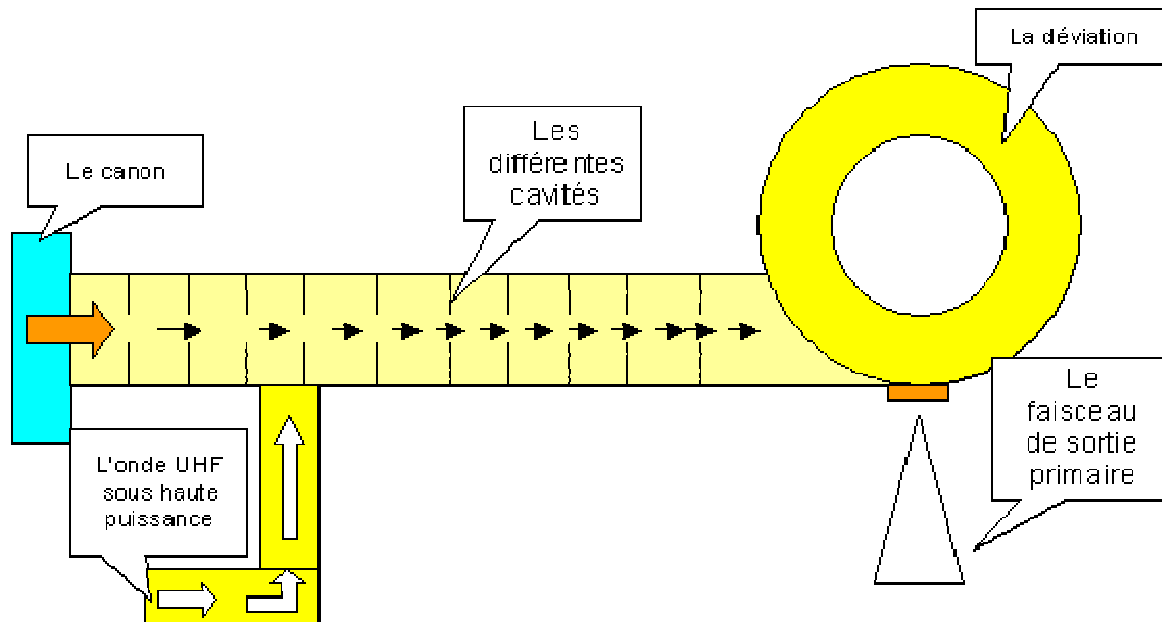


Figure III.3 : schéma de l'accélération des électrons

III.2.1.2.1. Une cavité de section

Cette section accélératrice pourra atteindre un peu plus d'un mètre pour une énergie 25 MV. Pour accélérer les particules, une onde radiofréquence RF à haute puissance est nécessaire et doit être injectée dans la section.

La puissance mise en jeu est impressionnante puisque nous parlons de quelques mégawatts. Ce phénomène nécessite une grande consommation d'énergie électrique, ne sera effective que durant quelques microsecondes.

Cette puissance RF, comment est-elle créée ?

Deux types d'accélérateurs sont sur le marché. On parle souvent de machine à magnétron ou à klystron.

III.2.1.2.2. Magnétron

Le magnétron est un tube électronique sous vide qui va permettre de créer et d'amplifier (2MW environ) une onde sinusoïdale.



Figure III.4 : Le magnétron

III.2.1.2.3. Klystron

Le klystron, lui, est bien plus puissant que le magnétron (7.5MW) mais nécessite un apport d'RF, un émetteur «pilote» de faible puissance (100W) sera nécessaire pour l'exciter correctement.



Figure III.5 : Le klystron

Le klystron ou le magnétron sera donc alimenté par une source de haute-tension pulsée, générée par le modulateur.

III.2.1.2.4. Le modulateur

Son rôle, comme nous l'avons vu plus haut, sera d'alimenter le klystron ou le magnétron en très haute tension durant quelques microsecondes toutes les 5 à 6 millisecondes.

Celui-ci fonctionne suivant le principe d'une charge et décharge d'un ensemble de capacité et de self appelé réseau PFN.

Le modulateur ainsi créé va fonctionner comme un réservoir qui emmagasine l'énergie, que l'on vient ouvrir subitement. Une tension de 20KV à l'entrée du transformateur haute tension sera ainsi générée soit 130 à 160KV en sortie de celui-ci.

Nous obtenons donc le schéma de principe suivant :

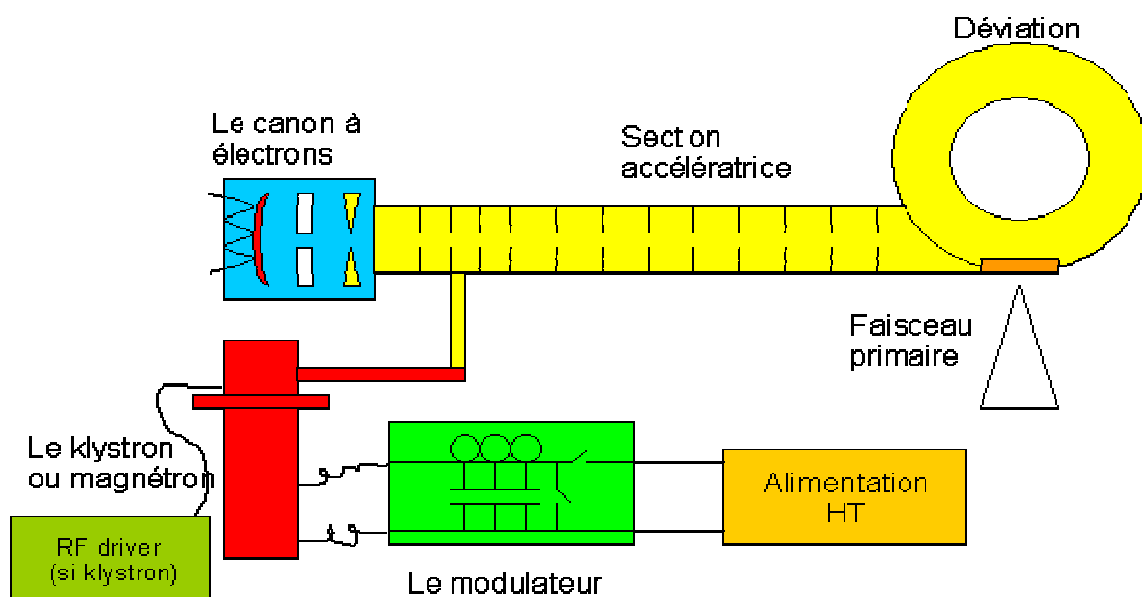


Figure III.6 : Le modulateur

III.2.1.2.5. La sélection d'énergie

Le but est d'obtenir un faisceau le plus homogène possible pour l'énergie sélectionnée souhaitée.

La déviation à 270° va sélectionner et filtrer l'énergie grâce à un électro-aimant dont les pôles vont se situer de chaque côté de celle-ci. L'ampérage circulant dans les bobines va fixer l'énergie souhaitée et focaliser le faisceau en sortie.

III.2.1.2.6. Le faisceau de sortie

Le faisceau électronique doit subir quelques transformations afin de répondre aux exigences de traitement en radiothérapie.

Il doit être :

- ✓ Symétrique.
- ✓ Homogène.

On distingue les deux modes de fonctionnement :

III.2.1.3. Le mode photons

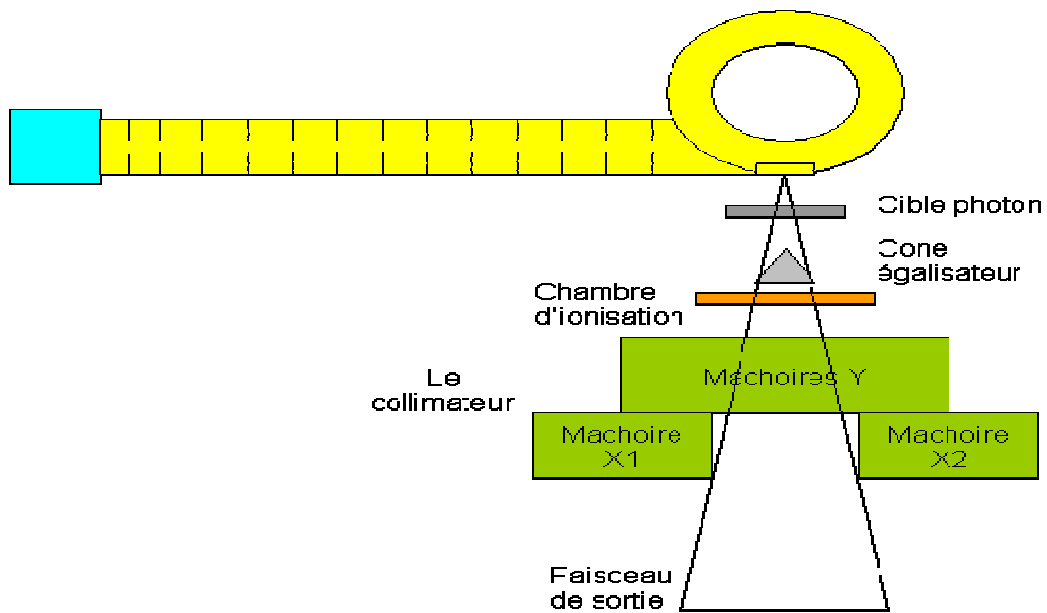


Figure III.7 : schéma de production des photons

Une cible en tungstène est placée sous le faisceau primaire, les électrons vont la frapper et créer un rayonnement photon.

Un cône égalisateur va permettre de rendre le faisceau homogène.

Une chambre d'ionisation contrôle le débit, l'homogénéité et la symétrie du faisceau de sortie.

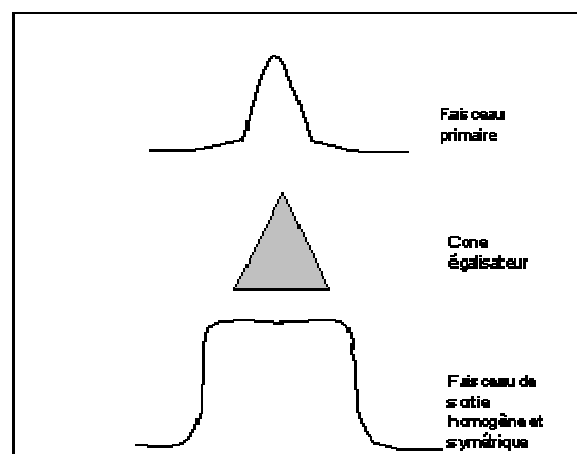


Figure III.8 : Faisceau de sortie des photons

III.2.1.4. Le mode électrons

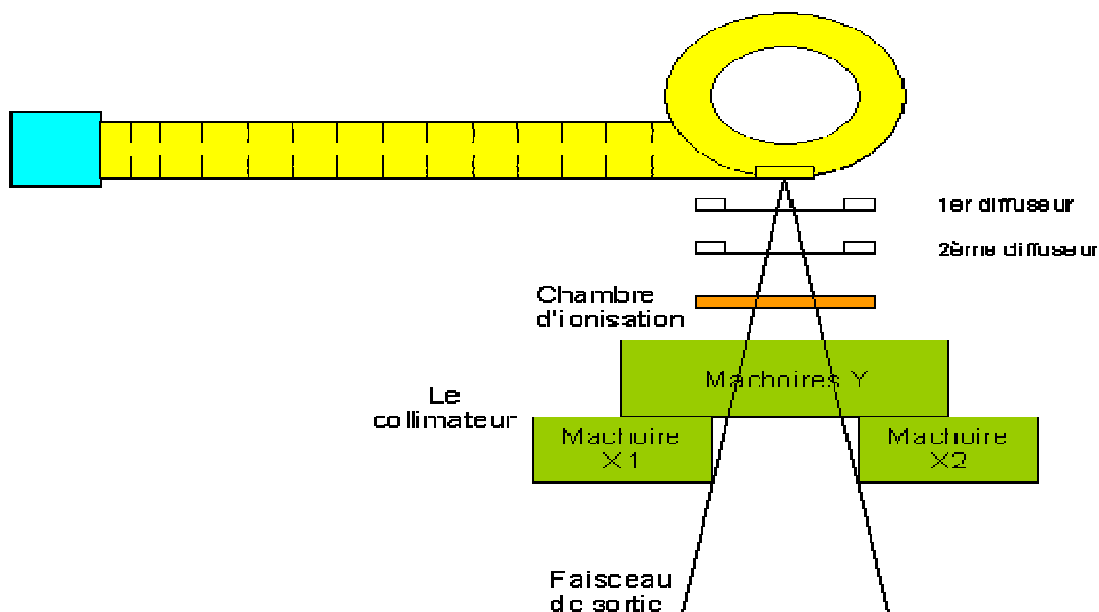


Figure III.9 : Schéma de productions des électrons

Dans le mode électrons, il n'y a plus de cible, le cône égalisateur est remplacé par des diffuseurs (ce sont en fait des éléments constitués d'une fine couche métallique).

On obtient donc le schéma suivant :

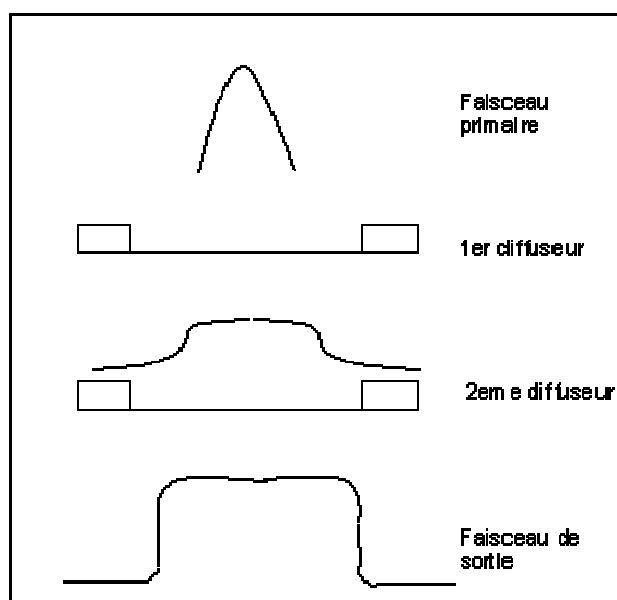


Figure III.10 : Faisceau de sortie des électrons

Les machines modernes sont de plus en plus équipées de collimateurs multilames appelés MLC (MLC. : Multi Leaf Collimator). [18]

III.3. Chambres d'ionisation

L'émission des rayonnements est toujours associée à la radioactivité. Aucun des sens dont dispose l'être humain n'est sensible aux rayonnements émis par les substances radioactives. On ne peut détecter ces rayonnements donc déceler la radioactivité qu'en utilisant deux des types d'interaction entre les rayonnements ionisants et la matière : l'ionisation et l'excitation.

La chambre d'ionisation constitue un des systèmes les plus simples de détection des rayonnements. Dans le domaine de la physique médicale, l'application principale de la chambre d'ionisation repose sur la dosimétrie des faisceaux de radiothérapie. Une propriété importante d'une chambre d'ionisation réside dans le matériau constituant sa paroi.

Ceci est lié au fait que, dans le cas de la détection d'un rayonnement indirectement ionisant (comme les photons), ce sont les particules chargées secondaires produites dans la paroi (principalement les électrons) qui sont mesurées dans le volume de la chambre.

Selon les fabricants et les conditions de mesure, le volume sensible des chambres d'ionisation est généralement compris entre quelques cm^3 et quelques dizaines de cm^3 . L'épaisseur et la nature de ce matériau sont à choisir selon les conditions spécifiques de la mesure. Les qualités habituelles de ces détecteurs (stabilité, linéarité, polarité, influence du débit, de l'angle d'incidence du rayonnement,...) sont évidemment indispensables. L'électromètre associé doit être adapté et capable de mesurer des charges très faibles). [1]

III.3.1. Chaîne de mesure chambre-électromètre

La chambre d'ionisation est toujours utilisée avec un électromètre, un dispositif pour mesurer le courant induit par le passage du rayonnement dans la chambre, de l'ordre de $10^{-9}A$, $10^{-14}A$ ¹ utilisé en même temps qu'une chambre d'ionisation.

Un amplificateur opérationnel avec une résistance standard ou un condensateur standard permet de rendre ces courants faibles mesurables par l'électromètre.

¹ Ampère

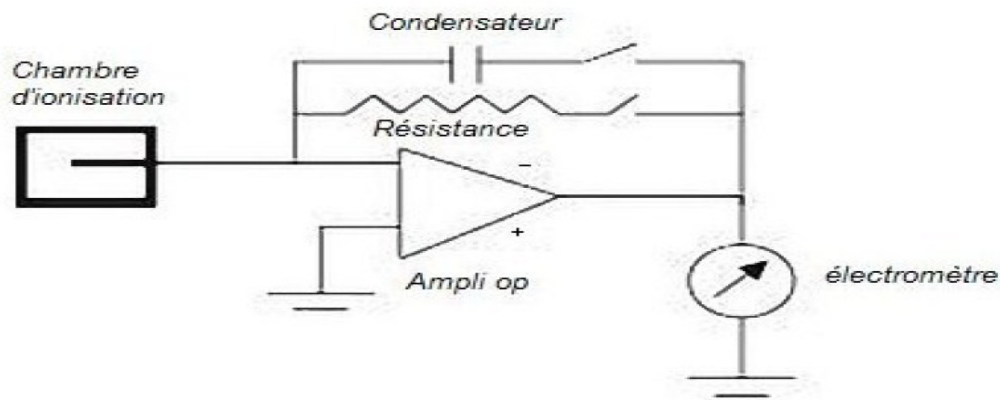


Figure III.11 : Chaîne de mesure chambre-électromètre

III.3.1.1. Principe de fonctionnement

Une chambre d'ionisation est constituée par une enceinte délimitant un certain volume gazeux, compris entre des électrodes portées à une tension de l'ordre d'une centaine de volts.

En générale, le principe de la chambre d'ionisation est de se placer dans les conditions où le nombre d'ions collectés est égale au nombre d'ions formés lors de l'irradiation, ce qui permet de mesurer la quantité d'électricité transportée par ces ions.

La mesure d'une dose absorbée dans un matériau m peut se traduire par la mesure d'une quantité d'ions, ou d'un courant d'ionisation créé dans un volume gaz entouré d'une paroi en matériau m ou équivalent à m . Ceci étant, une chambre d'ionisation est simplement constituée d'un volume utile de gaz qui est délimité par deux électrodes soumis à une différence de potentiel (figure II.12).

L'électrode centrale est portée à une haute tension positive ou négative, alors, que l'enceinte est en général mise à la masse. Ce qui va créer un champ électrique, entre la paroi de l'enceinte et l'électrode centrale. Le rayonnement incident ionise le gaz et les ions créés dans le gaz remplissant l'enceinte sont donc, attirés par l'une des électrodes suivant leur signe et collectés par cette électrode, d'où l'apparition d'un courant proportionnel à la dose de rayonnement reçue. [19]

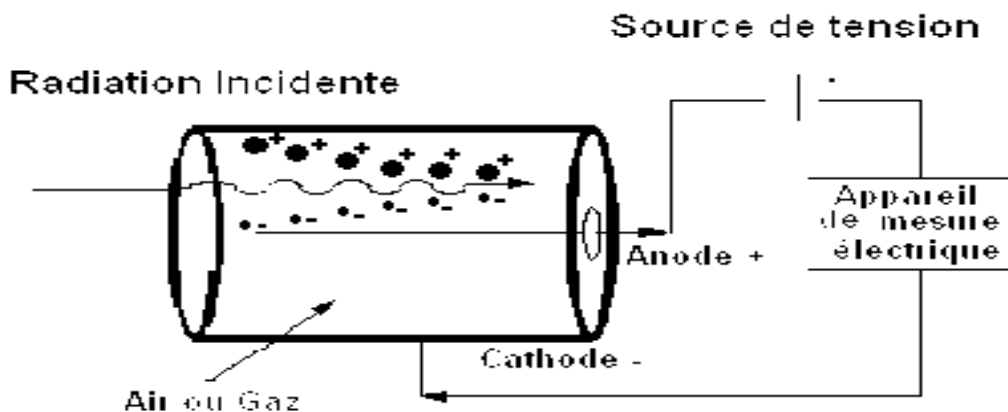


Figure III.12 : Principe de fonctionnement d'une chambre d'ionisation

III.3.1.2. Propriétés des chambres d'ionisation

Les chambres d'ionisation sont employées en radiothérapie et en radiologie diagnostic pour la détermination de la dose de rayonnement.

Elles viennent dans diverses formes et tailles, selon les conditions spécifiques, mais généralement elles ont toutes les propriétés suivantes :

- ✓ Une chambre d'ionisation est fondamentalement une cavité remplie par gaz entourée d'un mur externe conducteur et en ayant une électrode de rassemblement centrale. Le mur et l'électrode de rassemblement sont séparés avec un isolateur de qualité pour réduire le courant de fuite quand une tension de polarisation est appliquée à la chambre.
- ✓ L'électrode de garde est habituellement fournie dans la chambre pour réduire plus loin la fuite de chambre. Elle arrête la fuite courante et lui permet de couler dans la terre, déviant l'électrode de rassemblement. Elle assure également l'uniformité améliorée de champ en volume actif ou sensible de la chambre, avec une meilleure collection de charge.
- ✓ Les mesures avec des chambres d'ionisation exigent une correction de la température et de pression. [1]

III.3.1.3. Les différents types de chambres

Il existe différents types de chambre d'ionisation comme la volumineuse chambre à paroi d'air (utilisée uniquement dans les laboratoires standards), les chambres plates utilisées pour la dosimétrie des électrons (énergie inférieure à 10 MeV) ainsi que des photons de basse énergie

Ces dernières sont principalement utilisées pour l'étalonnage des faisceaux d'électrons et les mesures dans la région du recouvrement électronique des faisceaux de photons.

