

Numéros d'ordre : 22/2011-M/PH

*République Algérienne Démocratique et populaire*

*Ministère de L'enseignement supérieur et de la recherche scientifique*

*Université des sciences et de la technologie Houari Boumediene*

FACULTE DE PHYSIQUE



Mémoire

Présenté en vue d'obtention du diplôme de Magister

En : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Par : M<sup>elle</sup> Samia SALAH LAOUAR

Sujet

***Caractérisation des modificateurs du faisceau de photons de haute énergie***

Soutenu publiquement, le 05/03/2011 devant le jury composé de :

M.Ahmed Chafik CHAMI	Professeur à l'USTHB	PRESIDENT
M.M'hammed AFIANE	Professeur au CPMC	Directeur de thèse
M.Brahim HOCINI	maitre assistant/B au USD/ BLIDA	EXAMINATEUR
M.MohamedMokraneMAHIOU	Chargé de Recherche au CPMC	EXAMINATEUR
M.Saad KHOUDRI	Attaché de Recherche au CRNA	INVITE

## **Remerciements**

*Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance à Monsieur M.AFIANE, chef de service d'Oncologie Radiothérapie du Centre Pierre et Marie Curie d'Alger (CPMC), pour avoir encadré et dirigé ce travail de mémoire de magistère. Je lui exprime ma profonde gratitude pour la confiance qu'il m'a accordée, pour ces compétences professionnelles et pour les moments qu'il a pris sur son temps précieux pour me guider de façon pertinente. Je le remercie également pour ses simplicités et sa gentillesse.*

*Je tiens également à remercier :*

*Monsieur A.C.CHAMI, Professeur à la faculté de Physique de l'USTHB, pour m'avoir fait l'honneur de juger ce travail et d'avoir accepté d'en présider la soutenance.*

*Monsieur B.HOCINI, maître assistant, UDS (Blida) et Monsieur M.M.MAHIOU, chargé de recherche, CPMC pour avoir accepté d'examiner ce manuscrit de mémoire et Monsieur S.KHOUDRI, attaché de recherche, CRNA pour avoir accepté d'être invité .*

*Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance aux personnes sans qui, ce travail n'aurait pas été possible qui ont su me soutenir. Je pense plus particulièrement à :*

*Les physiciens de CPMC, S.BENCHEIKH, M.T.MEDJDOUB, A.BOUNEMRI et F.BOUDEMAA, je remercie également A.N.AICHOUCHE et K.ADJIDIR,*

*Mes enseignants de l'USTHB et de CRNA.*

## **Dédicace**

*Je dédie ce travail à :*

*La mémoire de mon père.*

*Ma mère.*

*Mes frères et mes sœurs.*

*Mes amis.*

## *Liste d'abréviations.*

SAR : Scatter Air Ratios.

BDD : Pencil Beam Data.

PDD : Percentage Depth Dose.

TPR : Tissue Phantom Ratios.

TAR : Tissue Air Ratios.

TMR : Tissue Maximum Ratios.

PSF : Peak Scatter Factors.

DSP : Distance Source Peau.

PT : Pénombre de Transmission.

PG : Pénombre Géométrique.

RDF : Relatif Dose Factors.

OF : Out put Factors.

Scp : Out put Factors.

Sc : Out put Factors, dans l'air.

Sp : Facteur de diffusion dans le fantôme.

MLC : Multi Leaf Collimator : collimateur multilames.

TPS : Treatment Planning System : système de planification de traitement.

RCMI : Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité

UM : Unité Moniteur.

DW : Dynamic Wedge.

EDW : Enhanced Dynamic Wedge.

STT : Segmented Treatment Table.

MOD : Modifier Out put Factor.

SSD : Source Surface Distance. DSS : Distance Source Surface d'entrée.

DSD : Distance Source Détecteur.

SFPM : Société Française de Physique Médicale.

IMRT : Intensity-Modulated Radiation Therapy

## Introduction

### Partie théorique :

#### Chapitre I : Généralité sur la radiothérapie.

I-1-L'évolution de la radiothérapie.....	1
I-2-Rappel sur les rayonnements ionisants.....	2
I-3-Interaction rayonnement matière.....	3
I-4-Les appareils usuels de radiothérapie.....	4
I-4-1-Appareils de contactthérapie.....	5
I-4-2-Appareils de télécobaltothérapie.....	5
I-4-3-Accélérateur linéaire.....	7
Principe de fonctionnement. ....	9
I-5-Dosimétrie des faisceaux de photons de haute énergie.....	10
I-5-1-caractérisation de faisceau de photon de haute énergie.....	11
I-5-1-1-données de l'axe central.....	11
I-5-1-1-1-Rendement en profondeur (PDD).....	11
I-5-1-1-2-Le rapport tissu fantôme (TPR).....	13
I-5-1-1-3-Le rapport tissu air (TAR).....	13
I-5-1-2-Données hors axe.....	14
I-5-1-2-1-Profil de dose.....	14
I-5-1-2-2-La pénombre.....	15
I-5-2-Facteur de dose relative (Débit de la machine relatif).....	15

#### Chapitre II : Modificateur de faisceau de photon de haute énergie.

II-1- Bolus en radiothérapie.....	17
-----------------------------------	----

II-1-1- Matériaux utilisés.....	18
II-2- Cache.....	20
II-2-1- Epaisseur des caches.....	20
II-2-2- Classification des caches.....	21
II-2-2-1-Cache standard.....	21
II-2-2-2-Cache personnalisé.....	22
II-3- Collimateur multilames (MLC).....	25
II-4- Filtre en coin.....	26
II-4-1-L'angle de filtre en coin.....	27
II-4-2- Filtre en coin physique.....	28
II-4-3-Filtre en coin dynamique.....	29
 Chapitre III : commissioning du système de planification de traitement (TPS).	
III-1-Système de planification de traitement (TPS).....	31
III-2-Acquisition et recette d'un nouveau système de planification de traitement....	32
III-3-Mise en service d'un système de planification de traitement.....	32
III-3-1-Données machine.....	33
III-3-1-1-Spécification de la machine.....	33
III-3-1-2-Collimateur multilames.....	34
III-3-1-3-Portes caches (facteur plateau).....	35
III-3-1-4-Filtre en coin physique.....	35
Coefficient de hardening.....	35
Coefficient de softning (l'effet de hors axe de faisceau).....	37
III-3-1-5-Filtre en coin dynamique.....	37
III-3-1-6-Cache.....	39
III-3-2-Données faisceaux.....	39
Facteur d'out put de modificateur.....	40

Partie pratique :

Chapitre IV: Etude sur les modificateurs.