Et la chambre cylindrique (a pour objet d'assurer la qualité des faisceaux de photons en radiothérapie).

La chambre est également connue comme chambre de dé².

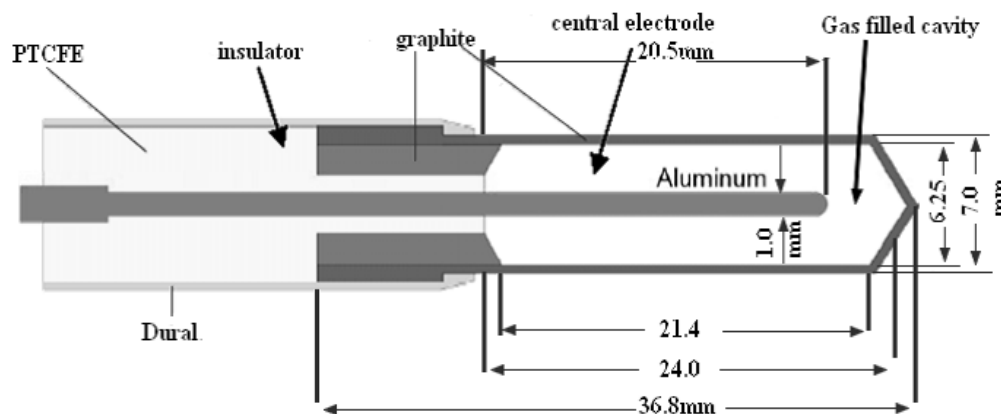


Figure III.13 : Schéma d'une chambre de type Fermer

L'autre chambre d'ionisation utilisée est de type Semiflex, elle est étanche à l'eau pour des mesures de photon et d'électron de haute énergie.

Elle a les caractéristiques suivantes :

- Volumes utiles non étanches à l'air de $0,125 \text{ cm}^3$ et $0,3 \text{ cm}^3$.
- Appropriées pour une utilisation dans des fantômes d'eau.
- Réponse en énergie plate au sein d'une large plage d'énergie.

Les chambres Semiflex sont conçues pour la dosimétrie thérapeutique, essentiellement pour les mesures de distribution de dose dans des fantômes d'eau motorisés. Elles sont pourvues d'une tige courte pour le montage et d'un câble de raccordement flexible. Pour l'énergie, la plage d'utilisation nominale s'étend de 30 KeV à 50 MeV (pour les photons) et de 6 MeV à 50 MeV (pour les électrons).

² Vu que son volume sensible ressemble à celui du dé

La paroi se compose de graphite recouvert d'une couche de protection en acrylique. Les anneaux de garde sont conçus pour atteindre le volume de mesure. Un capuchon d'accumulation en acrylique pour une mesure dans l'air.

Une correction de la densité de l'air est requise pour chaque mesure, et un appareil de contrôle de radioactivité est disponible en option. Les chambres possèdent un diamètre intérieur de 5,5 mm, elles se distinguent uniquement par la longueur du volume de mesure.

La chambre $0,125 \text{ cm}^3$ est idéale pour la dosimétrie 3D dans des fantômes d'eau, car le volume de mesure est à peu près sphérique. Il en résulte donc une réponse angulaire plate sur un angle de $\pm 160^\circ$ et une résolution spatiale uniforme sur les trois axes du fantôme d'eau.

Les chambres d'ionisation cylindriques utilisées dans le cadre de notre travail sont :

- ✓ TM30013 chambre étanche Farmer PTW (figure III.14).
- ✓ TM31010 chambre Semiflex de $0,125 \text{ cm}^3$ (figure III.15).



Figure III.14 : Chambre d'ionisation de type Farmer



Figure III.15 : Chambres d'ionisations de type Semiflex

III.3.1.3.1. 2D Array

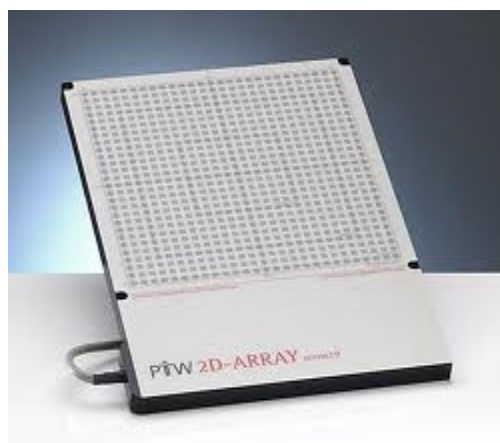


Figure III.16 : 2D Array

2D (PTW, tapez 10024), composé de 729 chambres de l'air ionique, a été utilisée dans ce travail comme un dispositif pour une mesure in vivo d'une dose de portail. Ce tableau 2D PTW, comme d'autres tableaux bidimensionnels [20, 21, 22, 23, 24, 25], a été conçu pour vérifier la dose prévue de complexes champs modulés en plastique standard eau fantôme équivalent pour le prétraitement et le contrôle de la qualité IMRT.

L'adéquation de la matrice 2D PTW a été récemment analysé en termes de reproductibilité à court, moyen et long terme et il est utilisé dans notre centre pour la vérification de prétraitement RCMI de routine. [24,25]

III.4. Le milieu de référence (Le fantôme)

L'eau est recommandée dans l'AIEA (Code of Practice TRS -277 et TRS -381) comme milieu de référence pour mesure de la dose absorbée pour les deux faisceaux photons et électrons.

Le milieu de référence pour la dosimétrie en radiothérapie, est un fantôme de matériau pouvant 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 ont 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.

Le fantôme utilisé dans le présent travail est un fantôme MP3-P réservoir d'eau 3D motorisé pour les faisceaux de radiothérapie horizontaux pour les protons et les ions lourds (figure III.17). Il a les caractéristiques suivantes. [26]

- Réservoir d'eau 3D de haute précision pour la proton-thérapie.
- 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 de l'eau pour les scans 3D, équipé de parois du réservoir renforcé pour éviter toute déformation ou fuite.
- Tout-en-un avec table élévatrice facile manœuvrable et intégré dans le réservoir d'eau pour pratique, «une installation rapide ».
- Dispositif de positionnement pour l'alignement du réservoir routable, précis, horizontal et vertical. [27].



Figure III.17 : Fantôme d'eau MP3-P

Alternativement, on peut aussi utiliser comme fantômes des plaques constituées de plastique tels que le polystyrène, PMMA « PolyMethyl MethAcrylate » connu aussi sous des noms commerciaux comme Lucite, Plexiglas ou Perspex, et certaines plastiques équivalentes eaux, 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 sur les côtés de la taille du champ maximale.[5]

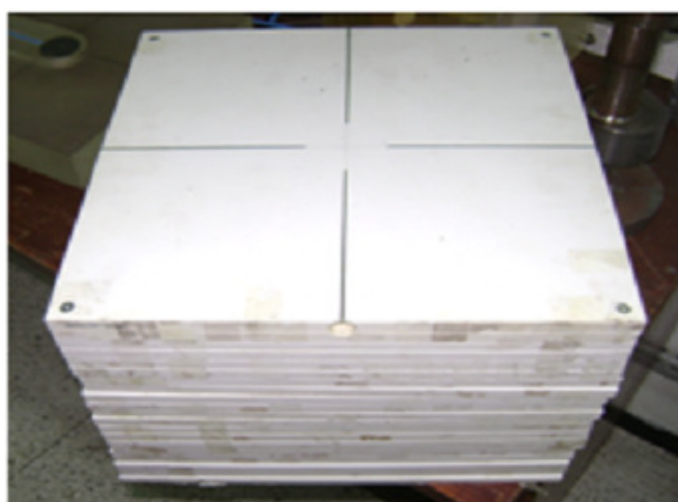


Figure III.18 : Fantôme POLYSTYRENE

III.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 arrive que l'électromètre fasse partie intégrante du système de dosimétrie, et il faut alors étalonner la chambre d'ionisation et l'électromètre comme étant un seul système de mesure.



Figure III.19 : Electromètre PTW UNIDOS

III.6. Thermomètre et baromètre

Les mesures effectuées avec une chambre d'ionisation doivent être corrigées pour la température et la pression. Cette correction, dont le formalisme est donné par tous les protocoles dosimétriques existants, est indispensable pour ramener la valeur de la lecture donnée par la chambre aux conditions standards pour lesquelles cette chambre a été étalonnée.

La précision des baromètres et le thermomètre est utilisée pour déterminer les facteurs de correction de la densité d'air pour la dosimétrie absolue.

L'instrument utilisé pour la mesure de la température et de la pression est illustré par la figure III.20. [1]



Figure III.20 : Thermomètre baromètre

Chapitre IV La Technique Mono-isocentrique

IV.1. Introduction

Les techniques classiques de traitement dans les cancers des VADS et les cancers du sein utilisent plusieurs iso centres positionnés au simulateurs , ces iso centres sont déterminés soit directement au simulateur (calcul dosimétrique simple), ou après une dosimétrie basée sur l'imagerie scanner, lors d'une simulation de vérification, dont l'objectif est de matérialiser les iso centres déterminés lors de la dosimétrie, par comparaison des images de référence (images radiographiques reconstruites) avec les clichés de simulation. L'utilisateur exclusif du simulateur ne permet pas d'optimiser la couverture tumorale et une marge de sécurité de l'ordre de 5mm est souvent utilisée pour prendre en considération l'incertitude de positionnement des différents iso centres. Par contre, L'utilisation du scanner pour la préparation du traitement optimise Cette couverture.

L'utilisation d'un seul iso centre pour tout le traitement est le seul moyen de garantir cette jonction à chaque séance de traitement, facilitant et accélérant par la même occasion la séance de traitement. Cette précision des jonctions est indépendante des erreurs de positionnement puisque les jonctions sont réalisées par les mâchoires du collimateur et/ou les lames du collimateur multi lames, pour un positionnement unique sur le mono-isocentre. Ces techniques mono-iso centriques sont décrites pour les cancers des VADS et pour les cancers du sein.

IV.2. Equipement nécessaire pour la mise en œuvre des techniques mono-iso centriques

La mise en œuvre des techniques mono-iso centriques est conditionnée par le type d'accélérateur et le logiciel de dosimétrie utilisé. L'accélérateur doit être doté d'un collimateur multi lames et permettre des asymétries de dimensions de champ dans les deux directions.

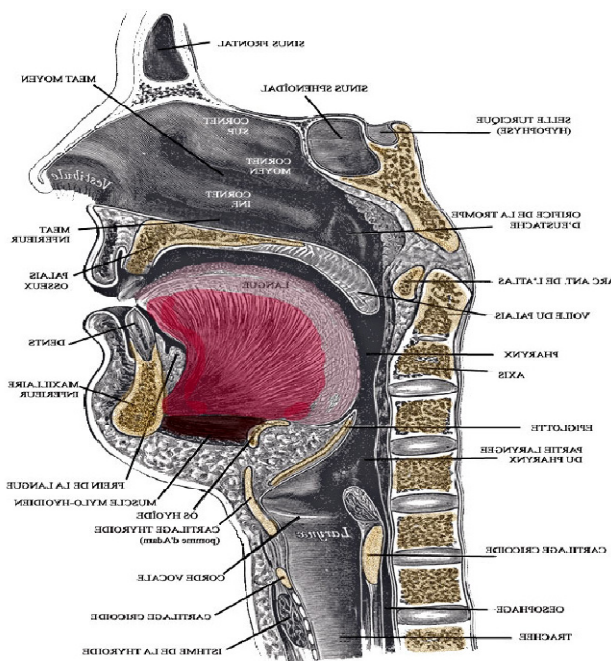
L'absence de collimateur multi lames obligerait de rentrer dans la salle entre chaque faisceau nécessitant des caches, ce qui enlèverait le gain de temps que permettent ces techniques.

L'impossibilité de faire des asymétries dans les deux directions, couplée avec l'absence de collimateur multi lames rend impossible la mise en œuvre de ces techniques à cause du poids des caches. Par ailleurs, il est indispensable de mettre en œuvre un protocole d'assurance qualité spécifique pour connaître et suivre la précision de positionnement des mâchoires ainsi

que des lames du collimateur multi lames. Une précision de 1mm est souhaitée pour autoriser des faisceaux jointifs. Par ailleurs, le système de planification de traitement doit permettre un calcul correct des unités moniteurs en condition d'asymétrie.[28]

IV.3. Technique mono-isocentrique dans la prise en charge des cancers des VADS

IV.3.1. Anatomie du cavum



Le cavum dont le synonyme et rhinopharynx, nasopharynx ou épipharynx est la partie supérieure du pharynx. Cette zone est située en arrière et au-dessus du voile du palais. Le palais est la partie supérieure de la cavité buccale. L. sépare les fosses nasales de la bouche. Le cavum est ouvert en avant vers les fosses nasales par l'intermédiaire de l'orifice des choanes qui est très large. Les végétations adénoïdes occupent la paroi postéro-supérieure du cavum. Chaque trompe d'Eustache

communique fait communiquer le cavum avec l'oreille moyenne. Les trompes d'Eustache s'abouchent (communiquent) au niveau de la paroi latérale du cavum par l'intermédiaire des orifices tubaires. En résumé le cavum est la partie supérieure et aérienne du pharynx qui est situé en arrière des fosses nasales.

Ces cancers, classiquement rares en France, ont une fréquence qui augmente. La cause en est l'augmentation de la population originaire d'Afrique du Nord et d'Asie. En effet ils surviennent surtout chez les sujets originaires du Maghreb ou d'Asie du Sud-Est. Ils sont relativement fréquents dans le pourtour du bassin méditerranéen hors Maghreb. C'est en Chine du Sud qu'ils sont les plus nombreux. Le virus d'Epstein-Barr est à l'origine de la variété indifférenciée de ce cancer mais le cancer n'apparaît qu'à l'occasion d'un certain nombre de circonstances locales favorisantes supplémentaires : infections locales répétées et habitudes alimentaires (poisson séché en Asie). Ce cancer s'accompagne donc d'une augmentation des anticorps anti EBV.

Pour le diagnostic de la maladie et pour la surveillance, la recherche et le dosage des anticorps n'ont qu'une valeur indicative.

Sur le plan du terrain, il y a pratiquement autant de femmes que d'hommes et aucune relation avec l'intoxication alcoolo-tabagique habituellement rencontrée dans les autres cancers ORL (à l'exception des cancers des cavités aériennes de la face). [29]

IV.3.2. Dispositif de contention

Un masque à 4 ou 5 points est utilisé comme dispositif de contention, permettant une immobilisation correcte des épaules. Une évaluation des erreurs de positionnement avec ce type de masque a été réalisée (erreur moyenne 3 mm), montrant une amélioration par rapport à un masque à 2 points.

IV.3.3. Acquisition scanner

Grâce à l'utilisation de lasers mobiles, le patient est aligné visuellement sur la table du scanner. Cet alignement est vérifié sur le mode radio antérieur et latéral. Cet alignement n'est possible que si le dispositif de contention n'est solidaire ni de la table du scanner, ni de celle de l'accélérateur. Dans le cas contraire, l'alignement sera obtenu lors du moulage du masque de contention. Un point de référence, marqué sur le masque et repéré par des marqueurs radio-opaques, est choisi de façon arbitraire. Il est positionné au-dessus des clavicules et dans le sens antéropostérieur, en partie antérieure des vertèbres cervicales figure IV.1.



Figure IV.1: Image de positionnement avec des contentions

IV.3.4. Simulation virtuelle

L'étape initiale consiste à définir les contours des organes critiques (dessin du canal médullaire) et la mise en place d'un héli faisceau inférieur sus-claviculaire (antérieur) Figure IV.2 et d'un héli faisceau supérieur cervical (latéral) Figure IV.3. Ces faisceaux sont initialement centrés sur le point de référence avant d'être positionnés avec le radiothérapeute à la jonction cervico-sus-claviculaire optimale pour la localisation traitée. La définition des contours du volume cible anatomoclinique (CTV=tumeur + extensions microscopiques) est nécessaire pour bien positionner cette jonction. Le décalage entre l'isocentre unique et le point de référence est réalisé dans le sens tête –pieds uniquement.

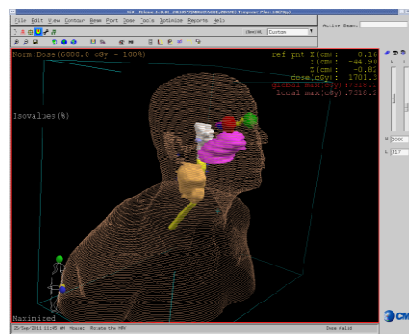


Figure IV.2: Contourage

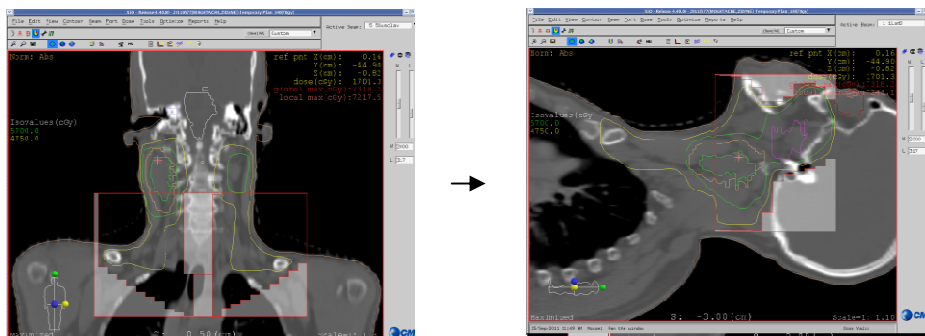


Figure IV.3: Dosimétrie
(emplacement des faisceaux)

Ce décalage peut être réalisé au simulateur ou directement sous l'appareil de traitement. Les dimensions des faisceaux sont optimisées par le radiothérapeute afin de couvrir les aires ganglionnaires si elles ne sont pas dessinées, selon les critères de simulation classique. Les caches peuvent alors être dessinés sur les images radiographiques reconstruites.

L'étape suivante consiste à définir la protection médullaire après 40 Gy avec une marge de sécurité (correspondant à l'erreur de positionnement, par exemple 5mm). Cependant il nécessite une filtration des champs (par des filtres en coins physiques ou dynamiques).

Le complément de dose postérieur est donné par les faisceaux spinaux en électrons Figure IV.4. Ces derniers faisceaux ne sont pas centrés sur le mono-isocentre, ils sont traités en DSP=110. Cet éloignement est nécessaire pour éviter le contact entre l'applicateur d'électron et les épaules. Les faisceaux spinaux sont optimisés pour être en jonction parfaite avec la partie postérieure du faisceau cervical réduit et la partie supérieure du faisceau sus-claviculaire Figure IV.5. Cette jonction parfaite est obtenue en inclinant de quelques degrés (1 ou 2°) le bras des faisceaux spinaux, la reconstruction 3D permet de visualiser sur la peau la projection des faisceaux spinaux. [28]

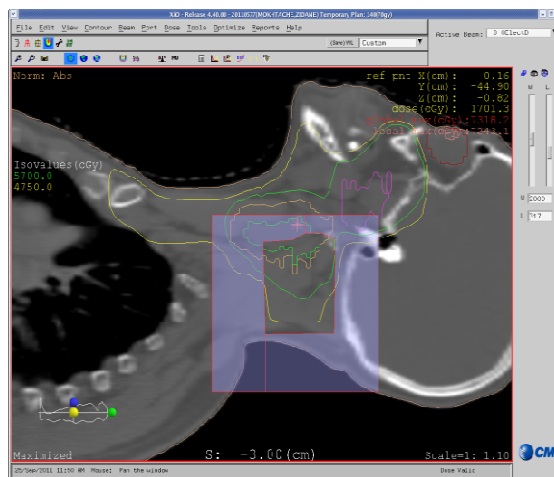


Figure IV.4 : Faisceau spinal en électron

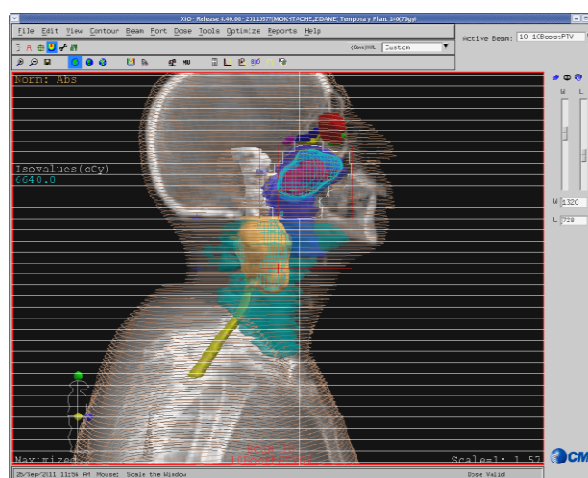


Figure IV.5: Faisceau du CTV

Le complément de dose tumoral, lorsqu'il existe, est traité avec des faisceaux obliques protégeant le canal médullaire centrés sur le mono-isocentre Figure IV.5.

IV.3.5. Vérification du traitement

L'étape ultime consiste à vérifier les jonctions à l'appareil de traitement (à l'aide des images portales). Figure IV.6

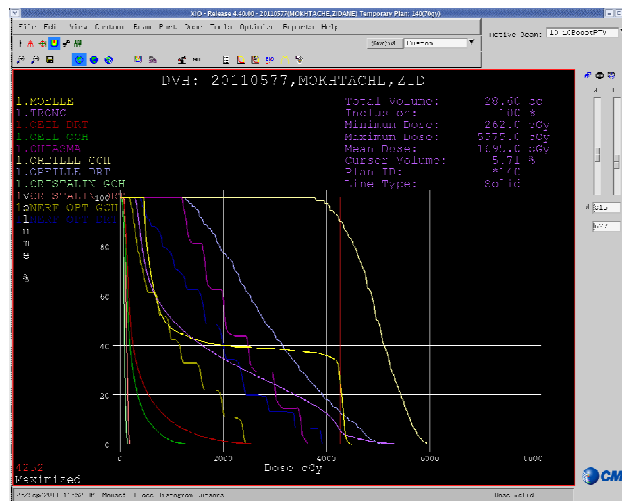


Figure IV.6: DVH (optimisation du plan de traitement)

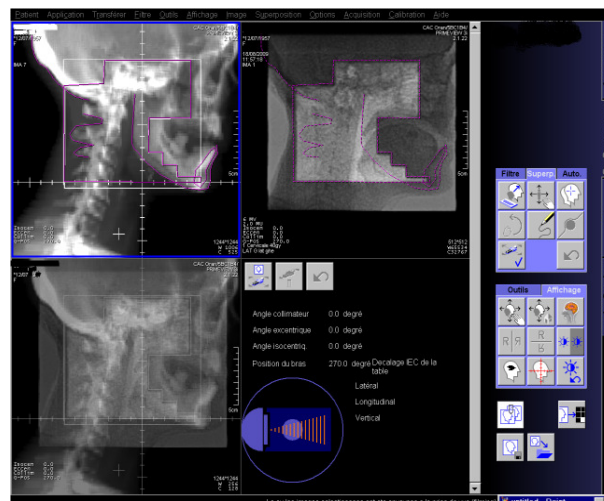


Figure IV.7: Validation de traitement

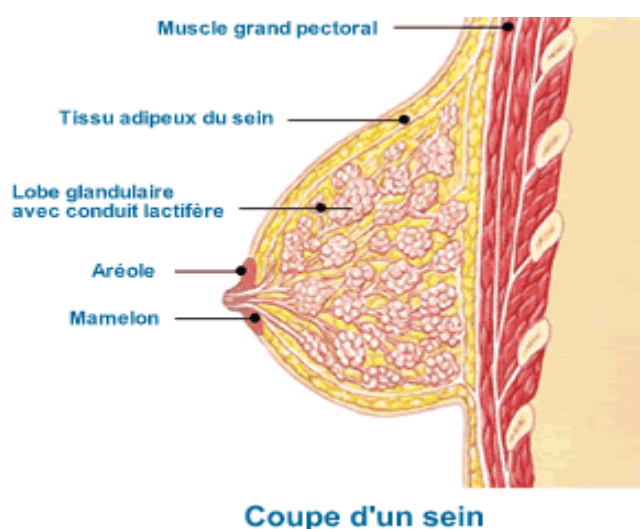
IV.4. Technique mono-isocentrique dans la prise en charge des cancers du sein

IV.4.1. Anatomie du sein

Les seins jouent un rôle important dans la représentation de la féminité. De la puberté où les jeunes demoiselles surveillent avec appréhension le développement de leur poitrine, à la

ménopause où leur forme et leur volume évoluent, le sein est investi d'une valeur symbolique et affective forte.

Constitué d'un tissu adipeux plus ou moins important qui leur donnent leur forme et leur volume, les seins évoluent selon l'histoire naturelle des femmes, leur âge, leurs grossesses antérieures, leurs activités physiques... La glande mammaire est composée d'une vingtaine de lobules et comporte entre 10 et 100 acini, qui sécrètent le lait. Les seins, parcourus par une multitude de vaisseaux sanguins, sont maintenus par la peau et des fibres au muscle pectoral qui recouvrent le thorax.



Coupe d'un sein
Figure IV.8 : Anatomie du sein

Les tissus mammaires baignent dans des liquides lymphatiques, qui permettent d'éliminer les déchets, les cellules mortes et autres débris. Ces liquides circulent dans les vaisseaux lymphatiques, qui se déversent dans les ganglions lymphatiques. Il y a environ 35 ganglions lymphatiques autour de chaque sein, dont la plupart sont situés dans le creux de l'aisselle ou à proximité. Si un cancer se développe dans un sein, il s'étend souvent aux ganglions car la lymphe peut contenir et faire circuler des débris mais aussi des cellules cancéreuses. La lymphe circule dans toutes les directions, mais les trois-quarts environ des vaisseaux lymphatiques du sein se déversent dans les ganglions axillaires (dans l'aisselle), qui deviennent souvent le premier foyer cancéreux créé à distance des seins. [30]

IV.4.2. Dispositif de contention

Aucune contention spécifique à la technique de traitement mono-isocentrique n'est utilisée en dehors du plan incliné. Son utilisation vise à incliner le thorax afin de permettre une jonction correcte entre les faisceaux tangentiels (interne et externe) et le faisceau de traitement de la

chaîne mammaire interne (CMI). Le plan incliné permet également une bascule correcte de certaines formes de seins qui remontent lorsque la patiente est allongée, rendant plus difficile le traitement de la partie supérieure de la glande mammaire par les faisceaux tangentiels.

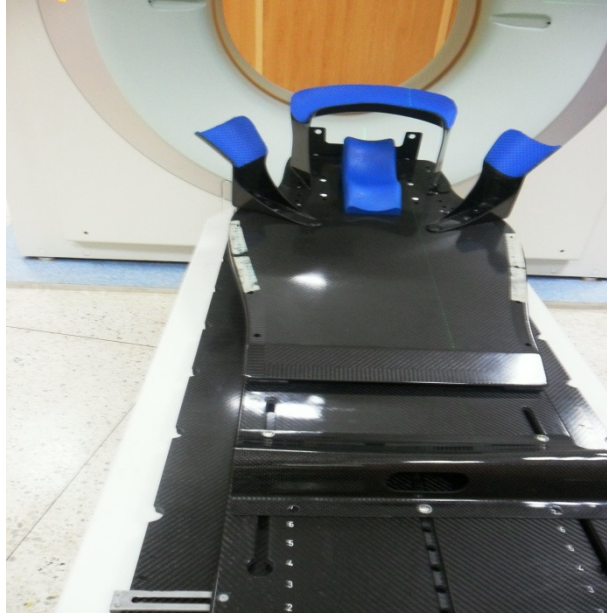


Figure IV.9 : Dispositif de contention

IV.4.3. Acquisition scanner

Deux techniques peuvent être utilisées permettant une détermination directe ou différée du mono-isocentrique :

- ✓ Dans la technique différée, un point de référence utilisé. Celui-ci peut être positionné à mi-hauteur du sein dans le sens tête-pieds et médian dans le sens droite-gauche, il est complété par un point latéral situé à une hauteur table fixe (par exemple 15cm), destiné à permettre un repositionnement correct de la patiente sur le plan incliné et une bascule reproductible. Ces points peuvent être marqués à la fuscine ou tatoués, en fonction du délai entre le scanner et le traitement. Dans cette dernière, les décalages vers le mono-isocentre (situé en jonction supérieure de la CMI et du tangentiel interne) sont appliqués au simulateur ou lors d'une étape de mise en place sur l'appareil de traitement.
- ✓ Les points de centrage définitifs sont alors tatoués le mono-isocentre, un point de direction antérieur en limite inférieure du tangentielle interne ainsi qu'un point latérale à hauteur table fixe [situé dans plan de point de direction].

- ✓ Dans la technique directe, il s'agit de placer d'emblée le mono-isocentre. Il doit se trouver à l'extrémité supérieure des faisceaux tangentiels internes et externes.

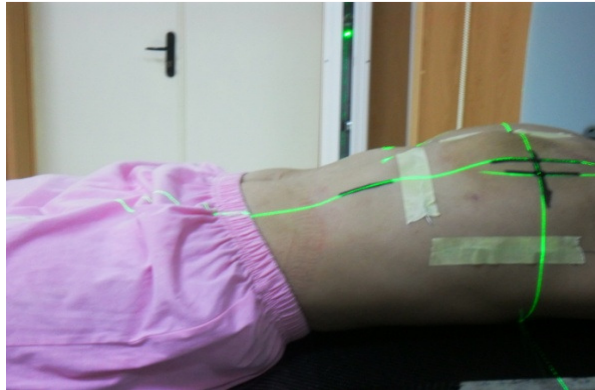


Figure IV.10 : Acquisition scanner

IV.4.4. Simulation virtuel

L'étape initial consiste à la définition du contour des organes critiques (moelle, poumons, la masse cardiaque, avec d'autant plus d'acuité que la prise en charge des traitements du cancer du sein exigé, dans certaines formes cliniques et moléculaires figure (IV.11), l'utilisation au préalable ou concomitante à la radiothérapie, de chimiothérapie ou thérapie ciblée pouvant grever la toxicité cardiaque) et des volumes cibles (glande mammaire, paroi, ganglion, da la CMI, ganglion sus-claviculaire). Le positionnement des faisceaux de traitement utilise conjointement la vue 3D à la peau, la DRR (image radiographique reconstruite). Dans la méthode directe, le physicien contrôle bien les jonctions entre les champs tangentiels et sus-claviculaire, et il doit homogénéiser la dose dans toutes cette région. Figure(IV.12), figure(IV.13), figure (IV.14), figure (IV.15), figure (IV.16), figure (IV.17).

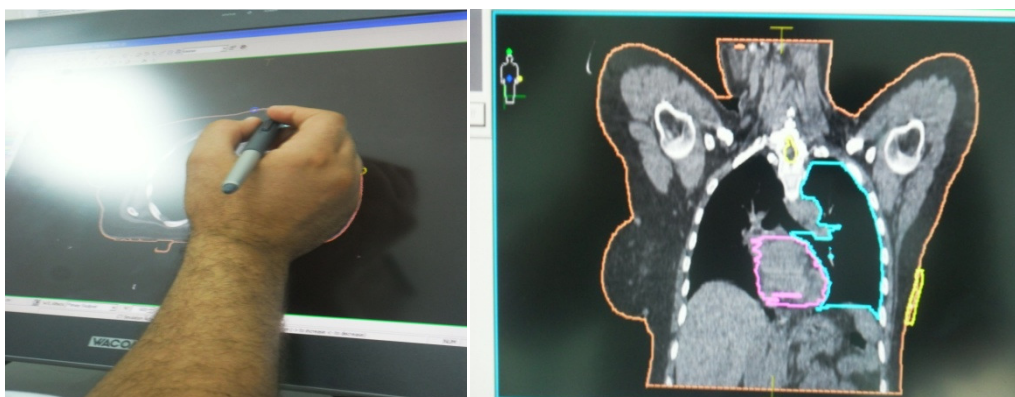


Figure IV.11 : Contourage des organes cible

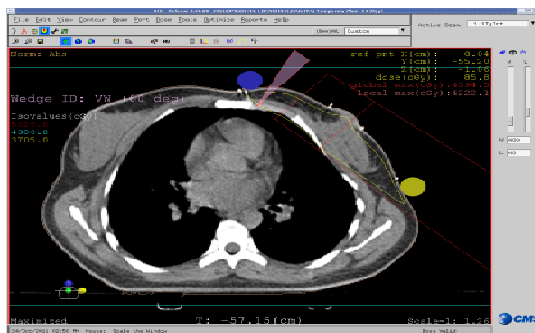


Figure IV.12: Emplacement des champs de traitement sus-claviculaire

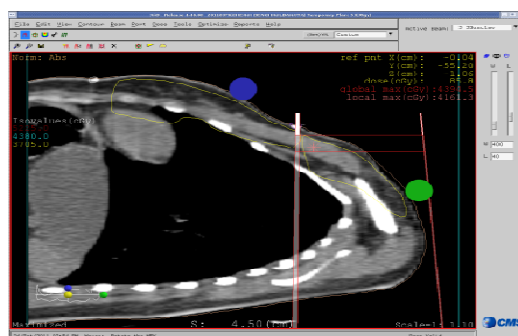


Figure IV.13: Emplacement des champs de traitement tangentiel interne

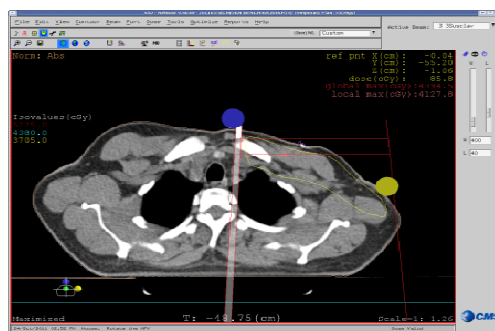


Figure IV.14: Emplacement des champs de traitement tangentiel externe

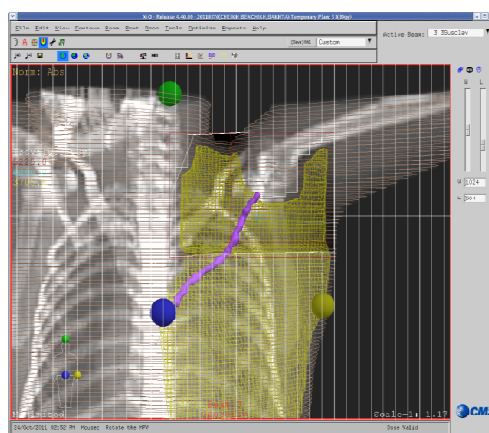


Figure IV.15: DRR du champ sus-claviculaire

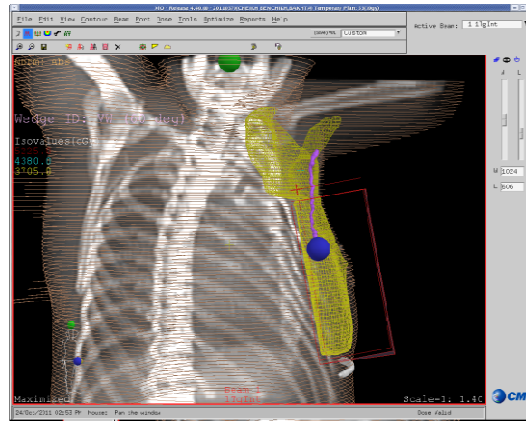


Figure IV.16: DRR du champ tangentiel

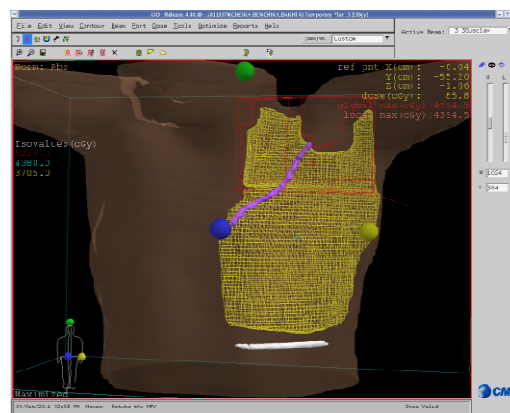


Figure IV.17: Distribution de dose dans les deux champs tangentiels et sus-claviculaire

IV.4.5. Vérification du Traitement

L'étape ultime consiste lors d'une simulation de vérification ou directement à l'appareil du traitement de se centrer sur le point de référence antérieur en vérifiant l'alignement avec le point de direction et la bascule avec le point de référence (HT= 15cm), puis de décaler la table vers le mono-isocentre dans la méthode différée. Des clichés de vérification (clichés de simulation ou image portale) sont réalisés. [28]



Figure IV.18: Vérification du traitement avec l'imagerie portale

IV.4.6. Ajustements et vérification des filtres virtuels

L'option du filtre en coin virtuelle est une technique de filtrage qui produit la dose de distribution qui est similaire mais pas identique à celle d'un filtre en coin réel.

Le coin virtuel varie selon le débit de dose tout en déplaçant la mâchoire du collimateur à une vitesse constante à travers un champ de traitement.

Mouvement de la mâchoire et la délivrance de la dose

Le filtre en coin virtuelle fournit un profil de dose comparable à celle obtenue par un filtre en coin réel. L'utilisation d'un accessoire de filtrage est accompli en même temps par:

- ✓ Le contrôle des mouvements de l'une des mâchoires à une vitesse constante
- ✓ La variation de la dose durant l'irradiation

Pendant le traitement, le Filtre en coin virtuelle forme l'équivalent de l'orteil du filtre en coin d'abord par l'irradiation d'un petit écart entre les mâchoires.

L'orientation du filtre en coin désiré détermine le déplacement de la mâchoire pendant le traitement. Lorsque l'utilisateur programme une taille du champ, les deux mâchoires, y compris la mâchoire désigné en mouvement, passer à la taille du champ prédéfinie . [31]

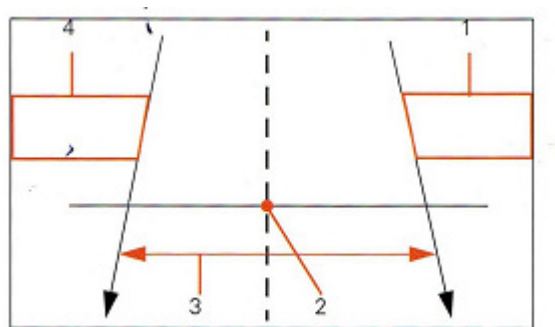


Figure IV.19: Mâchoires opposées en position de configuration

- ✓ 1 = mouvement de la mâchoire
- ✓ 2 = isocentre
- ✓ 3 = Taille de champ
- ✓ 4 = mâchoire fixe

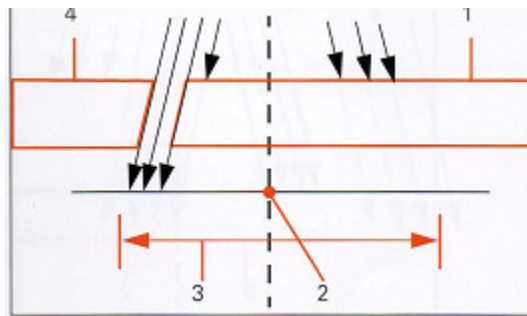


Figure IV.20: Mâchoires opposées pendant la distribution de la dose initiale

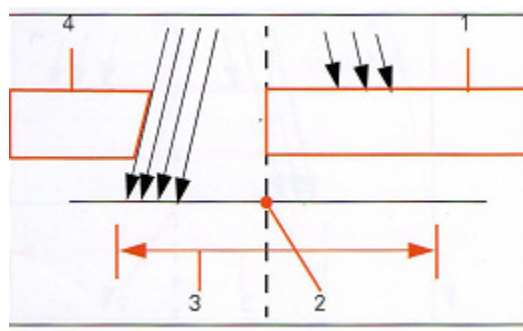


Figure IV.21: Mâchoires opposées pendant le déplacement des mâchoires

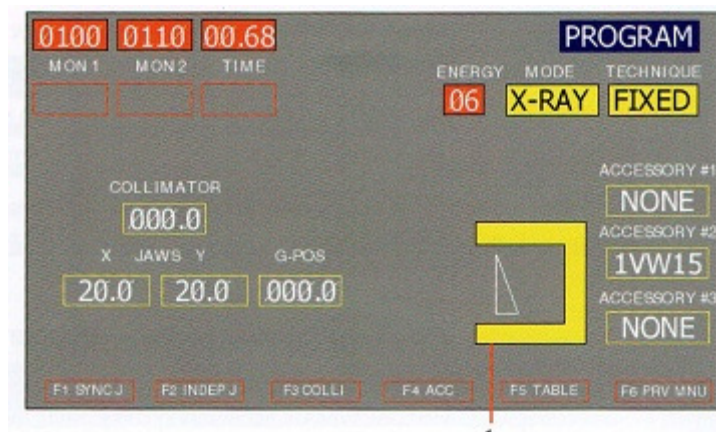


Figure IV.22: Code du filtre virtuel 1VW15 avec la tête du MLC

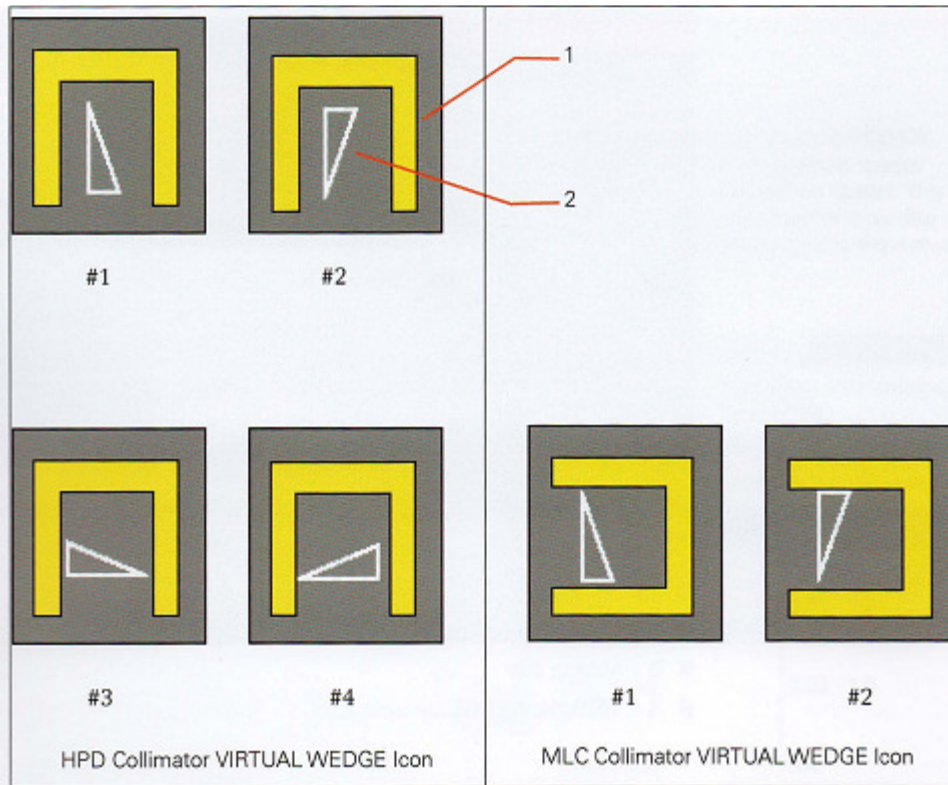


Figure IV.23: L'orientation du filtre virtuel avec l'affichage du HPD et le MLC

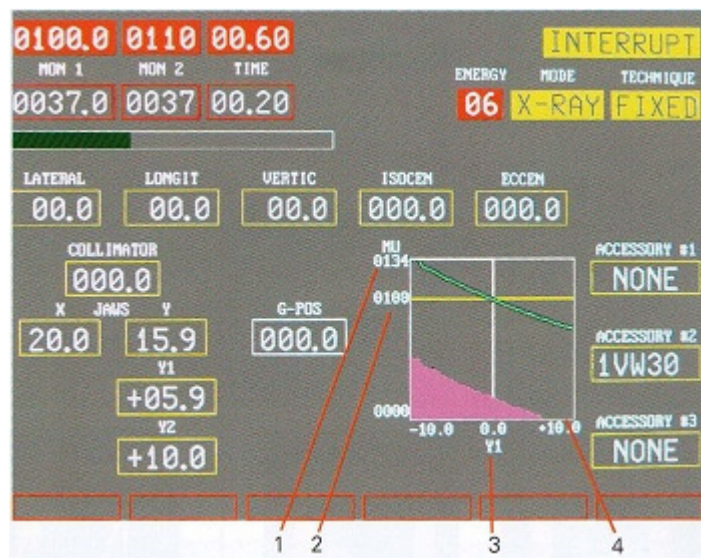


Figure IV.24: Ecran d'affichage dynamique du filtre virtuel

IV.5. Ajustements et vérification des filtres virtuels

IV.5.1. 2D Array



Figure IV.25: Chambre d'ionisation 2D ARRAY

Le positionnement de la chambre d'ionisation 2D ARRAY se fait au niveau de l'accélérateur, sur la table de traitement, la chambre d'ionisation doit être superposée sur des plaques de plexiglas afin d'obtenir une SSD de 100cm et une taille de champs de 10X10. [27]