IV-1-Matériels et méthodes.....	41
IV-1-1-Outils de mesure.....	41
IV-1-1-1-L'accélérateur Clinac 600 C.....	41
IV-1-1-2-Equipement de dosimétrie.....	42
IV-1-1-2-1-Chambre d'ionisation.....	42
Principe de fonctionnement.....	42
La chambre d'ionisation TM 31013.....	44
La chambre d'ionisation TM 31010.....	45
La chambre d'ionisation 31002.....	45
IV-1-1-2-2-Les électromètres.....	46
L'électromètre Tandem.....	46
L'électromètre UNIDOS E.....	47
IV-1-1-3-Fantôme standard.....	47
IV-1-1-3-1-Cuve à eau.....	48
IV-1-1-3-2-Le contrôleur.....	48
IV-1-1-3-4-Logiciel d'acquisition de données Méphysto mc <sup>2</sup> .....	49
IV-1-2-Montage expérimental de la cuve à eau.....	50
IV-1-2-1-Positionnement de la chambre.....	51
IV-1-2-2-Mesures des rendements en profondeur et profils de dose.....	51
IV-1-2-3-Mesure absolue.....	52
IV-1-2-4-Facteur d'ouverture de collimateur.....	52
IV-1-2-5-Filtre en coin physique.....	52
IV-1-2-6-Facteur filtre, porte cache.....	53
IV-2-Résultats et discussions.....	53
IV-2-1-Création d'unité.....	53
IV-2-2-Rendement en profondeur.....	54
IV-2-3-Profils de dose.....	55
IV-2-4-Facteur d'Out Put (RDF).....	56
IV-2-5-Données modificateurs.....	56
IV-2-5-1- Filtre en coin physique.....	56
IV-2-5-2-Porte cache.....	58
IV-2-5-3caractérisation des caches.....	59
IV-3-Conclusion.....	59

Chapitre V : Effet de bolus sur la distribution de dose.

V-1-Matériels et méthodes.....	61
V-1-1- Outils de mesure.....	61
V-1-1-1-Chambre d'ionisation, électromètre.....	61
V-1-1-2-Fantôme solide.....	62
V-1-1-2-1-Composante de fantôme.....	62
V-1-1-2-2-Equivalence entre fantôme solide et l'eau.....	63
Mesure photon.....	63
Mesure électron.....	64
V-1-2-Montage expérimental.....	64
V-1-2-1-Mesure au Clinac 600C.....	65
V-1-2-2-Mesure au Cobalt.....	65
V-2-Résultats et discussions.....	68
V-3-Conclusion.....	70
Chapitre VI : Contrôle de qualité de collimateur multilames.	
VI-1-Matériel et méthodes.....	72
VI-1-1-Outils de mesure.....	72
VI-1-1-1-Fantôme solide.....	72
VI-1-1-2-Film radiologique.....	72
VI-1-1-3-Densitomètre optique.....	73
VI-1-2-Montage expérimental.....	73
Test 1 : Centrage des MLC par rapport à l'axe de rotation du collimateur.....	73
Test 2 : correspondance entre le champ lumineux et le champ d'irradiation.....	74
Test 3 : Exactitude et répétabilité du positionnement des lames.....	74
Test 4 : Alignement et orthogonalité des bancs des lames.....	75
Test 4-1 : Alignement des bancs des lames.....	75
Test 4-2 : Orthogonalité des bancs des lames.....	75
Test 5 : Affaissement du banc de lames.....	76
Test 6 : Fuite interlames.....	77
VI-2-Résultats et discussions.....	77
VI-2-1-Résultat de test 1.....	77
VI-2-2-Résultat de test 2.....	78
VI-2-3-Résultat de test 3.....	78
VI-2-3-Résultat de test 4.....	78
VI-2-4-1-Résultat de test 4-1.....	78

VI-2-4-2-Résultat de test 4-2.....	78
VI-2-5-Résultat de test 5.....	78
VI-2-6-Résultat de test 6.....	79
VI-3-Conclusion.....	79

Conclusion générale

Annexe.

Liste des figures et tableaux.

Référence.

## *Introduction :*

La radiothérapie utilise les rayonnements ionisants (électrons et photons de hautes énergies) pour détruire les tissus tumoraux.

L'objectif de la radiothérapie est de délivrer une dose suffisante aux volumes cibles afin de permettre le contrôle local, tout en épargnant au mieux les tissus sains environnants et les organes à risque.

- Les caractéristiques du faisceau sortant de l'appareil de traitement sont :
  - ✓ Sur le plan géométrique : de forme carré ou rectangulaire.
  - ✓ Sur le plan de la pénétration du faisceau et de la distribution de la dose, les données utilisées par le système de planification de traitement (TPS) sont relevées dans des conditions standards qui sont : surface d'entrée plane, milieu homogène (eau).
- En pratique médicale, les conditions sont différentes :
  - ✓ Sur le plan géométrique la forme du volume irradié est irrégulière, on fait appel à des modificateurs de forme pour protéger les tissus sains (cache, collimateur multilames (MLC), ....).
  - ✓ La surface de pénétration du faisceau dans l'organisme est irrégulière, le volume irradié est composé de différents compartiments de densité variable qui impose l'utilisation des modificateurs de distribution de la dose (filtre en coin, bolus, filtre compensateur, .....).

Notre travail, réalisé au niveau de service de radiothérapie du centre Pierre et Marie Curie d'Alger (CPMC), porte sur l'étude des modificateurs du faisceau :

- Dans une première partie, nous allons étudier la caractérisation des différents modificateurs de faisceau tels qu'exigés par le TPS « Theraplan Plus » :
  - ✓ Les filtres en coin : La caractérisation est réalisée au cours du commissioning de l'accélérateur Clinac 600C au TPS « Theraplan Plus ».

- ✓ La transmission à travers les différentes portes caches.
  - ✓ La transmission à travers les différents caches (standards et personnalisés) pour vérifier l'atténuation de 5% exigé pour protéger les tissus sains.
- 
- Dans une deuxième partie, nous comparerons les rendements en profondeurs sans et avec bolus en place des faisceaux du 6MV du Clinac 600C (Varian) et du faisceau de Cobalt 60.
  - En dernière étape pratique, nous réaliserons les tests de contrôle de qualité des MLC au niveau du Clinac 600C de Varian en utilisant les rapports de la société Française de Physique Médicale (SFPM).

Dans ce manuscrit, nous présenterons :

- Une partie théorique : le faisceau de rayonnement de haute énergie, les différents modificateurs de faisceau et leur identification au TPS.
- L'étude pratique : les résultats des mesures; réalisées à l'aide des filtres en coin, des portes caches, des caches, de bolus, et des tests de contrôle de qualité des MLC.
- Une conclusion.