IV.5.2. Chambre d'ionisation Fermer pour les filtres virtuels

IV.5.2.1. Taille de champ symétrique

A l'aide de programme pour les tailles de champs symétriques (petit taille de champ 6x6 et grande taille de champ 20x20) La console de commande accepte toute taille du champ qui est programmable pour la technique. Toutefois, l'orteil des filtres virtuels seront perdues si la taille du champ dépasse un champ de 20 cm de large.

IV.5.2.2. Tailles Champ asymétrique

L'accélérateur ne précise pas les champs asymétriques avec le filtre en coin virtuelle. Le filtre en coin virtuelle est capable d'être livré avec les tailles des champs asymétriques. Cependant, ils devraient être vérifiés individuellement par le physicien.

IV.5.2.3. Angles de filtre en coin virtuelle

Pour les angles de coin nominal de 15 °, 30 °, 45 ° et 60 ° avec une taille de champ de 20 cm x 20 cm, l'angle du coin mesuré est de $\pm 2^\circ$ de la valeur nominale.

Tous angles du coin peuvent être créés par incréments de 1°. L'angle de filtre en coin virtuel est défini comme la pente de contour de l'isodose à la profondeur de mesure standard de 10 cm sur l'axe de rayonnement du faisceau à SAD = 100 cm et est mesurée par la ligne en harmonie avec les contours des isodoses au point déplacées.

$\frac{\pm \text{taille de champ}}{4}$ pour 15° et 30° angle de coin

Ou

$\frac{\pm \text{taille de champ}}{6}$ pour 45° et 60° angles de coin à l'axe du faisceau de rayonnement.

Voir Figure (IV.26)

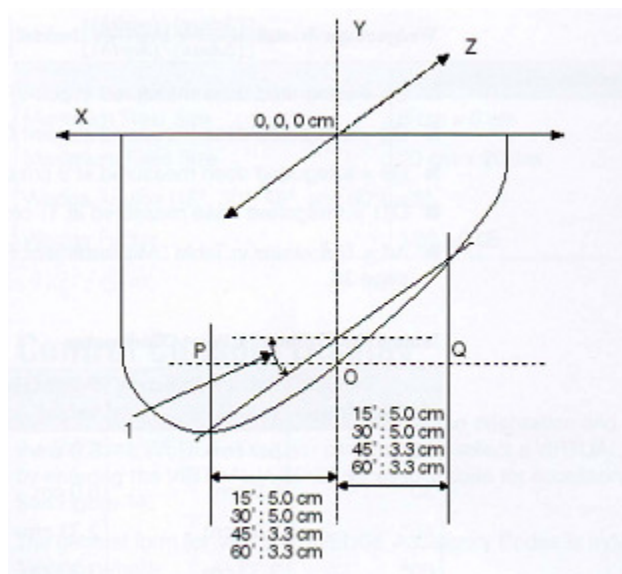


Figure IV.26: Définition de l'angle du filtre en coin

IV.5.3. Facteur de transmission des filtres virtuels

IV.5.3.1. Facteurs filtre en coin

Pour une taille de champ précisés, le facteur de coin est défini comme le rapport de la la dose en plein champ sur l'axe central (CAX) à D_{max} , sur la dose du champ de coin sur les CAX au D_{max} pour la même énergie, la taille du champ, et unités de surveiller programmé.

$$\text{Facteur filtre en coin} = \frac{\text{Open field cumule dose}}{\text{filtre en coin dose cumule}}$$

Equation IV.1 : Facteur de transmission des filtres virtuels

Pour une énergie déterminée, la conception collimateur, et l'angle de filtre, les La variation des facteurs Filtre en coin sur l'intervalle tailles de champ symétriques 6 cm x 6 cm à 20 cm x 20 cm ne doit pas dépasser 0,05 ou 5,0% ($1,00 \pm 0.05$).

Wedge Factor Variation Test					Accumulated Dose For Open Fields @ dmax		
MU	Energy	Field Size	Dmax 100cm TSD	Accumulated Dose			
					$WEDGE\ ANGLE = \tan^{-1} \left(\frac{D_p - D_q}{\Delta D} \right)$		
100	X-Low	6x6	Dmax for X-Low on CAX	95.900			$(D_9 - D_{11}) / 2$
100	X-Low	20x20	Dmax for X-Low on CAX	105.900			
100	X-Hi	6x6	Dmax for X-Hi on CAX	96.000	$WEDGE\ FACTOR = \frac{ACCUM\ DOSE\ FOR\ WEDGE\ FIELD}{ACCUM\ DOSE\ FOR\ OPEN\ FIELD}$		
100	X-Hi	20x20	Dmax for X-Hi on CAX	106.100			

Wedge Factor X-Low						Wedge Factor X-Hi					
MU	Wedge	Field Size	Accumulated Dose	WDG Factor	Deviation	MU	Wedge	Field Size	Accumulated Dose	WDG Factor	Deviation
100	1VW15	6x6	95,4	0.995	-0.005	100	1VW15	6x6	95,5	0.995	-0.005
		20x20	105,4	0.995	-0.005			20x20	105,8	0.997	-0.003
100	1VW30	6x6	94,7	0.987	-0.013	100	1VW30	6x6	95,1	0.991	-0.009
		20x20	104,8	0.990	-0.010			20x20	105,0	0.990	-0.010
100	1VW45	6x6	94,8	0.989	-0.011	100	1VW45	6x6	94,3	0.982	-0.018
		20x20	105,2	0.993	-0.007			20x20	104,1	0.981	-0.019
100	1VW60	6x6	94,7	0.987	-0.013	100	1VW60	6x6	93,9	0.978	-0.022
		20x20	105,4	0.995	-0.005			20x20	104,7	0.987	-0.013
100	2VW15	6x6	95,5	0.996	-0.004	100	2VW15	6x6	95,6	0.996	-0.004
		20x20	105,5	0.996	-0.004			20x20	105,8	0.997	-0.003
100	2VW30	6x6	94,9	0.990	-0.010	100	2VW30	6x6	95,3	0.993	-0.007
		20x20	105,0	0.992	-0.008			20x20	105,3	0.992	-0.008
100	2VW45	6x6	95,4	0.995	-0.005	100	2VW45	6x6	94,7	0.986	-0.014
		20x20	105,7	0.998	-0.002			20x20	104,5	0.985	-0.015
100	2VW60	6x6	95,5	0.996	-0.004	100	2VW60	6x6	94,5	0.984	-0.016
		20x20	106,7	1.008	0.008			20x20	105,6	0.995	-0.005

Tableau IV.1 : Facteur de transmission des filtres virtuels

Commentaire :

Nous remarquons que les facteurs de transmission des filtres virtuels sont presque égaux avec une déviation de -0.005%

IV.5.4. Mesure des filtres en coins réel

Le positionnement de la chambre d'ionisation se fait comme suit :

- La chambre doit être verticale dans le fantôme
- Le système d'acquisition doit être fixé à une SSD=100 et une profondeur 10cm dont les lasers se coïncident avec la position de la surface de l'eau

Serial Number	5184	Energy	6/18 MV Photon	Software Version	V9.1	Date	2008/07/03				
Mean Attenuation Factor		X-Low C-Factor	1.0200	X-Hi C-Factor	1.3600	Installation Engineer	Andreas Weber				
Temperature	22 °C	Pressure	1013 mbar	Gantry and Collimator Angle	0°						
X-LO ANGLE MEASUREMENTS Accumulated Dose at Variable Points D, P,Q and 90cm TSD with 20x20 Field											
Wedge	D9	D11	$\frac{D9-D11}{2}$	Dp	Dq	$\frac{Dp-Dq}{Delta_d}$	Delta_d	Angle	C - Factor	MUprogr	MUmax
1VW15	93,63	84,32	4,655	83,77	96,91	1,314	10,00	15,76	1,0200	100	100
1VW30	91,71	83,22	4,245	75,83	102,66	2,683	10,00	32,29	1,0200	100	100
1VW45	90,07	81,31	4,380	73,37	102,19	4,327	6,66	44,65	1,0200	100	100
1VW60	83,11	75,56	3,775	61,32	102,11	6,125	6,66	58,35	1,0200	100	100
2VW15	95,82	86,51	4,655	98,55	86,78	1,177	10,00	14,19	1,0200	100	100
2VW30	96,91	87,60	4,655	107,04	81,31	2,573	10,00	28,93	1,0200	100	100
2VW45	99,10	89,52	4,790	112,79	81,85	4,646	6,66	44,12	1,0200	100	100
2VW60	102,39	91,98	5,205	131,68	75,28	8,468	6,66	58,42	1,0200	100	100
X-HI ANGLE MEASUREMENTS Accumulated Dose at Variable Points D, P,Q and 90cm TSD with 20x20 Field											
Wedge	D9	D11	$\frac{D9-D11}{2}$	Dp	Dq	$\frac{Dp-Dq}{Delta_d}$	Delta_d	Angle	C - Factor	MUprogr	MUmax
1VW15	101,24	93,35	3,945	103,92	93,68	1,024	10,00	14,55	1,3600	100	100
1VW30	99,16	91,49	3,835	86,67	108,52	2,185	10,00	29,67	1,3600	100	100
1VW45	100,75	92,81	3,970	87,33	114,87	4,135	6,66	46,17	1,3600	100	100
1VW60	97,73	90,07	3,830	76,65	118,81	6,330	6,66	58,83	1,3600	100	100
2VW15	104,09	95,87	4,110	95,76	106,49	1,073	10,00	14,63	1,3600	100	100
2VW30	104,91	96,64	4,135	90,83	114,05	2,322	10,00	29,32	1,3600	100	100
2VW45	106,55	98,01	4,270	118,98	90,12	4,333	6,66	45,42	1,3600	100	100
2VW60	111,09	102,00	4,545	135,95	85,80	7,530	6,66	58,89	1,3600	100	100

Tableau IV.2 : Mesure des filtres en coins réel

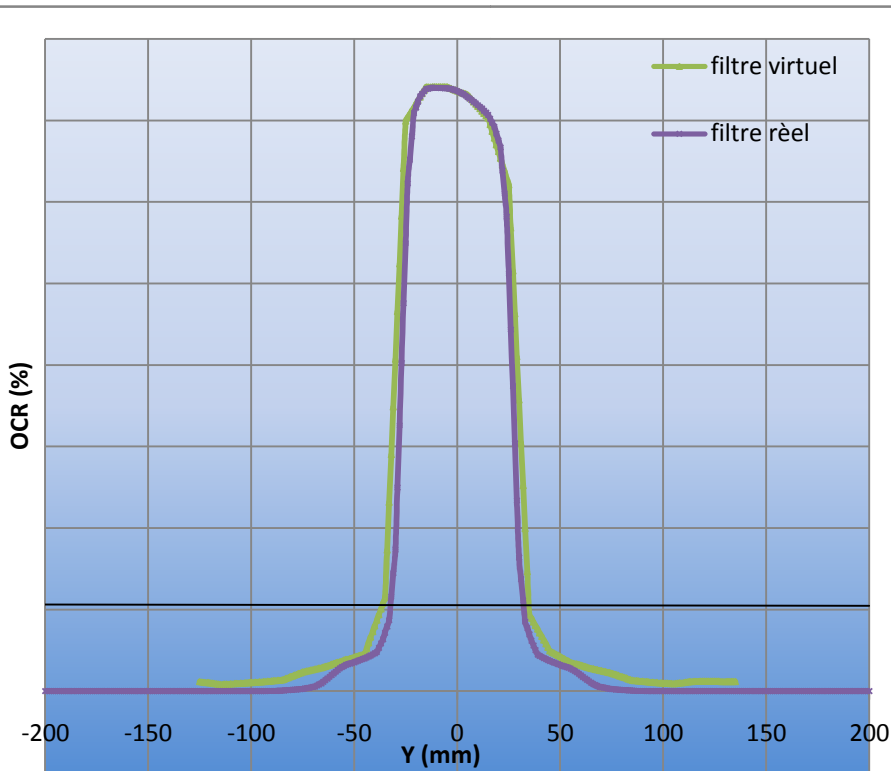
Commentaire :

On observe dans les figures des résultats un large tableau pour les différents tailles de champs représente les angles mesurés par les filtres en coin virtuel est qui sont presque confondus avec les angles mesurés par les filtres en coin réel.

IV.5.5. Comparaison des filtres réels et virtuels

D'après les résultats obtenus pour les chambres d'ionisation et 2DArray nous avons affirmé que les angles de déformation de profils sont confondus et ils ont les mêmes allures avec une différence moins de 2°. [31]