## *Chapitre I : Généralité sur la radiothérapie externe.*

La radiothérapie consiste à stériliser les tumeurs cancéreuses en les irradiant avec de très fortes doses (de l'ordre de MeV en comparant au domaine du diagnostique KeV) de rayonnements ionisants. Ces rayonnements sont le plus souvent des photons ou des électrons. Les photons gamma et les électrons sont émis soit par des sources radioactives, soit par des générateurs de particules chargées (accélérateurs linéaires). Beaucoup plus rarement, les tumeurs sont traitées avec des neutrons, des protons et des hadrons qui présentent des effets biologiques spécifiques. Il existe deux modes de radiothérapie. La radiothérapie externe et la curiethérapie. La radiothérapie externe ou transcutanée, pour la quelle l'irradiation provient d'une source de rayonnements placée à l'extérieur du patient (source radioactive de cobalt 60 et beaucoup plus des accélérateurs linéaires), elle utilise de multiples faisceaux concourants, ce qui permet de concentrer la dose au sein de la tumeur tout en minimisant l'irradiation du tissus sains situés autour de volume cible. La curiethérapie consiste à mettre directement en contact avec la tumeur, des sources radioactives. On distingue, la curiethérapie interstitielle ou endocuriethérapie, qui consiste à implanter des sources radioactives (généralement des fils d'iridium) à l'intérieur des tissus (peau, lèvre, sein, langue, anus, prostate, etc.) ; la plésiocuriethérapie ou curiethérapie de contact elle même divisée en curiethérapie endocavitaire et en curiethérapie endoluminale qui consiste à placer des sources radioactives dans des cavités naturelles (vagin, utérus, nasopharynx, cavum).

### **I-1-L'évolution de la radiothérapie :**

Il est important de remarquer que l'histoire de la radiothérapie commence la même année 1895 que la découverte des rayons X par Röntgen. Dès 1899, le premier cancer de la peau est guéri formellement par Thor Stenbeck à Stocholm; les énergies utilisées sont encore faibles et les rayons peu pénétrants. Les contours des faisceaux sont flous et les tissus sains avoisinants mal protégés. En 1913, Marie Curie et Claudius Regaud créent la section médicale de l'Institut de Radium, qui sera à l'origine de la Fondation Curie (1921) puis l'actuel Institut Curie (1970).

Le premier telecobalt apparaît en 1950 et le premier accélérateur linéaire (linac), dans les débuts des années soixante. Au début des années soixante, Tubiana et les époux Dutreix ouvrent la voie à la dosimétrie patiente (Tubiana et al., 1963). Puis avec l'arrivée du scanner tomodensitométrique (TMD) en 1973, grâce à Hounsfield, la radiothérapie devient, vers 1990, conformationnelle. Plus récemment, l'arrivée des collimateurs multilames et de la planification inverse (Ling et al., 1996), en passant à la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité qui a permis d'obtenir des distributions de dose de forme complexe et à fort gradient. Enfin l'étape la plus récente de cette évolution vers une meilleure conformation avec des photons est l'apparition de la très prometteuse tomothérapie (Mackie et al., 1993, Beavis 2004) [2, 19].

## **I-2-Rappel sur les rayonnements ionisants :**

Les rayonnements ionisants sont utilisés en médecine, soit pour le traitement des lésions cancéreuses (radiothérapie externe, curiethérapie, radiothérapie métabolique), soit pour le diagnostique (radiodiagnostique, médecine nucléaire). L'intérêt des rayonnements ionisants dans les applications thérapeutiques réside sur leur pouvoir à pénétrer dans la matière et déposer de l'énergie le long de leur parcours. Les photons sont des rayonnements indirectement ionisants qui créent des particules chargées (électrons et positrons) dans le milieu, ces particules chargées, à leur tour, vont ioniser le milieu.

Plusieurs types de radiations ionisantes peuvent être employés :

### **Les radiations ionisantes non chargées :**

- photons X provenant du réarrangement des électrons du cortège électronique (tubes à Rayons X, accélérateurs);
- photons gamma d'origine nucléaire, émis lors de désintégration nucléaire : source de  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{192}\text{Ir}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ , ...
- les neutrons.

### **Les radiations ionisantes chargées :**

- rayonnement  $\beta^-$  émis par des noyaux radioactifs, il est constitué d'électron ;
- électrons accélérés produit par les accélérateurs, leur énergie est choisie selon la profondeur à laquelle se trouve la lésion à traiter, ce qui offre un grand avantage sur le plan dosimétrique ;

- rayonnement  $\alpha$  constitué de particules lourdes, chargées positivement, qui sont des noyaux d'hélium. Ces particules sont émises par des noyaux radioactifs, leur faible pénétration ne permet pas de les utiliser en clinique.
- Les protons sont des produits des réactions nucléaires, ils vont agir en cédant au cours des collisions avec les électrons des tissus traversés. La distribution de dose en profondeur se fait sous la forme d'un pic très étroit (pic de Bragg), adapté au traitement des tumeurs profondes, de petite taille, au voisinage du tissu sain radiosensible. L'efficacité biologique des protons serait proche de celle des neutrons.

La pénétration des rayonnements ionisants (directement ou indirectement ionisants) dépend de leur énergie et leur nature (photon, électron), donc selon les cas thérapeutiques (profondeur de tumeur), le choix de ces rayonnements se fait [1, 4].

### **I-3-Interaction rayonnement matière :**

Les effets des rayonnements ionisants, qu'ils soient indésirables (irradiation accidentelle..) ou exploités (radiothérapie, imagerie médicale,...), reposent sur les interactions fondamentales qui interviennent entre les dits rayonnements et la matière. Le type de rayonnement occasionné dépend de la nature des particules incidentes et de leur énergie, mais aussi du matériau irradié. Ceci conduit à des transferts d'énergie très divers.

Les photons sont des rayonnements indirectement ionisants qui créent des particules chargées dans le milieu qui vont ioniser le milieu.

Dans l'interaction photon matière, les photons ne sont pas soumis à l'interaction coulombienne avec les électrons de cortège atomique. Ils n'interagissent pas de façon continue avec le milieu et ont une probabilité non nulle de traverser n'importe quelle épaisseur de matière sans interagir. Les notions de parcours et de ralentissement utilisés pour les particules chargées n'ont donc pas de sens pour les photons. Elles sont remplacées par les notions d'atténuation et de libre parcours moyen.

Les interactions prépondérantes des photons de hautes énergies utilisés en radiothérapie avec le tissu sont :

L'effet Compton est prépondérant entre 0,2 et 20 à 30 MeV et la création de paires (créées au-delà de 1,022 MeV) est prépondérante à partir de 20 à 30 MeV (figure I-1). Toutes ces interactions conduisent à la production d'électrons de hautes énergies. A cause de leur charge électrique, les électrons interagissent avec les électrons périphériques des atomes du milieu, suite d'une série d'ionisation d'atomes sur son trajet.

Les électrons sont arrêtés dans le tissu et leur parcours est proportionnel à leur énergie initiale. Autrement dit, les électrons sont vite absorbés et déposent toute leur énergie dans le tissu sous forme d'ionisations, ceci permet d'atteindre des doses importantes nécessaires pour la stérilisation des tumeurs. Les photons sont atténués exponentiellement avec la distance [6].