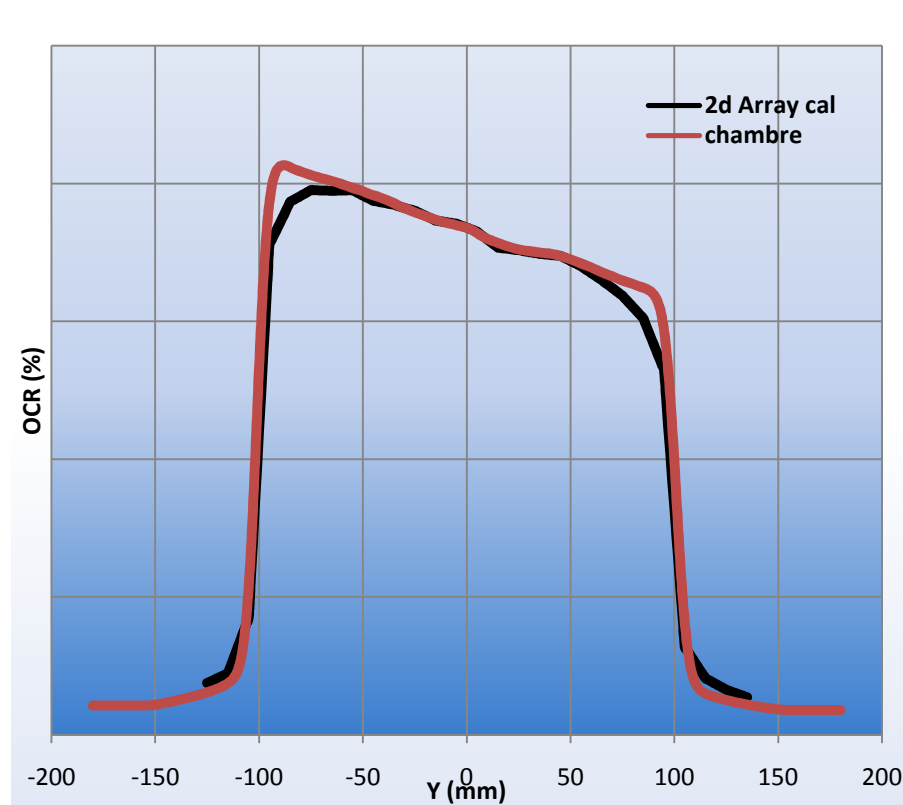
E= 6Mv



E6 (6x6)	Partie centrale (%)
w15	
Max	2,05%
Min	-4,62%
Moyenne	-0,04%

Champs 6x6 filtre virtuel 15°

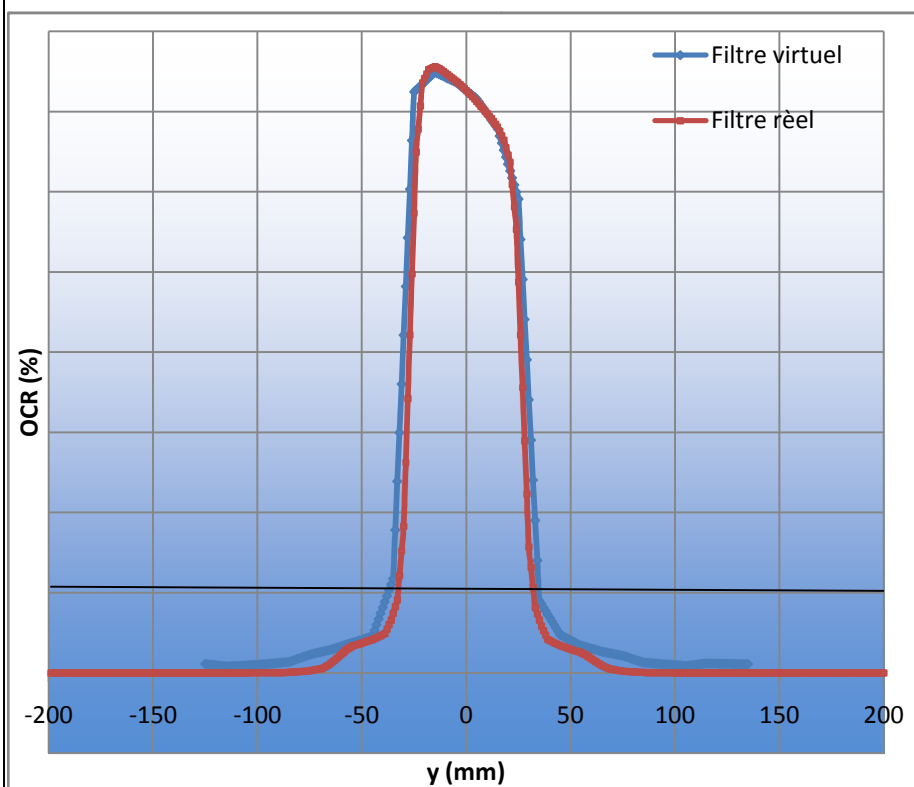
E= 6Mv



E6 (20x20)	Partie centrale (%)
w15	(%)
Max	4,90%
Min	-1,05%
Moyenne	0,59%

Champs 20x20 Filtre Virtuel 15°

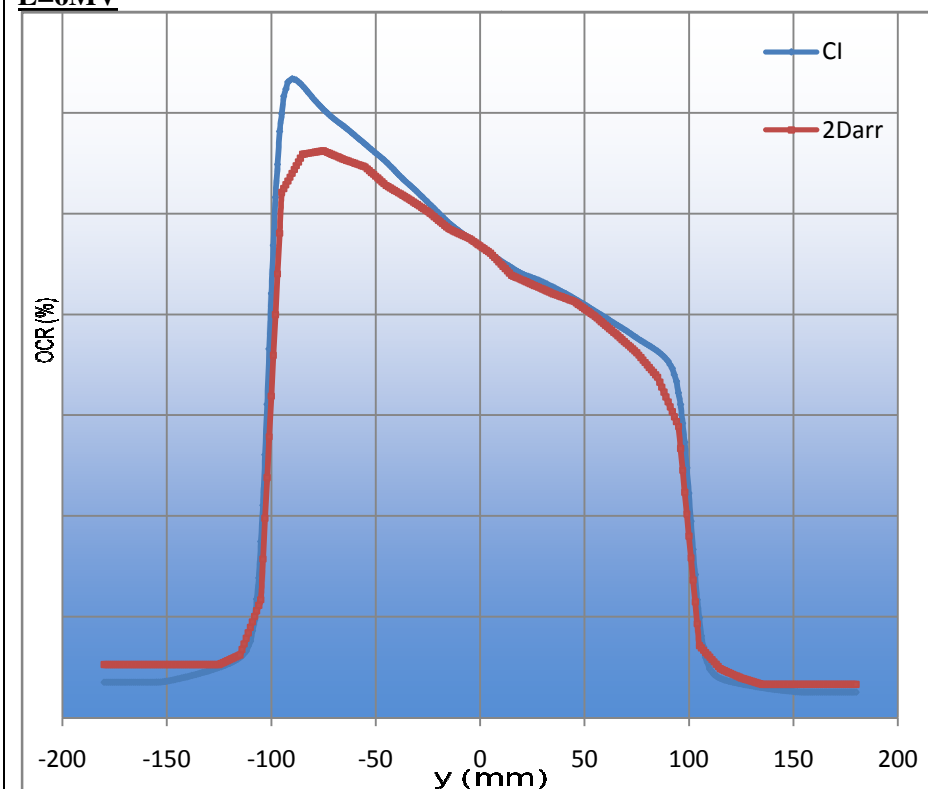
E=6MV



E6 (6x6) w30	Partie centrale (%)
Max	2%
Min	-4%
Moyenne	0%

Champs 6x6 filtre virtuel 30°

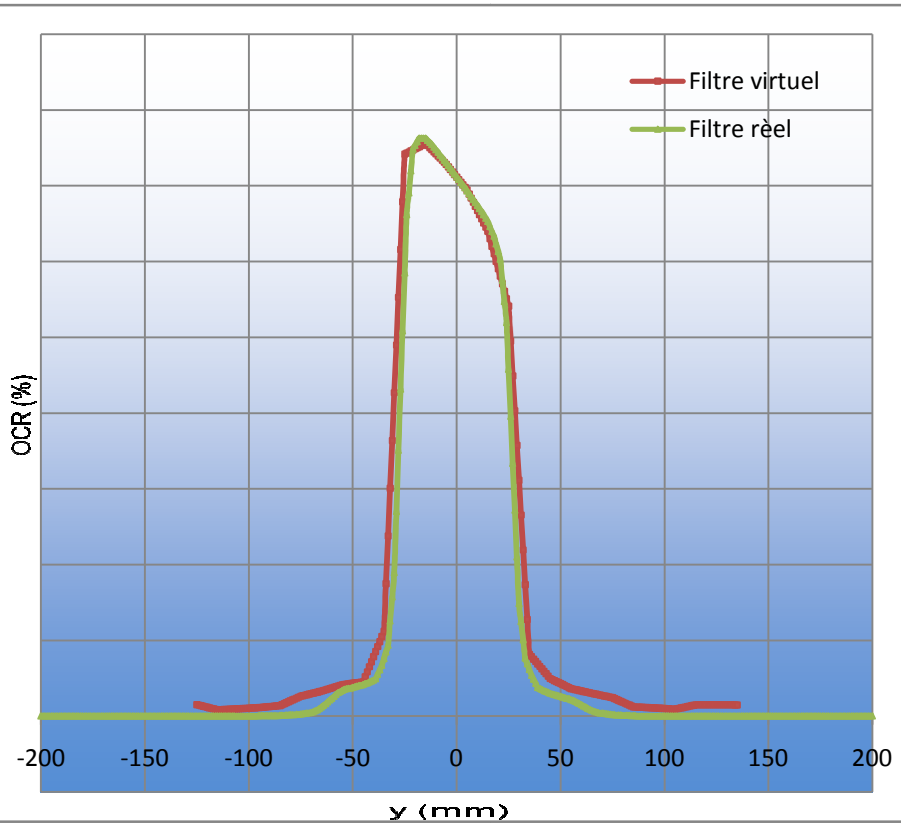
E=6MV



E6 (20x20) w30	Partie centrale (%)
Max	6,01%
Min	-0,37%
Moyenne	1,16%

Champs 20x20 filtre virtuel 30°

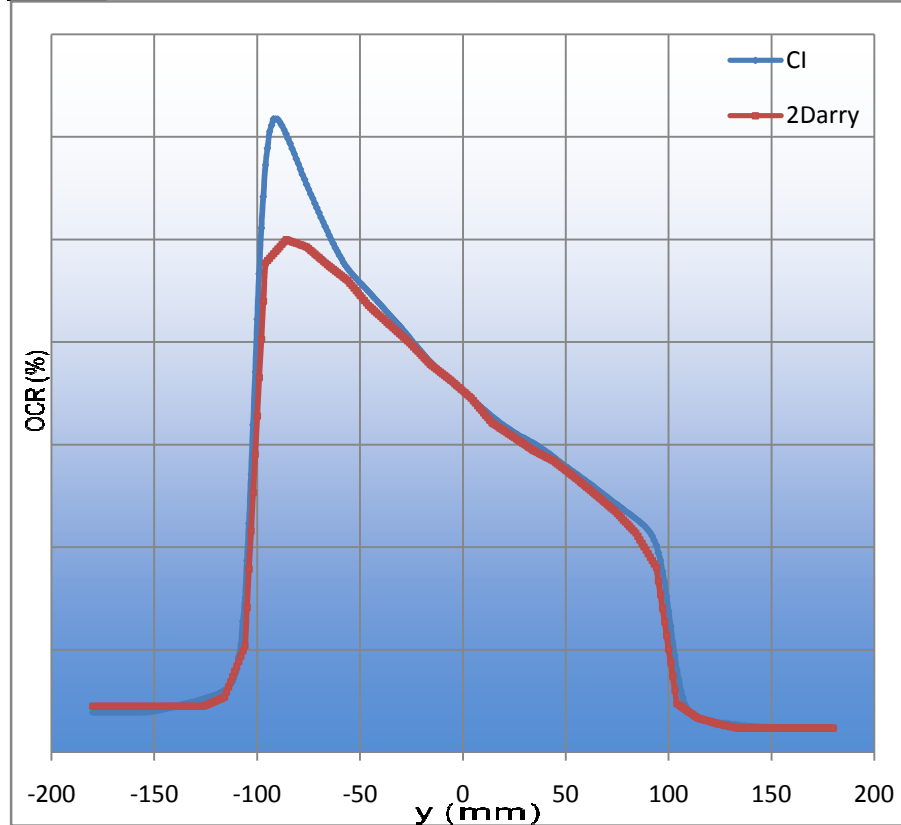
E=6MV



E6 (6x6) w45	Partie centrale (%)
Max	3,69%
Min	-3,71%
Moyenne	0,83%

Champs 6x6 filtre virtuel 45°

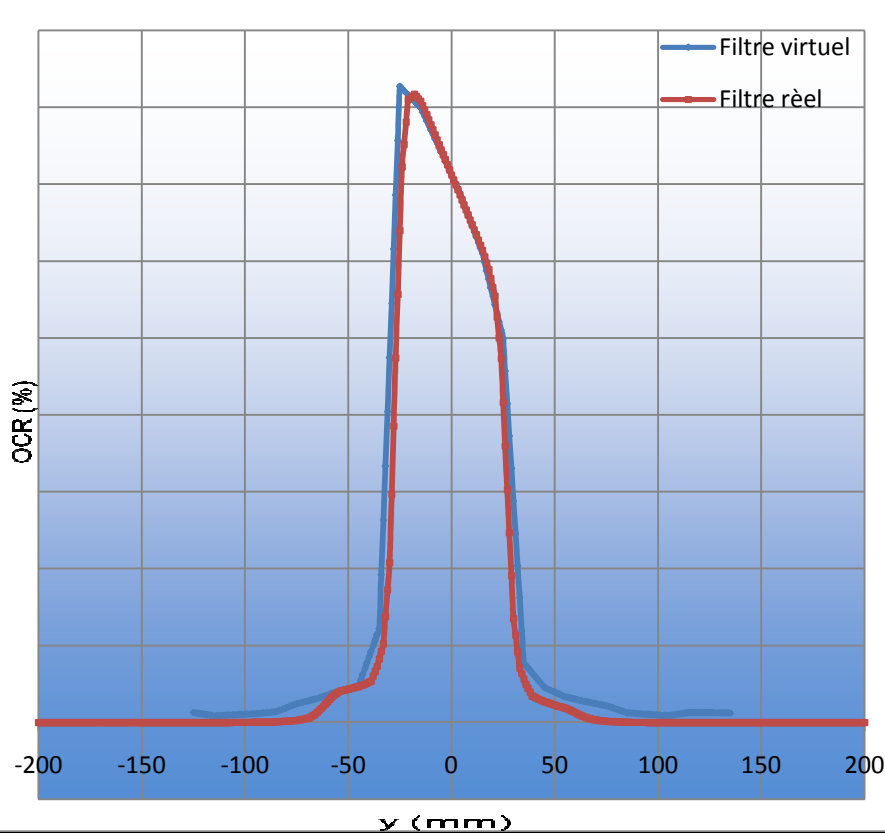
E=6MV



E6 (20x20) w45	Partie centrale (%)
Max	3%
Min	-3,89%
Moyenne	-0,97%

Champs 20x20 filtre virtuel 45°

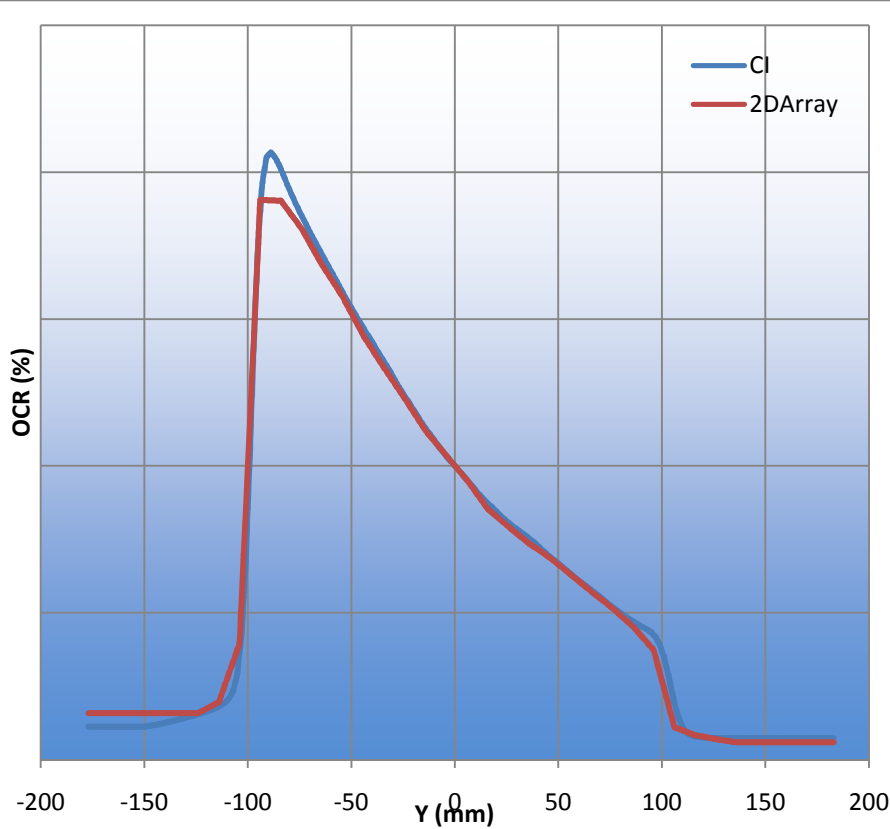
E=6MV



E6 (6x6) w60	Partie centrale (%)
Max	1,12%
Min	-4,87%
Moyenne	0,23%

Champs 6x6 filtre virtuel 60°

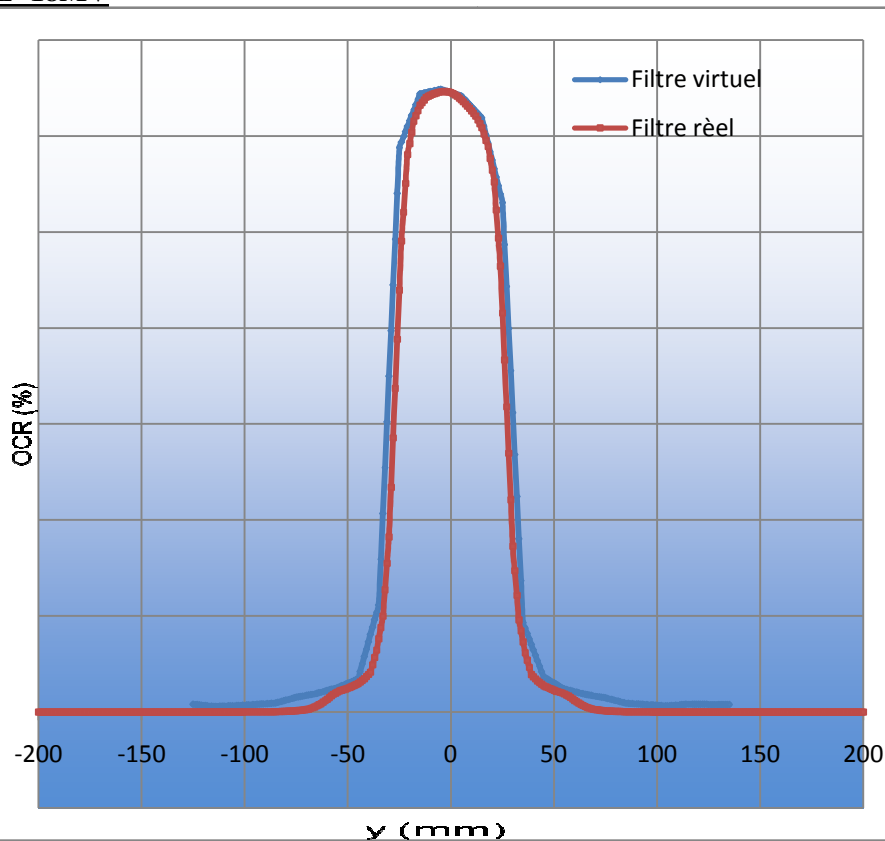
E=6MV



E6 (20x20) w60	Partie centrale (%)
Max	3,13%
Min	-7,92%
Moyenne	-3,71%

Champs 20x20 filtre virtuel 60°

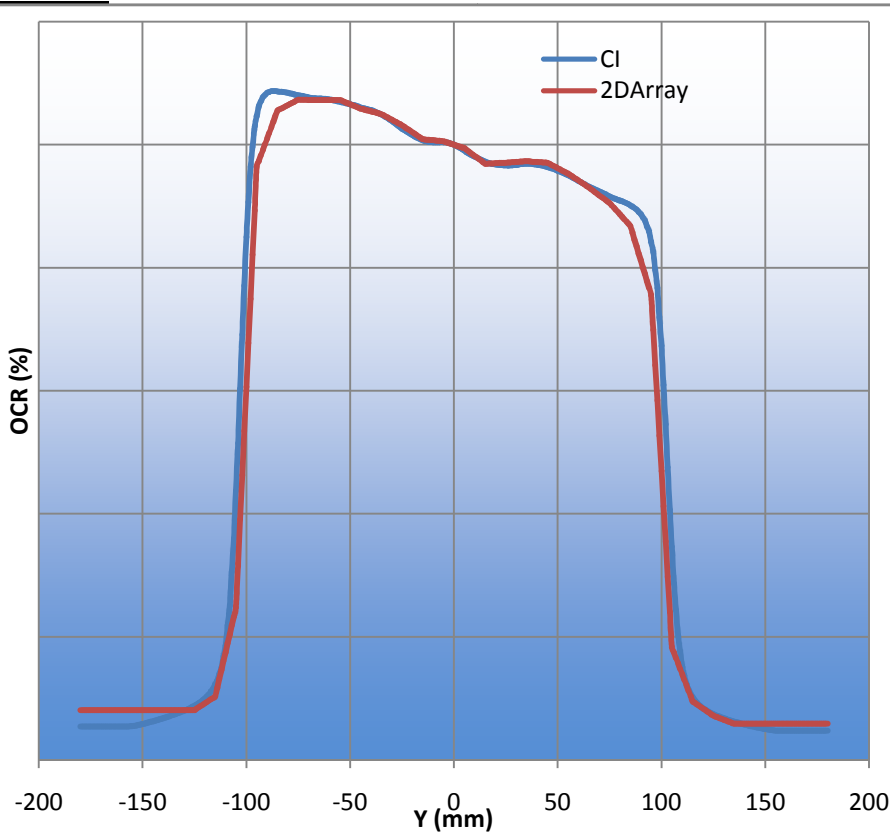
E=18MV



E18 (6x6) w15	Partie centrale (%)
Max	0,00%
Min	-9,82%
Moyenne	-1,39%

Champs 6x6 filtre virtuel 15°

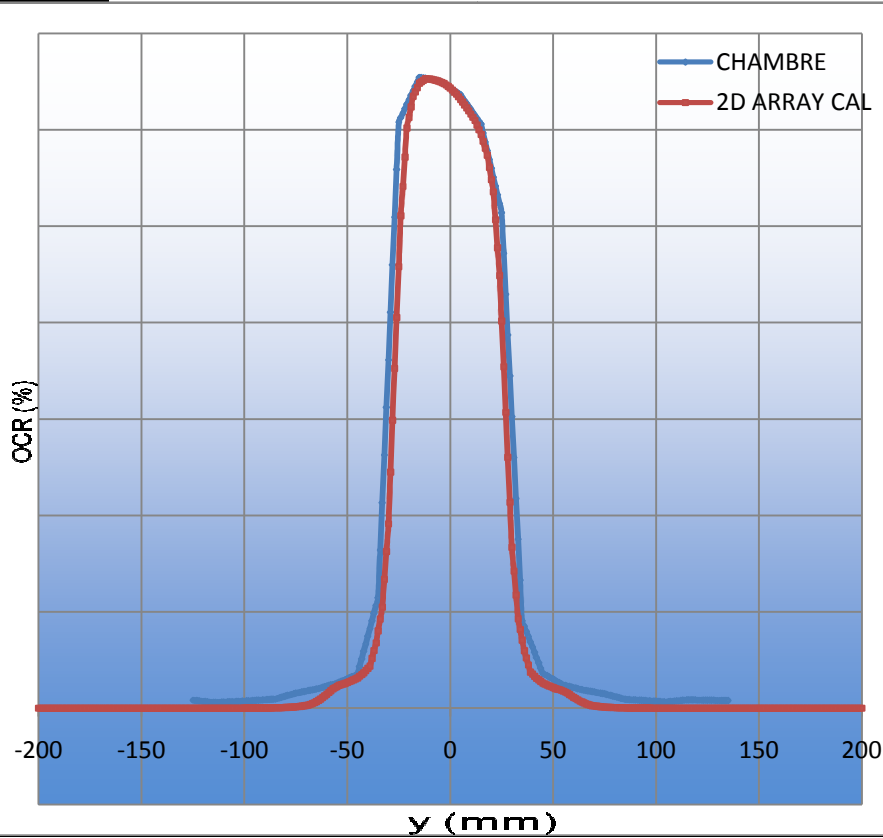
E=18MV



E18 (20x20) w15	Partie centrale (%)
Max	5,08%
Min	-1,63%
Moyenne	-0,29%

Champs 20x20 filtre virtuel 15°

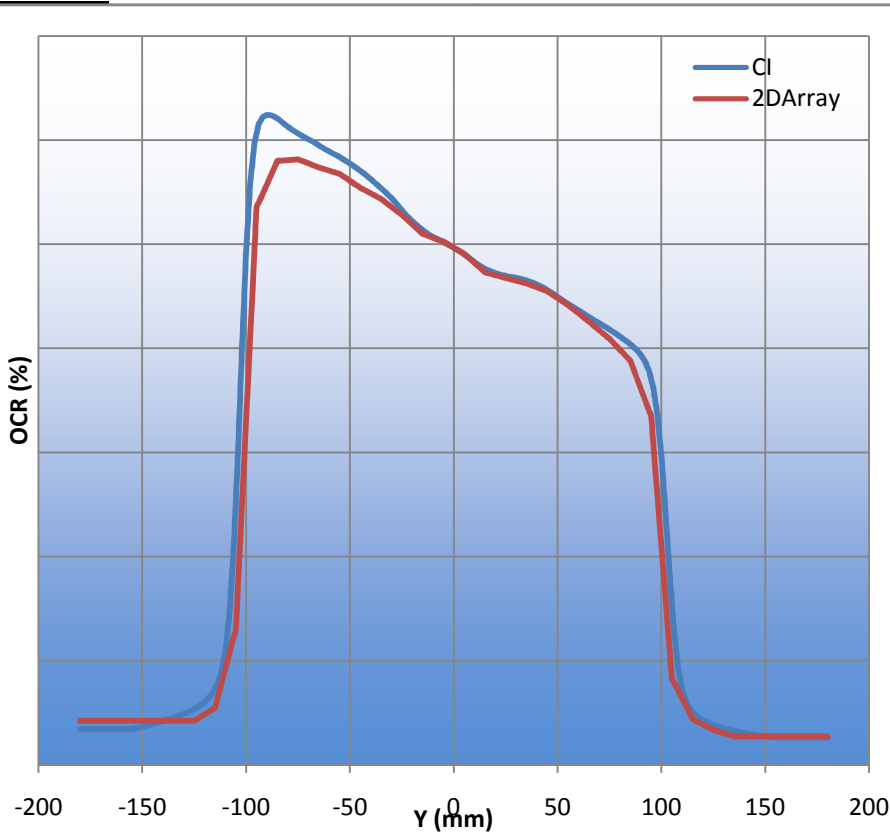
E=18MV



E18 (6x6) w30	Partie centrale (%)
Max	0,06%
Min	-4,11%
Moyenne	-0,82%

Champs 6x6 filtre virtuel 30°

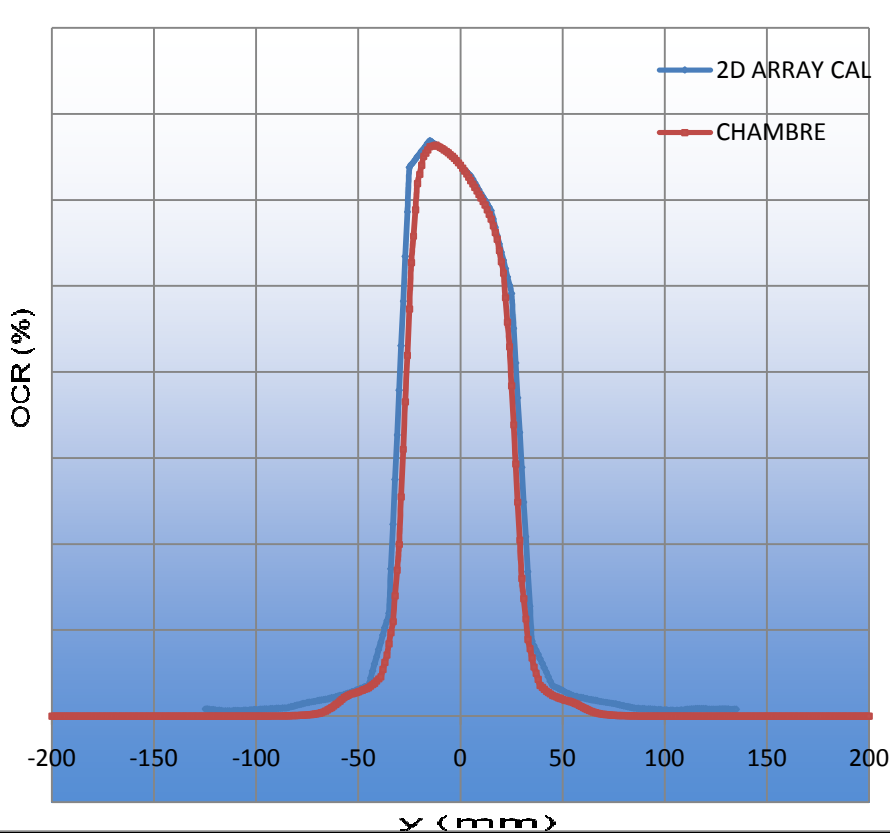
E=18MV



E18 (20x20) w30	Partie centrale (%)
Max	6,37%
Min	-0,19%
Moyenne	0,81%

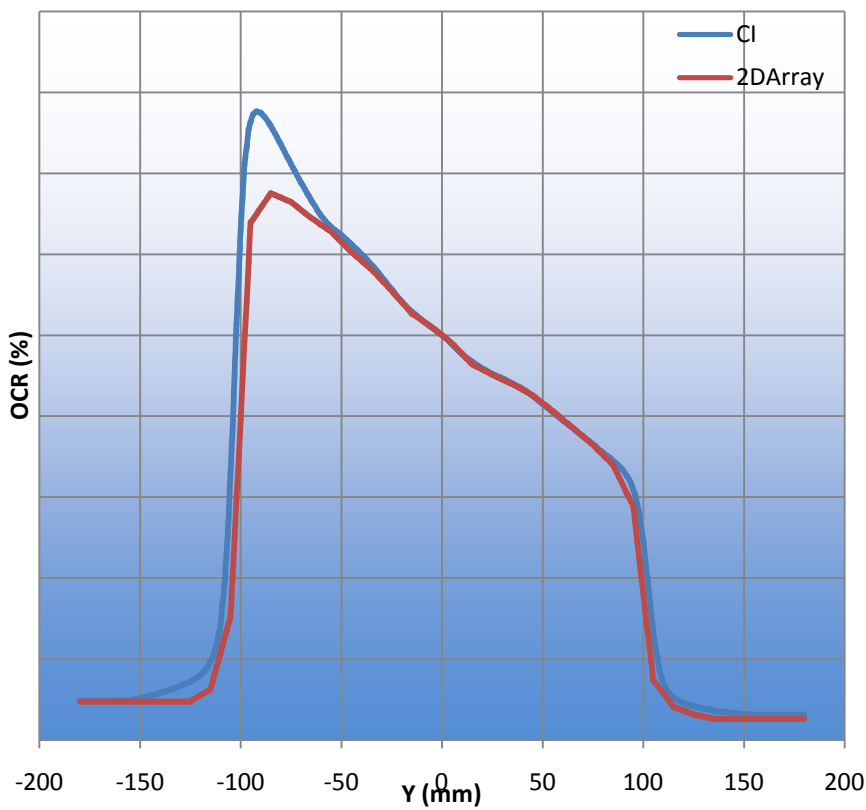
Champs 20x20 filtre virtuel 30°

E=18MV



E18 (6x6) w45	Partie centrale (%)
Max	0,12%
Min	-5,04%
Moyenne	-0,84%

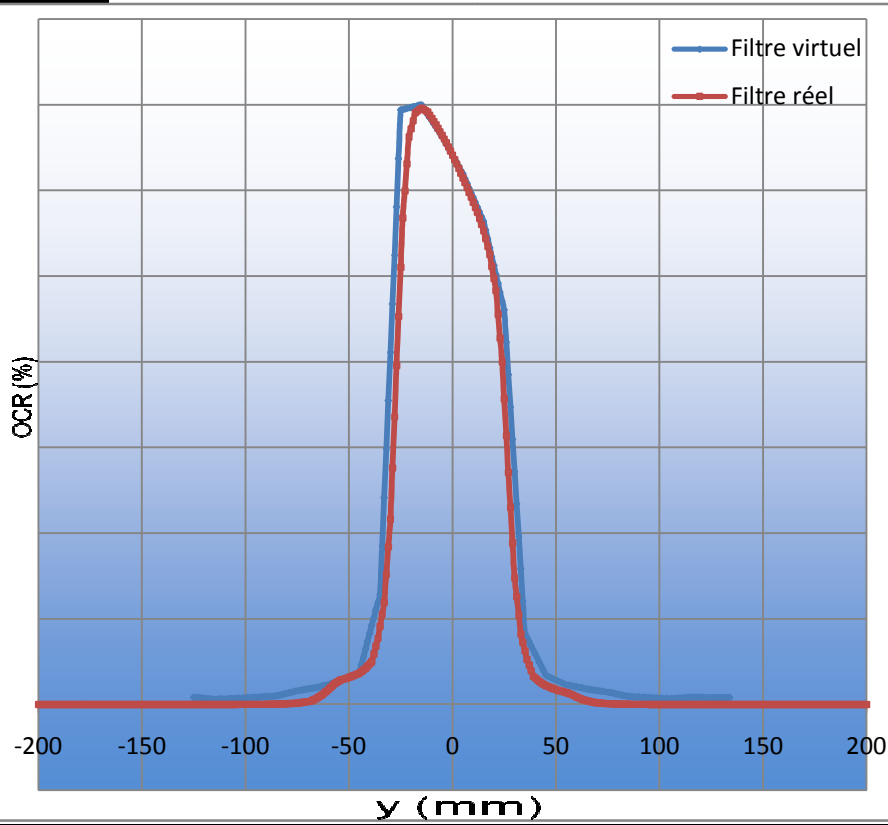
Champs 6x6 filtre virtuel 45°



E18 (20x20) w45	Partie centrale (%)
Max	5,22%
Min	-1,00%
Moyenne	0,42%

Champs 20x20 filtre virtuel 45°

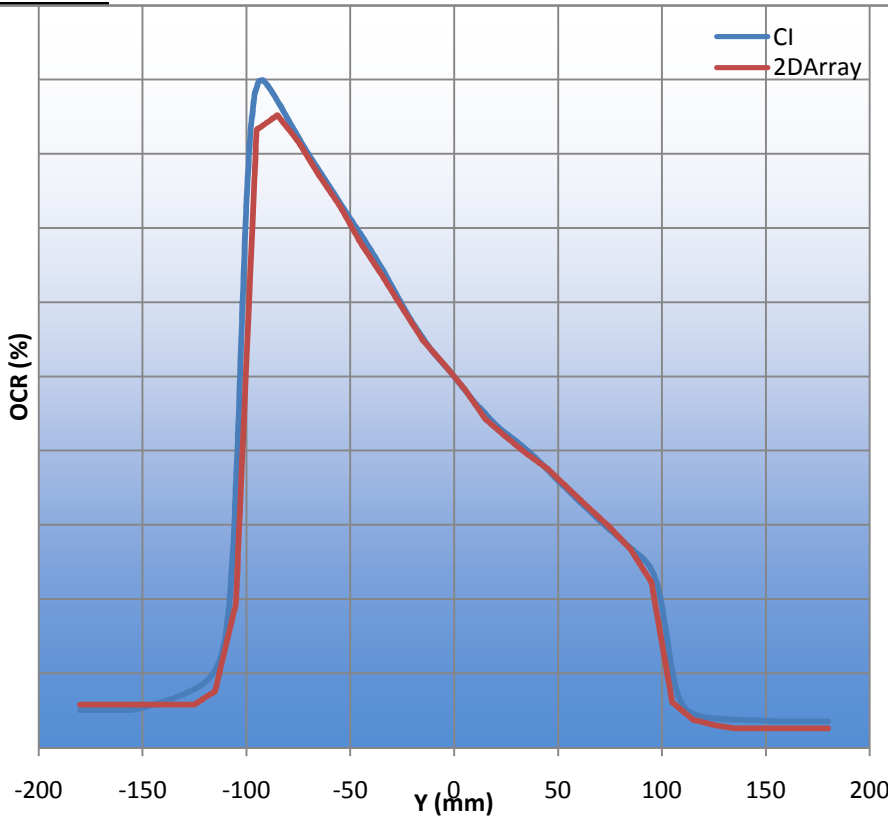
E=18MV



E18 (6x6) w60	Partie central (%)
Max	0,43%
Min	-5,09%
Moyenne	-0,66%

Champs 6x6 filtre virtuel 60°

E=18MV



E18 (20x20) w60	Partie central (%)
Max	2,26%
Min	-4,56%
Moyenne	-1,29%

Champs 20x20 filtre virtuel 60°

Commentaire :

Les courbes de profils 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 PRIMUS ce coïncide avec les ancien mesures. Pour les tailles de champs la valeur ne dépasse pas 2mm

IV.5.6. Comparaison des valeurs de filtre virtuel avec 2DArray

6MV 6x6 cm ²	2D Array	%	Semiflex (Rw)	%	Tolérances
1VW15	14,87	-0,87%	15,41	2,73%	<2°
1VW30	31,17	3,90%	32,07	6,89%	<=2°
1VW45	45,45	1,00%	45,15	0,33%	<2°
1VW60	58,89	-1,85%	59,56	-0,73%	<2°

Tableau IV.3: Comparaison des valeurs de filtre virtuel avec 2D ARRAY pour E=6MV, taille de champ=6x6

6MV 20x20 cm ²	2D Array	%	Semiflex (Rw)	%	Tolérances
1VW15	14,29	-5%	15	0%	<2°
1VW30	28,95	-4%	29,08	-3%	<=2°
1VW45	43,52	-3%	44,23	-2%	<2°
1VW60	58,54	-2%	60,3	0%	<2°

Tableau IV.4: Comparaison des valeurs de filtre virtuel avec 2D ARRAY pour E=6MV, taille de champ=20x20

18MV 6x6 cm ²	2D Array	%	Semiflex (Rw)	%	Tolérances
1VW15	14,96	0%	15,18	1%	<2°
1VW30	31,28	4%	31,72	6%	<2°
1VW45	44,83	0%	45,47	1%	<2°
1VW60	59,03	-2%	59,65	-1%	<2°

Tableau IV.5: Comparaison des valeurs de filtre virtuel avec 2D ARRAY pour E=18MV, taille de champ=6x6

18MV 20x20 cm ²	2D Array	%	Semiflex (Rw)	%	Tolérances
1VW15	15,26	2%	14,62	-3%	<2°
1VW30	30,53	2%	31,64	5%	
1VW45	45,61	1%	45,01	0%	<2°
1VW60	59,98	0%	59,35	296%	<2°

Tableau IV.6: Comparaison des valeurs de filtre virtuel avec 2D ARRAY pour E=18MV, taille de champ=20x20

Commentaire :

Nous remarquons d'après les résultats obtenus, mesurés à l'aide d'une chambre d'ionisation pour différent taille de champ et les deux énergies (6MV et 18MV) et filtre en coin sont confondus .ceci constitue un très bon résultat.

Chapitre V Calibration Des Diodes

V.1. Introduction

Les diodes dosimétriques sont des composants électroniques à semi-conducteur caractérisées par leur sensibilité particulière aux rayonnements ionisants, les dosimètres sont choisis en fonction des rayonnements que l'on veut mesurer. Les plus couramment utilisés pour la détection des rayonnements ionisants incorporent des détecteurs de silicium (Si), de germanium (Ge), de la famille du tellure³ de cadmium (CdTe et Cd_xZn_{1-x}), Ils ont un excellent avantage pour la détection des particules de haute énergie. S'il faut environ 30 eV dans un gaz pour créer une paire électron-ion, environ 3 eV sont suffisants pour créer une paire électron-trou dans un semi-conducteur. Les semi-conducteurs sont donc des détecteurs sensibles pour les faibles énergies.

La calibration signifie la détermination des facteurs d'étalonnage de chaque diode et la détermination des facteurs de correction exigés pour calculer la dose absorbée dans différentes conditions. Pour déterminer la dose mesurée avec la diode, l'équation suivante est utilisée :

$$D_{(dose)} = \text{lecture sur la diode (M)} \times F_{cal}$$

Equation V.1: Détermination de la dose mesurée avec la diode

Le facteur de calibration de chaque diode est déterminé dans des conditions de référence (SSD = 100 cm, la taille de champs = 10 × 10 cm² à l'iso centre). Pour la calibration de la dose d'entrée, les diodes sont placées sur la surface du fantôme d'eau formant un cercle, de diamètre centré sur l'axe de faisceaux. La chambre d'ionisation type Farmer sera placée à la profondeur de dose maximale (1.5cm) pour E = 6 MV à l'axe du faisceau : le signal de chaque diode sera comparé à la dose absorbée déterminée avec la chambre d'ionisation. Par définition le facteur de calibration est la proportion de la dose absorbée mesurée avec la chambre d'ionisation (D) et la lecture de la diode (M).