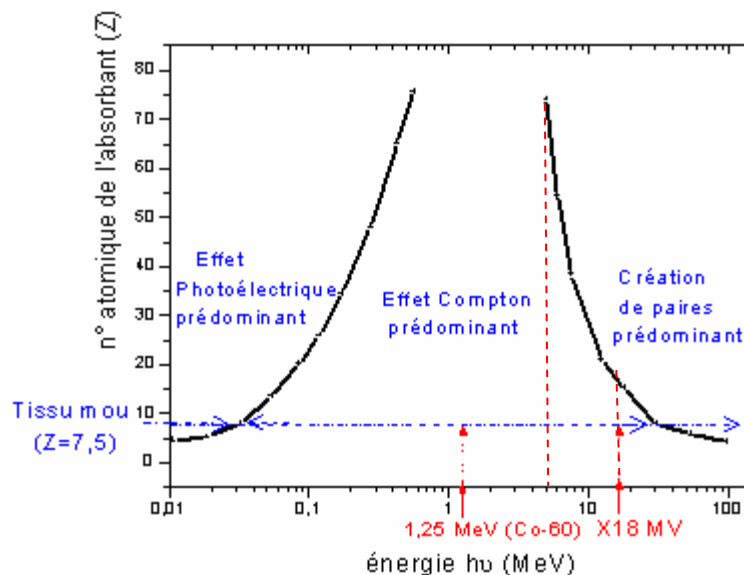


Figure I-1 : Délimitation des domaines d'énergie de prédominance des trois interactions principales des photons avec la matière : effet photoélectrique, effet Compton et effet création de paire en fonction de numéro atomique du milieu traversé. L'interaction Compton est prédominante dans le tissu mou (plus de 70% d'eau,  $Z=7,5$ ) pour les photons de haute énergie.

#### I-4-Les appareils usuels de radiothérapie :

Ils émettent des électrons ou des photons, par ordre croissant d'énergie émise, on distingue les appareils de contactthérapie, les appareils de télécobaltothérapies et

les accélérateurs linéaires. On sait que l'absorption en profondeur est proportionnelle à l'énergie du rayonnement émis.

La constitution générale des appareils répond à des critères de disponibilité vis à vis des différents traitements.

#### **I-4-1-Appareils de contactthérapie :**

Ce sont des tubes à RX qui délivrent des photons X de faible énergie (50 à 100KV) et sont utilisés pour traiter les lésions cutanées, du fait de leur faible pénétration dans les tissus, et pour protéger le patient des composantes de spectre de faible énergie qui sont inutile, on place un filtre en cuivre ou en aluminium [1, 4,5].

#### **I-4-2-Appareils de télécobaltothérapie :**

La technologie de ces appareils de radiothérapie externe est particulièrement simple. Ces appareils sont composés d'une enceinte en plomb dans laquelle est placée la source radioactive de cobalt 60, d'un dispositif d'obturation et d'un système de collimation et de visualisation du faisceau. La source est de forme cylindrique, Le diamètre typique de la source est compris entre 1 et 2 cm, la hauteur du cylindre est de l'ordre de 2,5 cm. La pénombre physique dépend de déplacement de la source de cobalt (la sortie totale de la source), donc dépend de diamètre de la source.

La source se présente sous forme de grains ou de disques radioactifs disposés à l'intérieur d'une double capsule en acier inoxydable dont les dimensions extérieures sont conditionnées par les normes internationales de radioprotection.

Le cobalt 60 se désintègre en émettant un rayonnement  $\beta$  et deux photons  $\gamma$  d'énergies respectives 1,33 et 1,17 MeV, le maximum de la dose est situé à 0,5 cm sous la peau Le rayonnement  $\beta$  est arrêté par la capsule contenant le corps radioactive, et seuls les photons  $\gamma$  sont utilisés pour le traitement.

L'activité de la source est comprise entre 5000 et 10000 Ci (185 à 370 Tbq) pour fournir un débit de dose à la distance 80 cm de la source de l'ordre de 100 à 200 cGy/min. La période de désintégration du cobalt 60, égale à 5,27 ans, correspond à

une décroissance de l'activité de l'ordre de 1% par mois, ce qui entraîne un remplacement périodique de la source (5 ans en moyenne).

Le rayonnement s'échappe de l'appareil même lorsque la source est en position fermée. La fuite est très faible au niveau de la tête s'élève généralement à moins de 1 mR/h (0,01 mSv/h) à 1m de la source. Les réglementations internationales exigent une fuite maximum de 2mR/h (0,02 mSv/h) à 1 m de la source [4, 5].

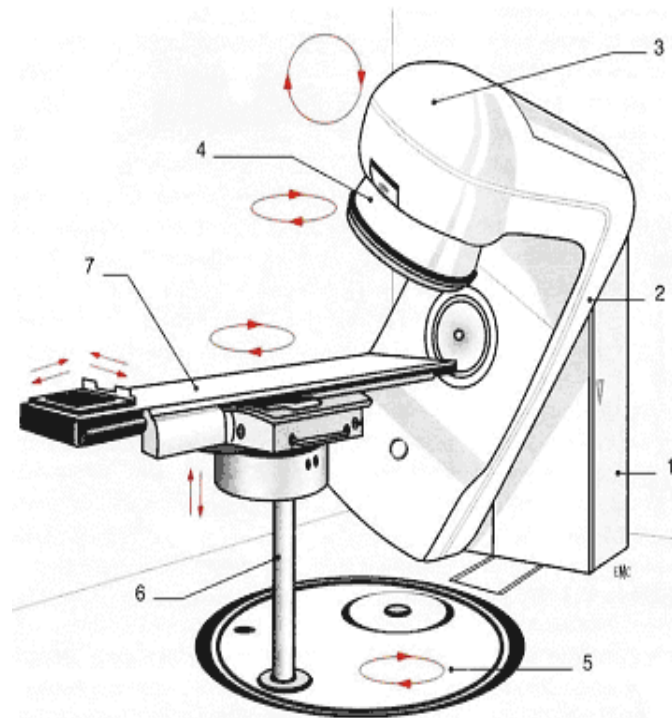


Figure I-2 : Télécobalt et table de traitement

1. Statif ; 2. Bras ; 3. Tête ; 4. Collimateur ; 5. Socle de la table ; 6. Fût de la table ; 7. Plateau de la table.

La suppression du faisceau de rayonnement se fait en un laps de temps très court par l'intermédiaire du dispositif d'obturation. Actuellement deux méthodes sont utilisées pour déplacer la source vers l'ouverture de l'enceinte, soit par rotation d'un cylindre interne dans lequel elle est enchâssée, soit par la translation d'un tiroir la contenant. Lorsque la source est en position de retrait, elle est remplacée par une source lumineuse qui indique les limites géométriques du faisceau, le centre et les axes du champ d'irradiation à l'aide de la projection d'un réticule. Une minuterie placée au niveau du pupitre de commande, permet de mesurer le temps d'irradiation.

L'irradiation inhérente à l'ouverture et la fermeture non instantanées de l'obturateur est prise en considération [4, 5].

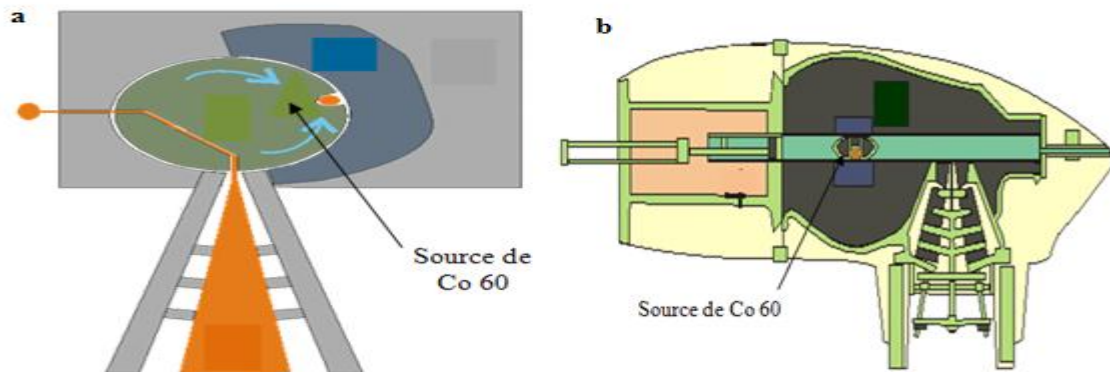


Figure I-3 : Têtes d'appareils de télécobaltothérapie le système d'obturation en rotation (a) et en translation (b) [5].

Le télécobalt est aujourd'hui considérée par la communauté médicale comme un équipement moins utilisé, de par :

- la mauvaise protection de la peau (risque plus élevés de réaction cutanée) : radioélément, rendement en profondeur plus faible qu'avec un LINAC, donc une limite d'utilisation en cas clinique (la profondeur des tumeurs);
- les temps de traitement s'allongent avec les années (facteur 2 ou 5 ans) à cause de la désintégration radioactive de la source de cobalt ;
- risques importants d'irradiation accidentelle lors de la gestion des sources radioactives.[18].

### I-4-3-Accélérateur linéaire :

Les accélérateurs linéaires (appelé aussi LINAC) ont été développés dès les années 1960. Ils représentent aujourd'hui l'équipement standard des services de radiothérapie. Ils permettent de délivrer des fortes doses d'irradiation au volume tumorale. Leurs seuls inconvénients, par rapport aux appareils de télécobaltot, ne sont pas liés à leur efficacité clinique, mais à leur prix d'achat, à leur coûts de fonctionnement et de maintenances, voire des travaux de réparation. Par contre, ils présentent des multiples avantages cliniques dont les principaux sont :

- protection optimale des tissus sains situés sur le parcours du faisceau. Pour une même dose à administrer à la tumeur, la dose reçue en surface sera moins importante pour une irradiation par LINAC que par cobalt ;
- meilleure reproductibilité et traçabilité des traitements par informatisation des opérations de fonctionnement du LINAC (systèmes intégrés de vérification).
- adaptation électronique très précise du faisceau d'irradiation à la forme de la tumeur (collimateur multilames), qui évite par ailleurs de devoir recourir à la fabrication des caches de protection en matériaux lourds nuisibles à l'environnement ;
- possibilité d'effectuer des traitements par modulation d'intensité du faisceau d'irradiation. Cette approche thérapeutique, autorise l'application de traitements plus complexe et plus précis conduisant à une meilleure tolérance des tissus sains et à l'administration possible de doses plus importantes dans la tumeur, l'efficacité du traitement est ainsi améliorée [4, 18].



Figure I-4 : Accélérateur linéaire.

**Principe de fonctionnement :**

L'accélérateur de particules utilise des ondes électromagnétiques de très hautes fréquences (MHz) pour accélérer des particules chargées (électron). Le bloc d'alimentation fournit la tension au modulateur qui réalise la formation de l'onde électromagnétique. Le magnétron ou klystron a pour but d'amplifier l'onde électromagnétique qui est ensuite envoyée dans le guide d'onde. Le modulateur permet également la synchronisation entre l'onde électromagnétique et les électrons qui sont produits par le canon à électrons.

Les électrons doivent être en phase avec l'onde électromagnétique pour être portés tout au long du tube d'accélération. Celui-ci est constitué de plusieurs cavités accélératrices qui permettent aux électrons et à l'onde électromagnétique d'être en phase. C'est dans ce tube que les électrons vont acquérir leur vitesse, déterminant ainsi l'énergie du faisceau de radiation.

Les électrons accélérés sont soit utilisés directement pour le traitement, soit utilisés pour créer du faisceau de photons de haute énergie.

Pour créer les photons de haute énergie, le faisceau d'électrons entre en collision avec une cible en tungstène qui se trouve dans la tête de l'accélérateur. L'interaction des électrons avec la cible va produire deux types de rayonnements, Bremsstrahlung (rayonnement de freinage) et le rayonnement X caractéristique (réarrangement électronique).

Le Bremsstrahlung est le résultat d'une collision entre un électron de haute énergie et un noyau d'atome. L'électron est dévié en raison de l'attraction du noyau, il perd de l'énergie qui est émis sous forme de photons. La probabilité que le Bremsstrahlung se produise est proportionnelle au carré du numéro atomique de l'atome, où l'intérêt d'une cible de tungstène ( $Z = 74$ ).

Les rayonnements X caractéristiques sont créés par l'éjection d'un électron de couche orbitale interne (K, L ou M). Pour combler ce manque, un électron de couche orbitale supérieure va descendre sur une couche inférieure (réarrangement électronique), l'énergie restante de cette descente va produire un rayonnement électromagnétique (photon).

Le rayonnement de freinage possède un spectre continu, alors que le réarrangement électronique possède un spectre de raie. En radiothérapie externe on utilise le spectre continu [4, 18].

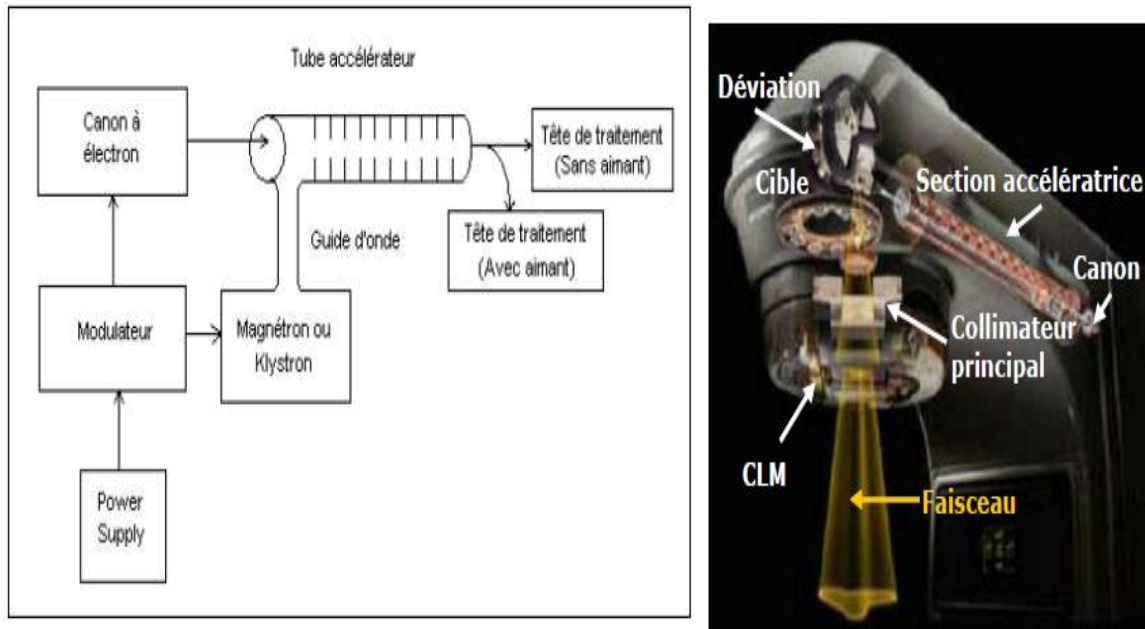


Figure I-5 : Principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire.