³ (Chimie) combinaison d'un élément avec du tellure

Tellure (corps simple proche du soufre et du sélénium, symbole Te, n° atomique 52 ; masse atomique 127,60)

V.2. Procédures de calibration

V.2.1. Validation avant utilisation

Un test général de la fiabilité et de la stabilité de l'équipement, avant l'utilisation de chaque diode dans la routine clinique devait être exécuté comme suit :

- ✓ La stabilité du signal de la diode qui peut être influencée par le courant de fuite sans irradiation, devrait être vérifiée après le temps de préchauffage adéquat avec diode connectée à l'électromètre.
- ✓ Le courant de fuite devrait être insignifiant en le comparant à la mesure réelle obtenue ; Il est recommandé de mesurer le courant de fuite durant une période au moins cinq fois plus longue que la période utilisée dans une application clinique. Il ne devrait pas excéder 1 %/h.
- ✓ La procédure de mesure, y compris l'équipement de mesure, l'installation du fantôme et le positionnement de la diode, seront considérés comme fiable et stable, si toutes les mesures n'auront pas d'erreur supérieure à 1%.

V.2.2. Tests exécutés avant la calibration de la diode

Dans un même lot de fabrication on trouve des diodes qui se comportent différemment une fois qu'elles sont irradiées. Il est recommandé d'exécuter quelques tests avant l'utilisation des diodes dans la clinique. Les résultats de ces tests devraient être comparés avec le cahier de charge technique fourni par les fabricants.

Les tests qui doivent être exécutés chaque fois qu'une nouvelle diode est reçue dans un centre sont :

- ❖ Stabilité de signal après irradiation.
- ❖ Précision intrinsèque.
- ❖ Étude de la linéarité de réponse/dose.
- ❖ Vérification de la profondeur équivalente d'eau du point de mesure.

V.2.2.1. Stabilité du signal après irradiation

Le signal récupéré après l'irradiation est comparé à un autre signal relevé cinq minutes après la fin de l'irradiation.

V.2.2.2. Précision intrinsèque

L'écart-type de 10 lectures de 100 UM est calculé.

V.2.2.3. Étude de la linéarité de réponse/dose

Nous vérifions que la réponse est linéairement proportionnelle à la dose absorbée pour des doses significatives en application cliniques. On doit également vérifier la linéarité entre les UM et la dose absorbé régulièrement.

V.2.2.4. Vérification de la profondeur équivalente d'eau du point de mesure

La diode est fixée sur la surface du fantôme et couverte avec une plaque spéciale de Plastique pour éviter des trous d'air. Les irradiations avec les Rayons X sont exécutées en ajoutant des plaques de Plastique sur le haut de la diode jusqu'à ce que la lecture atteigne un maximum. Comme la profondeur de maximum de dose dans l'eau à ces conditions d'irradiation est connue, l'épaisseur équivalente d'eau peut être calculée.

La profondeur de maximum de dose pour 10 x 10 cm² et 6 MV est 1.5 cm, si l'épaisseur équivalente d'eau du chapeau d'accumulation est 1.4 cm.

V.2.2.5. Calibration de la diode pour mesures de la dose d'entrée

La diode est calibrée pour mesurer la dose d'entrée, on place la diode sur la peau du patient. La dose mesurée devrait correspondre à la dose reçue, et à la profondeur de dose maximale du photon pour une géométrie de rayon particulière. La procédure de calibration implique premièrement la détermination du facteur de calibration (F_{CAL}). Il faut calibrer chaque diode pour son type de rayonnement et l'énergie à laquelle la diode est dédiée. En raison de la variation du signal de la diode avec la dose accumulée, la calibration devrait être régulièrement répétée à temps.

La dépendance de température du signal de la diode peut être représentée pendant la calibration, si ceci est exécuté à la même température que les mesures avec une diode particulière dans l'application clinique; cependant, un facteur de correction de température

sera déterminé. La diode peut être calibrée par rapport à une chambre de référence secondaire. Pour déterminer le facteur de calibration, la diode est placée sur la surface d'un fantôme de calibration en plastique (plexiglas) approprié. La chambre d'ionisation est à l'intérieur des plaques de plexiglas sur l'axe central, à la profondeur de référence. Selon la définition de dose d'entrée, ceci devrait être la profondeur de dose maximale, comme indiqué dans La figure V.1

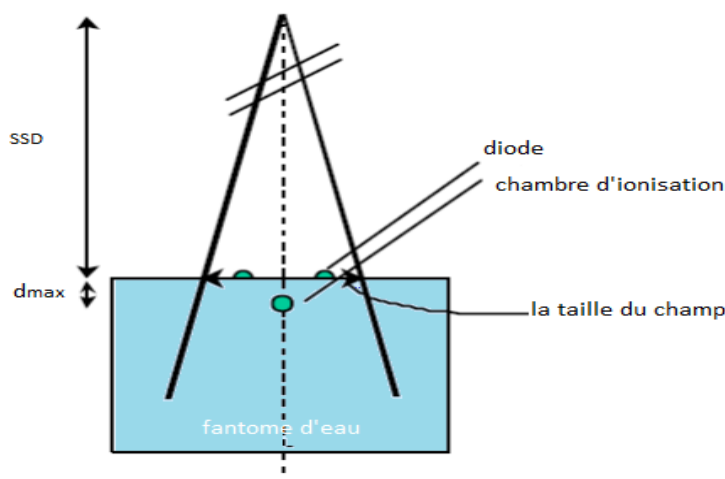


Figure V.1 : Procédure de calibration de la diode pour mesures de la dose d'entrée.

La figure V.1 représente la procédure de calibration de la Diode pour les mesures de dose d'entrée. La chambre d'ionisation est placée dans la profondeur de référence dans le fantôme et la diode à la surface d'entrée dans la géométrie de référence.

L'étalonnage est exécuté dans les conditions d'irradiation de référence (la taille du champ à l'iso centre $10 \times 10 \text{ cm}^2$, $SSD = 100 \text{ cm}$). Comme les salles d'accélérateur sont équipées du climatiseur, la température ambiante est toujours entre 21°C et 22°C . D'abord, la lecture dans le plexiglas est convertie à une lecture dans l'eau en le multipliant avec un facteur expérimentalement déterminé (pour le plexiglas, ce facteur est égal à 1)

Le F_{CAL} facteur d'étalonnage est déterminé par le rapport de la dose absorbée déterminée avec la chambre d'ionisation et de la lecture de diodes; En outre la sensibilité des diodes dépend du débit de dose, de l'énergie et de la température, certains facteurs de correction devraient être appliqués à la diode lorsque les conditions de mesure sont différentes des conditions d'étalonnage.