### I-5-Dosimétrie des faisceaux de photon de haute énergie :

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

- De prévoir les effets des rayonnements ionisants aussi bien sur les tissus sains que sur les tissus tumoraux.
- De mesurer l'énergie déposée dans les tissus.
- De définir des normes de protection vis-à-vis de ces rayonnements (radioprotection).

Le but de la radiothérapie externe est d'utiliser les rayonnements ionisants afin de traiter une lésion. En pratique, le faisceau se modifie au cours de sa progression dans la matière ; il est donc nécessaire de déterminer la dose déposée en surface par rapport à celle déposée en profondeur en fonction du volume utile pour l'irradiation.

Il faudra donc évaluer :

- Le rendement de dépôt d'énergie selon l'axe du faisceau (rendement en profondeur).
- Le rendement de dépôt d'énergie dans un plan passant par l'axe du faisceau afin d'apprécier sa diffusion (profil de dose).
- Le rendement en volume qui découle du précédent par symétrie.

Il faudra optimiser le rendement en profondeur pour délivrer une dose maximale à la tumeur et la plus faible aux tissus sains alentours.

Les données de l'axe central sont utilisées pour calculer, le rapport tissus air (Tissue Air ratios, TAR), le rapport air diffusé (Scatter Air Ratios, SAR) et les données de faisceau (Pencil Beam Data, PBD).

Pour l'unité de photons, les données de l'axe central sont, soit les tableaux de rendement en profondeur (Percentage Depth Dose, PDD), soit les tableaux de rapport tissu fantôme (Tissue Phantom Ratios, TPR) ou les tableaux de rapport tissu air (Tissue Air Ratios, RTA). Ces données sont utilisées pour tenir compte de la pénétration du faisceau. Dans le cas de PDD ou TAR, le facteur de diffusé de pic (Peak Scatter Factors, PSF) est exigé [14, 15].

## **I -5-1- Caractérisation du faisceau de photon de haute énergie :**

### **I -5-1-1- Données de l'axe central :**

#### **I -5-1-1-1- Rendement en profondeur (PDD) :**

Le rendement en profondeur, PDD (Percentage Depth Dose) correspond à la variation de la dose absorbée le long de l'axe de faisceau, il est exprimé en pourcentage de la dose maximum absorbée comme le rapport de la dose absorbée en ce point, c'est le rapport de la dose absorbée en un point et la dose absorbée à la profondeur du maximum de dose à la même distance source surface. L'inconvénient de cette grandeur dans la pratique clinique est la dépendance de trois paramètres : la distance source peau (DSP), la profondeur (z) et l'énergie (E) [1,4].

$$PDD(A_{DSP}; z_{D_{max}}) = \frac{D(A_{DSP}; z)}{D(A_{DSP}; z_{D_{max}})} \times 100$$

La courbe donnant la variation de la dose absorbée en fonction de la profondeur dans l'eau sur l'axe du faisceau d'irradiation à une distance source surface du fantôme fixe, est appelée courbe de rendement en profondeur : PDD (z).

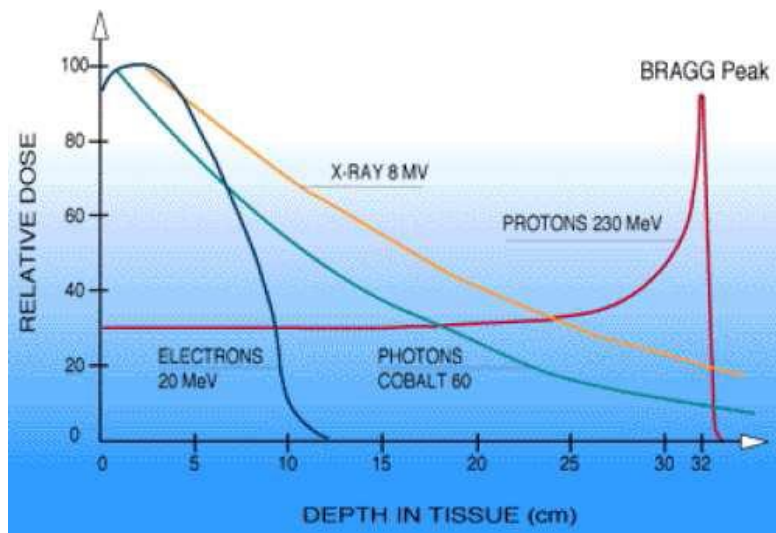


Figure I-6 : Courbes de transmission de dose en profondeur et ionisation correspondante.

On constate d'après la figure (I-6) que :

- 1- Les photons de faible énergie ( $^{60}\text{Co}$ , 1.17 et 1.33 MeV) sont atténués dès les premiers centimètres.
- 2- Lorsque l'énergie de l'onde électromagnétique X ou  $\gamma$  augmente, les tissus superficiels sont de moins en moins exposés au maximum d'énergie et une dose élevée peut être délivrée à des profondeurs importantes.
- 3- Les électrons déposent leur énergie à proximité de la peau, avec un rendement sensiblement constant jusqu'à épuisement de l'énergie.
- 4- Les protons ont un parcours très long avant de déposer leur maximum de dose. Lorsqu'ils la déposent, ils cèdent toute leur énergie sur un très court trajet (1 cm).

Certaines grandeurs dosimétriques peuvent être définies à partir de la courbe de rendement en profondeur : la dose à la surface, la dose de sortie et la profondeur de maximum de dose (profondeur de l'équilibre électronique) :  $z_{max}$ .

**Principe :**

La dose est délivrée par les électrons secondaires mis en mouvement par les photons. Elle diminue en profondeur du fait de la disparition progressive des photons, la diminution est d'autant plus lente que l'énergie des photons est plus élevée. Pour les photons de haute énergie, on observe un accroissement initial de la dose sous la surface d'entrée, il est dû à l'accumulation des électrons secondaires sur une distance égale à leur parcours, qui est de quelque millimètres pour les photons gamma de cobalt et quelque centimètres pour les photons X de 20 MV.

Les électrons secondaires sont générés à toutes les profondeurs par les photons qui y passent. Comme le spectre des photons ne présente qu'une modification modérée en profondeur (surtout due à la contribution croissante des photons diffusés) le spectre des électrons secondaires reste à peu près identique en tous les points du milieu traversé par le faisceau [1,4].

**I -5-1-1-2-Le rapport tissu fantôme (TPR) :**

Le TPR (Tissue-Phantom Ratio) est défini comme le rapport de la dose absorbée en un point sur l'axe central et la dose absorbée en ce même point, à la même distance de la source, mais à une profondeur de référence ( $z_{réf}$ ) à DSA constant [1, 4].

$$RTF(A_{DSD}; z; z_{réf}) = \frac{D(A_{DSD}; DSD; z)}{D(A_{DSD}; DSD; z_{réf})}$$

DSD : distance source détecteur.

**I-5-1-1-3-Le rapport tissu air (TAR) :**

Le TAR (Tissue-Air Ratio) est défini comme le rapport de la dose absorbée en un point donné dans le fantôme et la dose de la contribution des photons primaires au même point et à la même distance source-point de mesure. La dose des photons primaires est mesurée dans l'air avec un capuchon de masse, juste suffisant pour garantir l'équilibre électronique au point de mesure. On peut utiliser un capuchon de build-up ou un mini-fantôme selon l'énergie du faisceau.

Cette définition du TAR présente des inconvénients pour les rayons X de hautes énergies dues aux difficultés expérimentales pour assurer l'équilibre électronique idéal dans l'air à des profondeurs loin de  $Z_{max}$ , car pour des épaisseurs supérieures à 0.5mm des diffusions supplémentaires dans le capuchon ou le mini-fantôme sont inévitables.

Pour cette raison, une autre définition du TAR a été proposée (BJR 1983). Dans cette nouvelle définition, la dose primaire, c'est à dire, la mesure dans l'air s'effectue toujours à la profondeur de maximum de build-up ( $z_{max}$ ) [1, 4].

$$TAR(A_{DSD}; z) = \frac{D(A_{DSD}; DSD; z)}{D_{capuchon}(A_{DSD}; DSD)}$$

### I -5-1-2-Données hors axe :

#### I -5-1-2-1-Profil de dose :

La taille du champ d'irradiation est déterminée par l'ouverture des mâchoires du collimateur primaire. Un moyen utilisé pour contrôler des dimensions de champ est de réaliser un profil de dose selon l'axe X et Y. Ces profils sont normalisés par rapport à la valeur au centre.

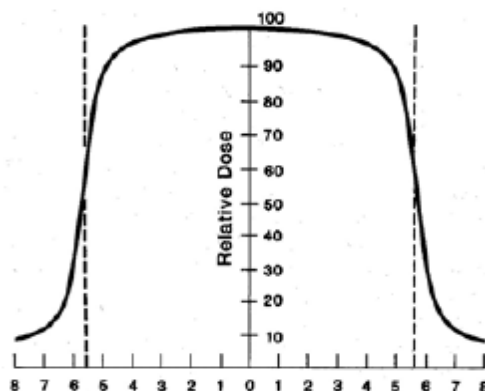


Figure I-7 : Profil de dose.

Au centre du profil, correspondant au centre du champ, se trouvent les photons les plus énergétiques. Sur les bords du champ, il y a surtout des photons diffusés et moins énergétiques, il y a donc moins de dose déposée.

Les deux zones de pente descendante correspondent à la pénombre. La pénombre est définie par la distance entre le 20 % et le 80 % du profil. La largeur à mi-hauteur représente la taille réelle du champ.

### I -5-1-2-2-La pénombre :

Physiquement, la pénombre est la région en bordure de champ où la dose change rapidement en fonction de la distance de l'axe central. Géométriquement, la pénombre est la différence entre le faisceau tracé à partir du centre de la source et le faisceau tracé à partir des extrémités de la source. La pénombre géométrique est mesurable sur la courbe de profil de dose. La pénombre physique inclut de plus les diffusions dans les collimateurs et leur contribution aux extrémités du champ d'irradiation.

On classe la pénombre, en pénombre géométrique et pénombre de transmission.

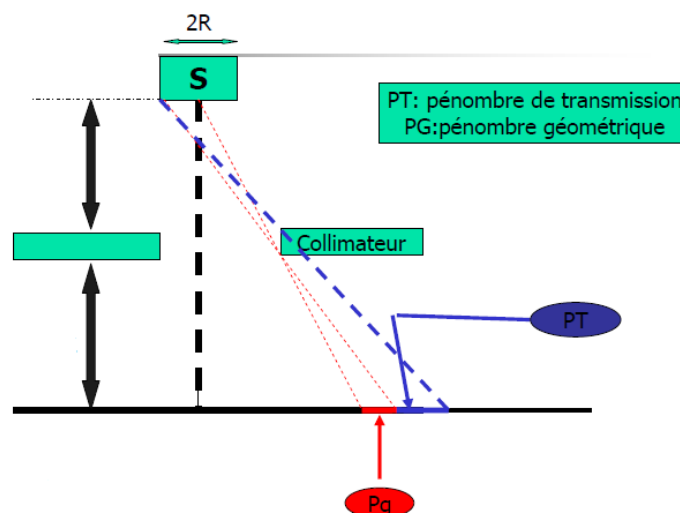


Figure I-8 : Pénombre de transmission et géométrique.

### I -5-2-Facteur de dose relative (Débit de la machine relatif) :

Le facteur d'output (ouverture de collimateur) d'un appareil de traitement est défini comme le rapport du débit d'exposition ou de débit de dose d'un champ donné à celui d'un champ de référence ( $A_{réf}$  ;  $z_{réf}$ ). Il est noté RDF (facteur de dose relatif),  $S_{cp}$  ou OF.

$$S_{cp}(A) = \frac{D(A; z_{réf})}{D(A_{réf}; z_{réf})}$$

La séparation d'output total (output dans l'eau) en facteur de diffusion de la tête d'irradiation,  $S_c$ , et le facteur de diffusion dans le fantôme,  $S_p$ , a été proposée par Holt (1970). Dans ce cas, le facteur d'output,  $S_{cp}$ , est égale à :

$$S_{cp} = S_c \times S_p$$

$S_c$  est appelé aussi output dans l'air. Il est mesuré dans un mini fantôme selon les mêmes conditions géométriques que le  $S_{cp}$ .

$$S_c(A) = \frac{D_{min-fantôme}(A; z_{réf})}{D_{mini-fantôme}(A_{réf}; z_{réf})}$$

$S_p$  est le facteur de diffusion dans le fantôme. Il est souvent estimé par le rapport du facteur d'output total,  $S_{cp}$ , et le facteur de diffusion dans la tête de traitement,  $S_c$ , car la mesure de  $S_p$  fait appel à des techniques souvent difficiles à réaliser expérimentalement.

$$S_p = \frac{S_{cp}}{S_c}$$

La variation de l'output avec la taille du champ au point de référence est fortement liée au rayonnement diffusé dans la tête d'irradiation. Il dépend donc de la structure de la tête qui varie d'une machine à l'autre. Cette variation dépend moins des diffusions dans le patient qui sont directement proportionnelles à la surface irradiée au point de mesure, car pour les photons de haute énergie, les diffusions se font plus en amont que latéralement. Ainsi, le facteur de diffusion dans la tête et le facteur de diffusion dans le fantôme peuvent être déterminés séparément et leur combinaison donne le facteur de diffusion total [1, 4].