Nous déterminons les facteurs de correction suivants :

- ❖ Facteur de correction de taille du champ (CF_{CHAMP})
- ❖ Facteur de correction de l'applicateur (CF_{TRAY})
- ❖ Facteur de correction des filtres en coin (CF_{WEDGE})
- ❖ facteur de correction SSD (Skin Source Distance) (CF_{SSD})
- ❖ Facteur de correction angulaire (CF_{ANGLE})
- ❖ Facteur de correction de température ($CF_{\text{TEMPERATURE}}$)

V.2.3. Facteur de correction de la taille du champ (CF_{Champ})

Le facteur de correction de la taille du champ est défini comme :

$$CF_{\text{champ}} = D_{\text{chambre}} / M_{\text{diode}}$$

Equation V.2 : Facteur de correction de la taille du champ

D_{chambre} : La dose aux niveaux de la chambre d'ionisation.

D_{chambre} : La lecture au niveau de la chambre multiplié par le facteur de calibration de la chambre

M_{diode} : La lecture sur l'électromètre pour la diode

Si les CF_{champ} mesurés sont exécutés en même temps que les mesures de dose D_{chambre} dans un fantôme en plexiglas.

L'attention devrait être réservée à CF_{champ} parce qu'il peut différer de CF_{champ} mesuré dans l'eau, de ce fait un facteur devrait être appliqué pour convertir la lecture dans le plexiglas en lecture dans l'eau.

V.2.4. Facteur de correction de l'applicateur (CF_{TRAY})

L'insertion d'un cache entre la source et le patient change la quantité des électrons qui atteint la peau du patient. Pour déterminer CF_{TRAY} , nous mesurons la transmission du cache pour différentes tailles des champ à la profondeur de maximum de dose, d'abord avec une chambre d'ionisation et ensuite avec les diodes fixées sur bande à la surface du fantôme en plexiglas. Les facteurs de transmission mesurés avec la chambre d'ionisation et avec les diodes sont comparés.

$$CF_{tray} = \frac{transmission_{ic}(c)}{transmission_{diode}(c)}$$

Equation V.3 : Facteur de correction de l'applicateur

Où la transmission est définie comme :

$$Transmission(c) = \frac{R(c, tray)}{R(c)}$$

Equation V.4 : Calcule de la transmission

V.2.5. Facteur de correction du filtre en coin (CF_{wedge})

L'insertion d'un filtre en coin aboutit à une diminution du taux de dose. Donc, comme la sensibilité de la diode dépend tant du taux de dose que de l'énergie, on s'attend à un facteur de correction différent que celui du facteur de correction de cache en utilisant des filtres en coin.

Le facteur de correction des filtres en coin est défini comme la proportion entre le facteur de transmission des filtres en coin pour champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$, mesuré avec la chambre d'ionisation placée à la profondeur de maximum de dose et le facteur de transmission des filtres en coin pour la même taille de champ mesuré avec la diode.

$$CF_{wedge} = \frac{tranmission(w, 10x10, Z_{max})_{ch}}{tranmission(w, 10x10,)_{diode}}$$

Equation V.5 : Facteur de correction du filtre en coin

Avec w l'angle du filtre en coin.

V.2.6. Facteur de correction SSD (CF_{SSD})

Quand le SSD change, la dose et la contamination électronique changent.

D'abord, la sensibilité des diodes dépend de la dose par impulsion. Deuxièmement, si le capuchon (build-up) de la diode n'est pas assez épais une surestimation de dose à SSD court peut être en raison de la contamination électronique de la diode, mais pas par la chambre d'ionisation située à la profondeur de maximum de dose. Donc, on s'attend à un facteur de correction SSD différent de 1.

Le facteur de correction pour SSD est défini comme :

$$CF_{SSD} = \frac{\frac{R_{ic}(Z_{max}, 10x10, SSD)}{R_{ic}(Z_{max}, 10x10, SSD = 100cm)}}{\frac{R_{diode}(, 10x10, SSD)}{R_{diode}(10x10, SSD = 100cm)}}$$

Equation V.6 : Facteur de correction pour SSD

V.2.7. Facteur de correction angulaire (CF_{ANGLE})

Mesurer la dépendance directionnelle des diodes avec le point de mesure (c'est-à-dire la diode est placée dans un endroit fixe et la tête d'irradiation tourne autour d'elle) à l'isocentre sur la surface du plexiglas. La variation de la réponse de diode avec l'angle pour un champ $10x10 \text{ cm}^2$ a été mesurée perpendiculairement à l'axe de la diode (la symétrie axiale).

V.2.8. Facteur de correction de température ($CF_{TEMPERATURE}$)

Pour étudier l'influence de la température sur le signal de la diode un fantôme d'eau équipé d'un thermostat est utilisé. Les diodes sont enregistrées sur bande sur un bloc mince, qui est en contact avec l'eau. La température, mesurée avec un thermomètre numérique fournit une investigation, qui augmente légèrement de 22.5°C à 32°C .

La sensibilité des diodes est déterminée aux différentes températures. Chaque température est maintenue environ 20 minutes pour atteindre l'équilibre thermique complet entre la surface du fantôme et les diodes. La procédure est exécutée deux fois, quand les diodes sont reçues et après quelque temps d'utilisation (1kGy de dose accumulée).

Le facteur de correction de température est défini comme :

$$CF_{température} = 1 - (SVWT \cdot T(^{\circ}C) - 22.5^{\circ})$$

Equation V.7 : Facteur de correction de température

Si la température à laquelle les diodes ont été calibrées (T_{CAL}) est $22.5^{\circ}C$.

SVWT est la variation de sensibilité avec la température.

Si T_{CAL} diffère de $22.5^{\circ}C$, le facteur de correction de température est défini comme :

$$CF_{température} = \frac{1 - (SVWT \cdot \{T(^{\circ}C) - 22.5(^{\circ}C)\})}{1 - (SVWT \cdot \{22.5^{\circ} - T_{cal} (^{\circ}C)\})}$$

Equation V.8 : Facteur de correction de température

V.3. Performance à long terme

La bonne pratique pour garder un rapport du changement du facteur de calibration pour évaluer combien de fois la rééquilibration sera exigée pour réaliser une certaine exactitude. Comme la dégradation de sensibilité peut varier avec des qualités de rayonnements elle est particulièrement importante quand les diodes sont utilisées dans des qualités de rayonnement diverses Il est recommandé de commencer par des calibrations hebdomadaires et ajuster

L'intervalle de calibration après avoir contrôlé la dose accumulée au milieu des calibrations et le changement correspondant au facteur de calibrage pendant quelque temps. Selon la diode l'utilisation des facteurs de correction associés à la dose par dépendance d'impulsion peuvent aussi changer avec le temps en raison de la dose accumulée.

V.4. Calibration de la diode utilisée pour dosimétrie in vivo

V.4.1. Facteur de calibration

On met 3 plaques de plexiglas de 1cm et une plaque de 0.5cm, on met la chambre d'ionisation dans le trou spécial dans le plexiglas, et la diode on la colle directement sur la surface de la première plaque, au début on règle le champ a 10*10cm² DSP a 100cm et rotation de l'angle a zéro pour déterminer le facteur de calibration de la diode, ensuite on fixe deux paramètres et on varie le troisième pour déterminer les facteurs de correction.[32]

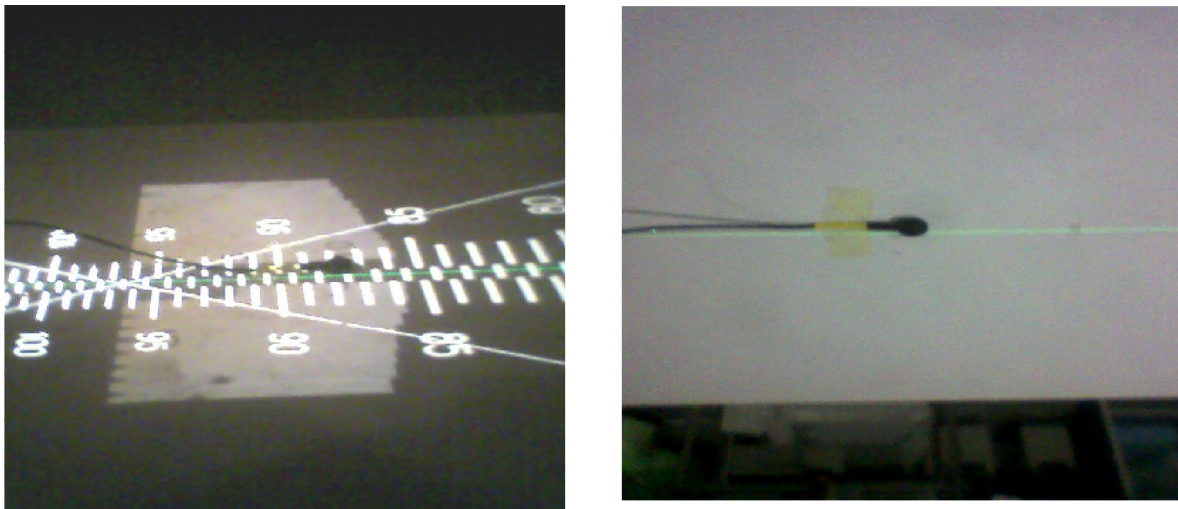


Figure V.2 : Plaques de plexiglas utilisés pour la calibration de la diode

Le facteur de calibration de la diode est déterminé par rapport à la chambre d'ionisation type Farmer dont on connaît le facteur de calibration.

$$F_c = (M_{chambre} \times N_{D,w})$$

Equation V.9 : Facteur de correction de température

Dans un champ 10x10 Cm², DSP=100cm, Angulation=0°, $N_{D,w} = 0.05337 \text{ Gy}/N_C$: Facteur de calibration de la chambre d'ionisation. Donc $F_c = 5 \times 10^6 \text{ Gy}/C$

V.5. Détermination des facteurs de correction

V.5.1. Facteur de correction de la taille du champ

On fixe la SSD a 100cm, angulation a zéro et on varie la taille du champ, pour chaque taille on prend 3mesures

- V1, V2, V3 les lectures sur l'électromètre de la charge collectée avec la chambre d'ionisation et V leur moyenne.
- D1, D2, D3 les lectures sur l'électromètre de la charge collectée avec la diode et D leur moyenne

DSP	Lect Diode	Norm Diode	Lect Chamb	Norm Cham	F _{champ}
80	573,13	1,54316101	51,89	1,50405797	0,97466043
85	507,36	1,36607431	46,42	1,34550725	0,9849444
90	459,3	1,23667205	42,37	1,22811594	0,99308134
95	411,2	1,10716209	38,13	1,10521739	0,99824353
100	371,4	1	34,5	1	1
105	334,73	0,90126548	31,28	0,90666667	1,00599289
110	305,2	0,82175552	28,59	0,82869565	1,0084455
115	279,1	0,75148088	26,22	0,76	1,01133644
120	256	0,68928379	24,12	0,69913043	1,01428533

Tableau V.1 : Détermination de F_{Champ}

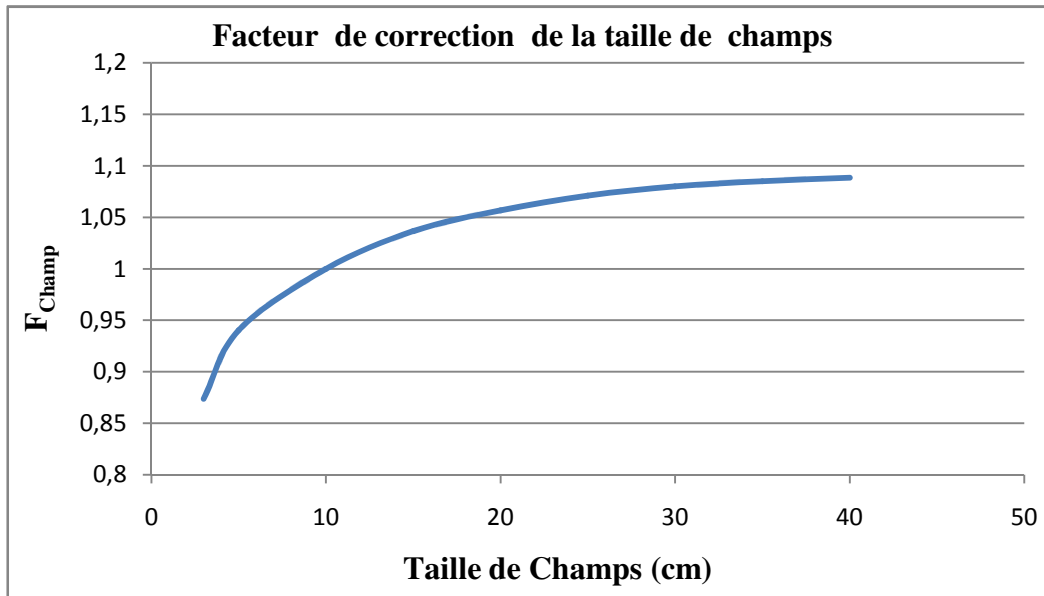


Figure V.3 : Facteur de correction de la taille de champs

V.5.2. Facteur de correction de DSP

On fixe la taille du champ à 10*10cm², angulation a zéro, et on varie la DSP de 80 à 130cm

DSP(cm)	V1(nC)	V2(nC)	V3(nC)	V(nC)	D1(nC)	D2(nC)	D3(nC)	D(nC)
80	49,54	49,55	49,57	49,55	816,2	816,3	816,5	816,33
85	44,06	44,09	44,12	44,09	720,8	721,9	722,2	721,63
90	39,46	39,48	39,48	39,47	642,9	642,9	643,3	643,03
95	35,43	35,43	35,45	35,44	574,5	574,4	574,9	574,60
100	32	32,02	32,04	32,02	516,2	516,9	517,2	516,77
105	29,07	29,1	29,11	29,09	467,4	468,1	468,4	467,97
110	26,58	26,62	26,6	26,60	426,3	426,6	426,6	426,50
115	24,35	24,39	24,38	24,37	388,5	388,7	389,2	388,80

Tableau V.2 : Détermination de F_{SSD}

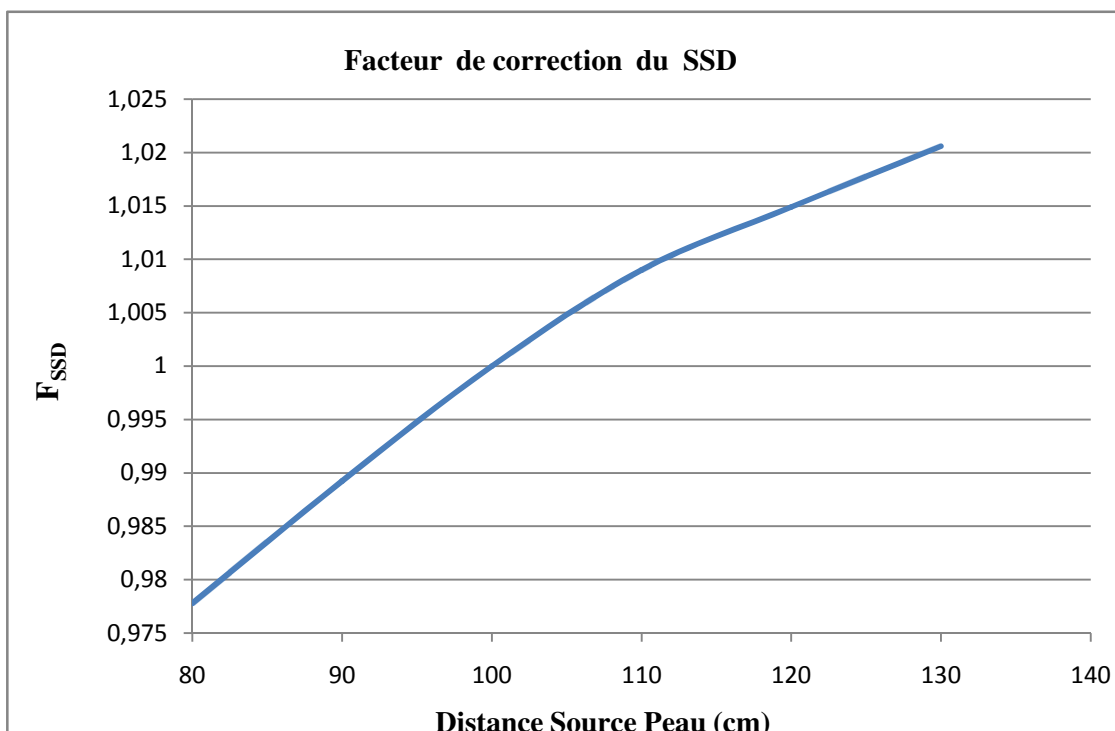


Figure V.4 : Facteur de correction du SSD

V.5.3. Facteur de correction de l'angulation

Angle	Chambre	Chamb Nor	Diode	Diode Norm	F _{angle}
-90	9,21	0,51024931	202,2	1,07438895	2,10561569
-80	14,47	0,80166205	202,9	1,0781084	1,3448415
-70	16,99	0,94127424	198,6	1,05526036	1,12109768
-60	17,68	0,97950139	197,8	1,05100956	1,07300467
-50	18,02	0,99833795	192	1,02019129	1,02188972
-40	18,09	1,00221607	190,8	1,01381509	1,01157338
-30	18,08	1,00166205	189,4	1,0063762	1,00470632
-20	18,06	1,00055402	188,7	1,00265675	1,00210157
-10	18,06	1,00055402	188,4	1,0010627	1,0005084
0	18,05	1	188,2	1	1
10	18,06	1,00055402	188,6	1,0021254	1,00157051
20	18,08	1,00166205	189,3	1,00584485	1,00417586
30	18,11	1,0033241	190	1,00956429	1,00621952
40	18,07	1,00110803	191,1	1,01540914	1,01428528
50	17,98	0,99612188	194,8	1,03506908	1,03909882
60	17,68	0,97950139	197,8	1,05100956	1,07300467
70	16,82	0,93185596	198,8	1,05632306	1,13356904
80	14	0,77562327	200,2	1,06376196	1,37149309
90	9,21	0,51024931	202,2	1,07438895	2,10561569

Tableau V.3 : Détermination $F_{angulation}$

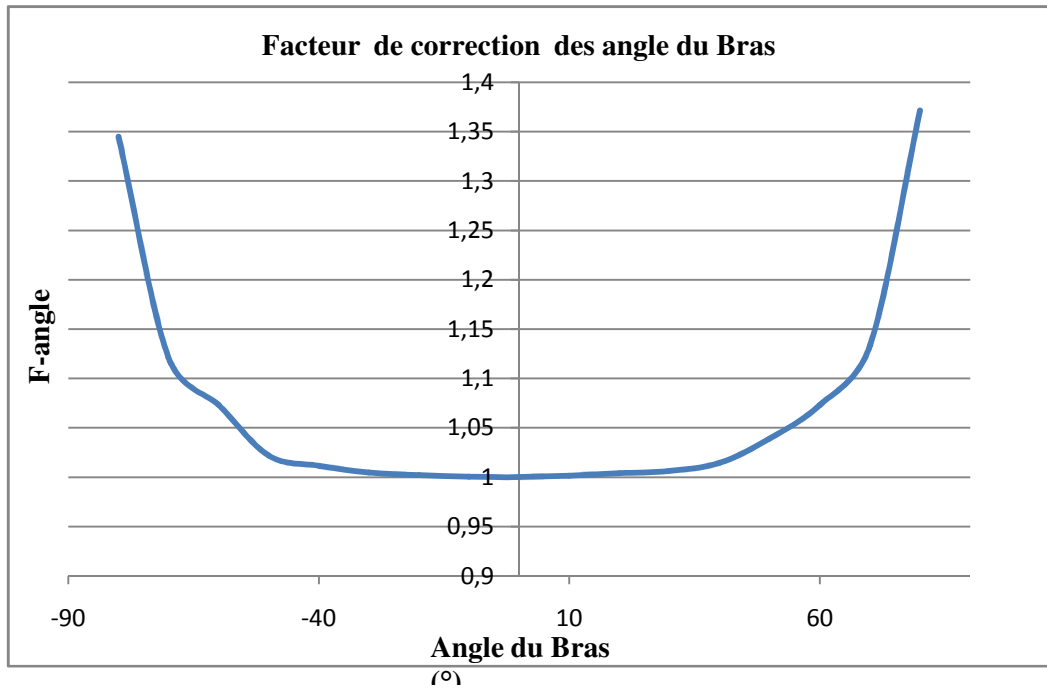


Figure V.5 : Facteur de correction des angles du bras

V.5.4. Facteur de correction des Filtres en Coin

Chambre				Diode				
Wedge	Open	Lecture Wedge	Transmissi on Chambre	Wedge	Open	Lectu re Wedg e	Transmis sion Diode	F_{wedge}
	18,03				184,9			
15	18,03	12,23	1,47424366	15	184,9	127	1,4559055	1,01259
30	18,03	9,27	1,94498382	30	184,9	96,4	1,9180497	1,01404
45	18,03	5,613	3,212186	45	184,9	58,72	3,1488419	1,02011
60	18,03	6,173	2,92078406	60	184,9	64,14	2,8827564	1,01319

Tableau V.4 : Détermination de $F_{\text{FILTRE EN COIN}}$

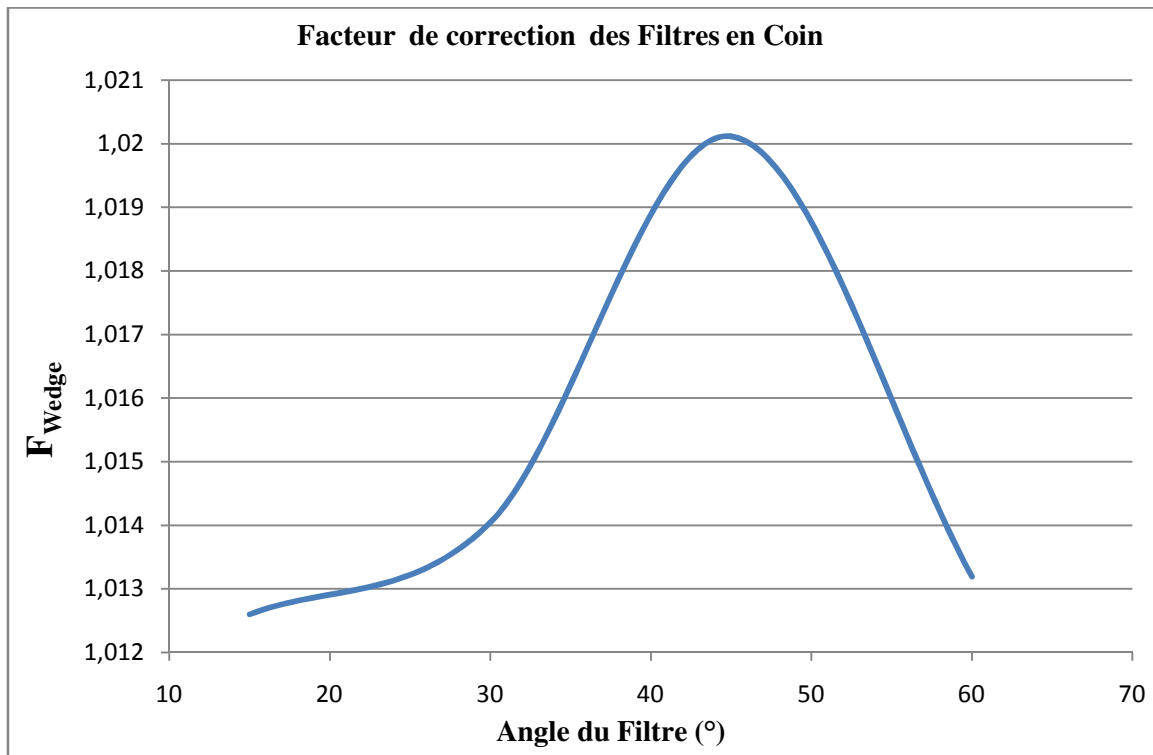


Figure V.6 : Facteur de correction des filtres en coin

V.6. Résultats pratiques

V.6.1. Application de la technique pour les cancers des VADS

Nous avons réalisés l'application sur 2 patients qui présentent des cancers des VADS, l'étape initiale consiste à définir les contours des organes critiques (dessin du canal médullaire, le tronc cérébrale, les nerfs optiques, le chiasma), et la mise en place d'un héli faisceau inférieur sus-claviculaire (antérieur) et d'un héli faisceau supérieur cervical (latéral). Ces faisceaux sont centrés sur le point iso centre. La définition des contours du volume cible anatomoclinique (CTV = tumeur + extensions microscopiques) est nécessaire pour bien positionner les jonctions, les dimensions des faisceaux sont optimisées par le radiothérapeute afin de couvrir les aires ganglionnaires, nous avons donnés 40 Gy pour les champs cervicales et 50 Gy pour le sus-claviculaire, l'étape suivante consiste à donner 10 Gy au champs cervicale réduit pour atteindre 50 Gy (on protégeant le canal médullaire), le complément de dose postérieure est donné par les faisceaux spinaux en électrons,

Ces derniers faisceaux ne sont pas centrés sur le mono-iso centre ils sont traités en SSD= 110, cet éloignement est nécessaire pour éviter le contact entre l'applicateur des électrons et les épaules. Les faisceaux spinaux sont optimisés pour être en jonction parfaite avec la partie postérieure du faisceau cervical réduit et la partie supérieur du faisceau sus-claviculaire.

Le compliment de dose du CTV est traité avec des faisceaux obliques (avec une marge de sécurité de 5 mm) protégeant le canal médullaire centrés sur le mono-iso centre pour atteindre les 60 Gy, en finalisent avec le traitement du GTV pour atteindre les 72 Gy.

Après la validation du plan de traitement entre le physicien et le médecin nos avons vérifié avec les diodes sur les patients les doses d'entrées pour les différentes champs et surtout sur les jonctions, pour ces derniers on n'a pas trouvées des sur ou sous-dosage (Figure V.6).

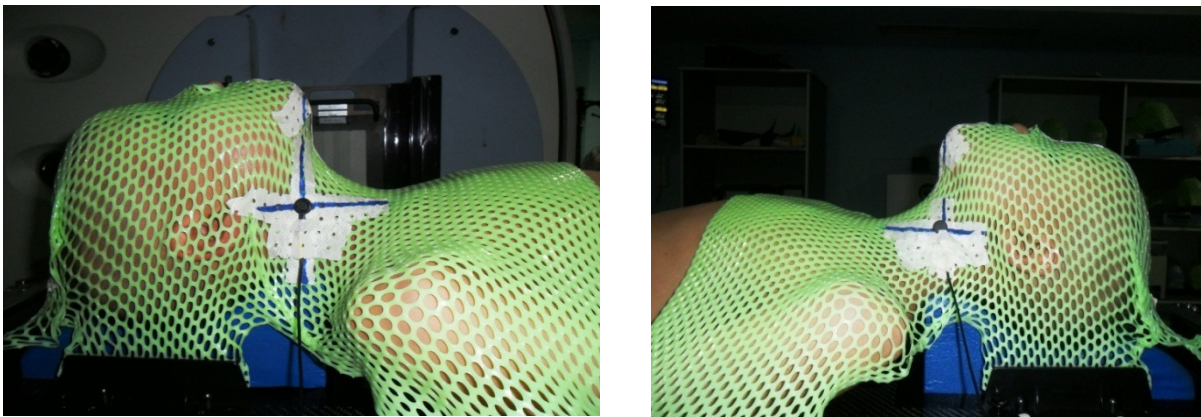


Figure V.6 : Diode appliquée sur le patient pour mesurer la dose à l'entrée (pour les champs latérale gauche et droite)

V.6.2. Détermination de la dose à l'entrée

$$D_{\text{entrée}} = M \times F_C \times F_{\text{champ}} \times F_{\text{dsp}} \times F_{\text{angle}} \times F_{\text{wedge}}$$

Equation V.10 : Détermination de la dose à l'entrée

Ou : M la charge collecté par la diode

F_C : Le facteur de calibration de la diode (la diode a été calibrer dans les conditions de référence par rapport à une chambre de référence de type Fermer).

$$F_C = (M_{\text{chambre}} \times N_{D,w})$$

Equation V.11 : Détermination de la dose à l'entrée

$N_{D,w} = 0.05337 \text{ Gy/nC}$: Facteur de calibration de la chambre d'ionisation

$F_C = 5.12 \times 10^6 \text{ Gy/C}$

$F_{champ} \times F_{dsp} \times F_{angle} \times F_{wedge}$ Sont les facteurs correctifs de la diode les paramètres du champ de traitement sont :

✚ Le champ latéral droit :

Energie	Taille de champ équivalent	DSP	L'angle du bras	F _{DSP}	F _{CHAMP}	F _{ANGLE}	La charge collecté	La dose à l'entrée
6MV	12x12	96.4Cm	90°	0.99	1.03	1.35	121.3 N _C	0.855 G _Y

Tableau V.5 : Détermination de la dose à l'entrée pour le champ latéral droit

✚ Le champ latéral gauche :

Energie	Taille de champ équivalent	DSP	L'angle du bras	F _{DSP}	F _{CHAMP}	F _{ANGLE}	La charge collecté	La dose à l'entrée
6MV	12x12	96.4Cm	90°	0.99	1.08	1.35	148.5 N _C	1.046 G _Y

Tableau V.6 : Détermination de la dose à l'entrée pour le champ latéral gauche

✚ Le champ sus-claviculaire :

Energie	Taille de champ équivalent	DSP	L'angle du bras	F _{DSP}	F _{CHAMP}	F _{ANGLE}	La charge collecté	La dose à l'entrée
6MV	16x16	96Cm	0°	0.99	1.04	1.35	121.3N _C	0.134G _Y

Tableau V.7 : Détermination de la dose à l'entrée pour le champ sus-claviculaire

Donc la dose total à l'entrée au niveau des jonctions: $D_{ENTREE} = 0.855 + 1.046 + 0.134 = 2.04Gy$

Commentaire :

Nous avons déduit que la dose mesurée par la diode est égale à la dose préinscrite, et que nous n'avons pas un sous ou surdosage au niveau du point iso centre.

V.7. Mesure de dose pour une femme qui présente un carcinome du sein

$$D_{Diode}(Tg\ Int, Tg\ Ext) = M_{Diode} \times F_{Calib} \times F_{Champ} \times F_{DSP} \times F_{Angle} \times F_{Wedge}$$

Equation V.12 : Mesure de dose pour les champs tangentiels interne et externe

✚ Mesure de dose pour les champs tangentiels interne et externe :

Energie	Les tailles de champ équivalent	DS P	Angle du bras du TG INT	Angle du bras du TG EXT	F _{CHAMP}	F _{DSP}	F _{ANGLE}	F _(WEDGE=30)	Charge collecté par la diode	Facteur de calibration de la diode	La dose TG Int et Ext
6 MV	6.90x6.90	94 Cm	60°	240°	0.956	0.994	1.05	1.014	402nC	5,12x 10 ⁶ Gy/C	2,082 Gy

Tableau V.8 : Mesure de dose pour les champs tangentiels interne et externe

✚ Mesure de dose pour le champ Sus clavéculaire

$$D_{Diode}(Susclave) = M_{Diode} \times F_{calib} \times F_{Champ} \times F_{DSP}$$

Equation V.13 : Mesure de dose pour le champ susclavéculaire

Les tailles de champs équivalent	DSP	Angle du bras susc	F _{CHAMP}	F _{DSP}	La dose du champ sus clavéculaire
11.92x11.92	94.1Cm	0°	1.015	0.994	2.014G _Y

Tableau V.9 : Mesure de dose pour le champ sus clavéculaire

✚ Mesure de dose au niveau du point isocentre

On a placé notre diode au niveau du point iso centre, pour s'assuré qu'on n'a pas un sous ou surdosage, et que toute la région du sus clavéculaire jusqu'à la paroi va être traité et reçois une dose homogène.

On a trouvé les résultats suivant :

$$D_{Diode}(Isocentre) = \left\{ D_{Diode}(Tg Int, Tg Ext) = M_{Diode} * F_{Calib} * F_{Champ} * F_{DSP} * F_{Angle} * F_{Wedge} \right\} +$$

$$\left\{ D_{Diode}(Susclave) = M_{Diode} * F_{Calib} * F_{Champ} * F_{DSP} \right\}$$

$$D_{Diode}(Isocentre) = \left\{ F_{Calib} * \left\{ D_{Diode}(Tg Int, Tg Ext) = M_{Diode} * F_{Champ} * F_{DSP} * F_{Angle} * F_{Wedge} \right\} + \left\{ D_{Diode}(Susclave) = M_{Diode} * F_{Champ} * F_{DSP} \right\} \right\}$$

$$D_{\text{Diode}}(\text{Isocentre}) = \left\{ 5,12 * 10^6 * \left\{ 205 * 0.956 * 0.994 * 1.05 * 1.014 \right\} + \left\{ 200 * 1.015 * 0.994 \right\} \right\}$$

$$D_{\text{Diode}}(\text{Isocentre}) = 2.09 \text{ Gy}$$

On déduit que la déviation standard entre la dose mesuré et la dose préinscrite est égale à:

$$\text{Delta} = ((2.10 - 2) / 2) = 4,5 \%$$

Commentaire :

D'après ces résultats, on conclut qu'on n'a pas un surdosage significatif au niveau du point isocentre, et que on a bien suivre notre chaine de traitement avec succès (du scanner jusqu'à l'appareil de traitement, et surtout le bon positionnement du patient).

Conclusion générale

L'application des techniques mono-isocentrique en service de radiothérapie obéit à plusieurs objectifs: améliorer les jonctions entre les faisceaux, faciliter le traitement des patients et améliorer la reproductibilité des positionnements entre le scanner et le traitement ainsi que la précision du calcul des unités moniteurs pour les hémi-et quarts faisceaux, en plus de la vérification de qualité de positionnement des mâchoires et lames du collimateur.

Et pour cela, nous avons effectué un travail dans le centre anti cancéreux (Oran) sur le quel nous avons :

- ✚ D'une part réaliser cette technique dans les cancers des seins pour des faisceaux de photons de haute énergie à l'aide d'un système de planification des traitements (TPS)
- ✚ D'autre part effectué des mesures pratiques issues de l'accélérateur PRIMUS consiste à comparer les angles des filtres en coins virtuels mesurés en utilisant le milieu de référence (fantômes) et (2D ARRAY) avec les angles des filtres en coins réels calculées par le TPS à l'aide des chambres d'ionisations de type Fermer et Semiflex.

On peut conclure que:

Dans la première partie de cette thèse la vérification des angles que se soit mesuré par le filtre en coin réel ou par la chambre d'ionisation 2D ARRAY était parfaite avec une tolérance de 2%.

Ainsi que la comparaison des courbes de profils obtenus par le TPS avec celles réalisées a l'aide d'un accélérateur PRIMUS de centre anti cancéreux dans un fantôme d'eau pour des grands et des petits champs avec une déviation qui ne dépasse pas 2 mm.

Cette comparaison fait apparaître de bons résultats de la part du TPS.

Les résultats de la seconde partie d'étude qui consiste à calibrer les diodes pour deux qualités de faisceaux (faisceau de photons 6 MV et faisceau d'électrons 18 MeV) au niveau des jonctions, dont le but de ne pas trouver un sous ou sus dosage était meilleurs avec une tolérance de 1%.

Après avoir réalisé ces étapes, on peut dorénavant appliquer la technique mono-iso centrique pour les cancers des VADS et des seins.

Bien que, la dosimétrie de cette technique n'est pas facile et aussi elle prend beaucoup de temps.

- [1]. **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.
- [2]. **Christine Jimonet et Henri Métivier.** "Personne compétente en radioprotection". Principes de radioprotection-réglementation. EDP Sciences 2007. France. ISBN : 978-2-86883-948-0.
- [3]. **Dr. MEGHELLI.** "Interactions entre les rayonnements ionisants et la matière ", Biophysique-Médicale. Service Médecine Nucléaire, CHU Tlemcen.
- [4]. **Chapitre 6.** "Interactions des Particules avec la Matière".
- [5]. **Tilahun TESFAYE.** "Physique nucléaire". Université Virtuelle Africaine Addis Ababa, License (Creative Commons), Version 2.5.
- [6]. **spectro-alpha3.** "Spectrométrie α "adress.
- [7].**Interaction des particules avec la matière.** [Online], [cité : mai, 2011] <http://www.medecineweb.com/2011/05/interaction-des-particules-avec-la.html>.
- [8]. **J. Bussac,** "Traité de neutronique", 1985
- [9]. **Mr HATTALI Belkacem,** "Dosimétrie des faisceaux de haute énergie (photons et électrons) à l'aide de dosimètres thermo luminescents" .Physique médical université des sciences et de la technologie- Houari Boumediene.2007. Projet
- [10]. **Paic Gu** , "rayonnements ionisants: la protection et de dosimétrie " .
- [11]. **Harold Elford Johns-John Robert Cunningham,** " La physique de la radiologie; 4eme édition " .
- [12]. **Interaction des particules avec la matière.** [Online], [cité : mai, 2011] <http://www.medecineweb.com/2011/05/interaction-des-particules-avec-la.html>

- [13]. **Nacim Betrouni, Maximilien Vermandel, David Pasquier, Salah Maouche4, Jean Rousseau.**"Repositionnement du patient en radiothérapie conformationnelle du cancer de la prostate par recalage d'images échographiques et d'images de résonance magnétique".2006
- [14]. "Dernières innovations techniques en radiothérapie". **Partenariat Conseil général Institut Paoli-Calmettes.** octobre 2004.
- [15]. **Lucie BERGER .** " utilisation d'un système d'imagerie portale électronique avec détecteur au silicium amorphe pour vérifier la dose reçue par les patients en radiothérapie".
.Thèse 2006
- [16]. **Nacim BETROUNI.**"Repositionnement du patient en radiothérapie conformationnelle de la prostate par fusion d'images". Thèse 2004.
- [17]. **Service évaluation technologique .Service d'évaluation économique** "évaluation de la radiothérapie conformationnelle 3D ".**Mai 2003**
- [18]. [http.www.medical.siemens.com](http://www.medical.siemens.com)
- [19]. **Harold Elford Johns- John Robert Cunningham.** "The physics of radiology".4ème édition.
- [20]. P.A. Jursinic , B.E. Nelms, "Diode array for verification of IMRT delivery". *Med Phys*, 2003, pp. 870–879. View Record in Scopus Full **Text** via CrossRef Cited By in Scopus (92).
- [21]. D. Letourneau, M. Gulam, D. Yan, M. Oldham and J.W. "Wong, Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance". *Radiother Oncology*, **70**, 2004 .**Article**. View Record in Scopus. Cited By in Scopus (94)
- [22]. R. Cirio, E. Garelli, S. Giordanengo, F. Marchetto and C. Peroni, "Preliminary results from a comparison of 2D verification systems for IMRT ". *Estro 23 Annual Meeting*, Amsterdam, 2004 October 24–28.
- [23]. S. Amerio, A. Boriani, F. Bourhabel, R. Cirio, M. Donetti and A. Fidanzio, . "Dosimetric characterization of a large area pixel segmented ionization chamber. " *Med Phys*, **31** (2004), View Record in Scopus ,**Full Text** via CrossRef .

- [24] .E. Spezi, A.L. Angelini, F. Romani and A. Ferri, " Characterization chamber array for the verification of radiotherapy treatments". *Phys Med Biol*, **50** (2005),. View Record in Scopus .
- [25] .B. Poppe, A. Blechschmidt, A. Djouguela, R. Kollhoff, A. Rubach and K.C. Willborn, ."Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification". *Med Phys*, **2006**,. **Full Text** via CrossRef
- [26]. "Absorbed Dose Determination External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on standards of Absorbed Dose To water **IAEA TRS-398**
- [27]. http://ptw.de/products_solutions.html.
- [28]. **R .Oozeer ,L. Aimard, M . Alfonsi, C .Altschuer** . "Technique mono-iso centriques dans les cancers des VADS et les cancers du sein : mise en œuvre". *oncologie* (2007)
- [29]. <http://www.vulgaris-medical.com/encyclopedie/cavum-957/anatomie.html>
- [30]. [http://www.doctissimo.fr/html/sante/mag_2002/sem02/mag1004/dossier/sa_5966 anatomie_sein.htm](http://www.doctissimo.fr/html/sante/mag_2002/sem02/mag1004/dossier/sa_5966_anatomie_sein.htm)
- [31] . **Physics primer**. "Digital Linear Accelerator".
- [32] . **ESTRO**. "Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose)physics for clinical radiotherapy booklet . Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose) ". **ISBN 90-804532**

Résumé

Les techniques classiques de traitement dans le cancer des VADS et les cancers de seins utilisent plusieurs isocentre pour le positionnement des différents faisceaux de traitement. Les incertitudes de positionnement de chacun de ces isocentres ont pour conséquences des problèmes de reproductibilité de jonction entre les différents faisceaux de traitement. L'utilisation d'un isocentre de traitement unique permet de maîtriser ces jonctions et autorise un positionnement unique pour tous les champs de traitement. Les procédures de simulation virtuelle peuvent varier en fonction des choix et des possibilités d'organisation des services. Elles se font en temps réel, avec détermination directe de l'isocentre au scanner ou en temps différé avec positionnement de l'isocentre en simulation ou sous l'appareil de traitement.

Ce travail de thèse propose d'étudier la technique mono isocentrique dans les cancers des VADS et les cancers du sein, et vérifier les angles des filtres en coins virtuels afin d'appliquer ces derniers pour les différentes tailles de champs des faisceaux de photon de haute énergie (6MV, 18 MV) de l'accélérateur linéaire de particule Primus (Siemens), en utilisant un milieu de référence qui est un fantôme de plexiglas à une distance source-surface 100cm. Cette réalisation a été faite au sein du service de radiothérapie Emir AEK d'Oran.

Abstract

Conventional techniques of treatment in head and neck cancer and breast cancer using multiple isocenter for the positioning of the different treatment beams. Uncertainties positioning of each of these isocenters are consequences of the problems of reproducibility of junction between the different beams of treatment. The use of a single isocenter treatment can master these junctions and allows a unique positioning for all treatment fields. Virtual simulation procedures may vary depending on the choices and opportunities for organization of services. They are done in real time, direct determination of the isocenter on CT or delayed with positioning of the isocenter in simulation or in the treatment apparatus.

This thesis proposes to study the mono isocentric technique in head and neck cancers and breast cancers, and check the angles of the virtual wedge in order to apply these to the different sizes of fields of photon beams of high energy (6mV, 18 MV) linear accelerator particle Primus (Siemens), using a reference medium which is a ghost of a plexiglas source-surface distance 100cm. This achievement was made in the radiotherapy department AEK Emir of Oran