## *Chapitre II : Modificateurs du faisceau de photon de haute énergie.*

Des phénomènes physiques font que le rendement ne suit pas une décroissance linéaire depuis l'entrée (surface de la peau) à l'intérieur du corps. Le rendement présente un maximum de dose à une certaine profondeur sous la peau, puis décroît de manière exponentielle.

Grâce aux paramètres de la table, le patient est placé très précisément par rapport à l'isocentre de l'appareil. Les faisceaux, caractérisés par leur nature (électrons, photons), leur énergie et leur dimension sont dirigés sur le volume à traiter. Il est possible d'apporter des modifications aux faisceaux par l'interposition entre la source de rayonnement et le volume à traiter d'accessoires : appelés « modificateur du faisceau ».

Le modificateur du faisceau est tout objet, appareil ou système capable d'apporter un changement au niveau du faisceau d'irradiation tel qu'il a été programmé au niveau du collimateur. Ce changement peut être effectif sur le plan de la géométrie du faisceau (dimension) et/ou sur la distribution de dose. La caractérisation pour certains modificateurs est commandée durant le commissionning de l'appareil, c'est le cas des filtres en coin, des portes cache et du collimateur multilame. Et pour les caches, les bolus, les filtres compensateurs, ..., la caractérisation se fait au niveau de plan du traitement.

### **II-1- Bolus en radiothérapie :**

La qualité des faisceaux utilisés en radiothérapie externe ne satisfait pas toujours aux besoins dosimétriques. Les premiers centimètres ne doivent pas toujours être sous dosés, il faut dans certain cas augmenter la dose à la surface et dans les premiers plans traversés.

On peut donc imaginer qu'en plaçant une couche « équivalent tissu » sur la peau, les courbes isodoses seraient ramenées vers l'entrée. Ce matériau «équivalent tissu » est appelé « bolus », il est placé sur la peau de façon à produire :

- une atténuation de faisceau ;
- une augmentation du rayonnement diffusé ;
- une augmentation de la dose à la surface.

En radiothérapie, par bolus, on entend « un matériau, si possible équivalent tissu, placé au contact d'une région à irradier pour corriger des irrégularités de surface ou pour donner à la distribution de dose en profondeur une forme adaptée aux structures anatomiques à irradier ou à protéger. Le bolus est placé sur la zone à traiter de façon à augmenter artificiellement l'épaisseur de la peau et réduire ainsi la profondeur de pénétration du faisceau d'irradiation ».

Le bolus doit être de préférence transparent pour permettre la localisation du faisceau sur le patient, et doit être flexible pour permettre la conformation à la surface du patient, disponible avec différentes configurations, inaffecté par les hautes énergies, résistant, non toxique, facile à nettoyer, ininflammable.

Le bolus permet d'assurer une fonction de compensateur vis-à-vis de l'irradiation homogène sur l'ensemble de la cible [2, 4, 23, 24].



Figure II-1 : Bolus commercialisé en radiothérapie [2].

### **II-1-1- Matériaux utilisés :**

Différents matériaux peuvent être utilisés à condition qu'ils répondent aux performances requises [2, 4, 23, 24] :

- être le plus proche possible de la densité de l'eau (équivalent tissu) ;
- avoir une épaisseur définie et uniforme ;
- s'adapter facilement aux différentes parties du corps du point de vue de formes (être ajustable, malléable) ;
- couvrir la totalité de la surface d'entrée du faisceau (champ d'irradiation) ;
- ne pas se déformer à l'usage ;
- permettre une mise en place aisée et reproductible ;
- répondre aux exigences de l'hygiène.

Différentes solutions non satisfaisantes ont été testées (tissu éponge, sacs de farine, compresses enduites de corps gras, ..... ) jusqu'à ce que les fabricants proposent des produits relativement performants [2, 4, 23, 24] :

- plaques de cire à modeler (trempées dans l'eau chaude, elles ramollissent et peuvent être modelées à la forme désirée, la forme étant conservée après refroidissement) ;
- plaques « Superflab » composées d'un gel synthétique souple qui leur permet de s'adapter à la conformation des régions anatomiques du patient avec une très bonne uniformité d'épaisseur.

En pratique :

Le manipulateur, ayant bien intégré les exigences de la qualité du traitement du point de vue dosimétrique doit mettre en œuvre :

- la préparation du bolus (taille, forme, épaisseur) ;

- la fixation (mise en place du bolus au moyen de ruban adhésif ou collé sur un masque) ;
- la vérification des paramètres définis par le physicien (état du bolus, épaisseur, respect des distances);
- les conditions de l'hygiène à respecter [4].

## II-2- Cache :

A la sortie du collimateur, la forme du faisceau est carrée ou rectangulaire, souvent non conforme au volume planifié par le médecin prescripteur. Pour assurer la protection des organes à risque se trouvant dans le champ d'irradiation, on interpose dans le faisceau un cache en plomb ou en alliage spéciale (cerrobend).

Les systèmes proposés ont évolué, ils sont de plus en plus performants sur le plan de la protection tout comme de la manipulation [1, 4].

### II-2-1- Epaisseur de cache :

L'épaisseur des caches est fonction de l'énergie et de la densité des matériaux utilisés. Pour réaliser la protection des organes à risque, la transmission du faisceau primaire à travers les caches de protection doit être inférieure ou égale à 5 % pour la plupart des situations cliniques.

$n$  étant le nombre de demi atténuation, la formule suivante permet de calculer le nombre de demi atténuation qui réalise l'atténuation de 5% du faisceau primaire :

$$\frac{1}{2^n} = 0,05 \Leftrightarrow 2^n = \frac{1}{0,05} = 20 \Leftrightarrow n \cdot \log(2) = \log(20) \Leftrightarrow n = \frac{\log(20)}{\log(2)} = 4,32$$

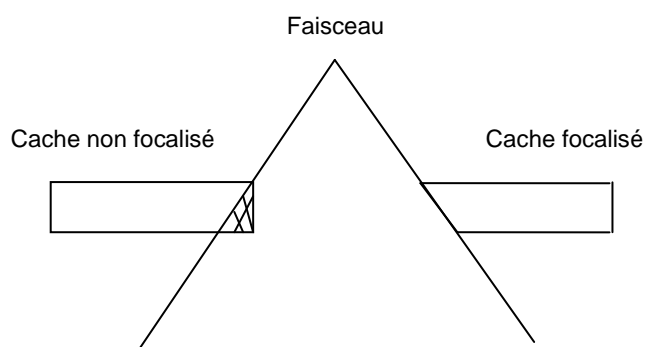
L'épaisseur du cache doit correspondre à 4,5 à 5 demi atténuation pour obtenir une transmission du faisceau primaire inférieure à 5 % : l'épaisseur du cache augmente avec l'énergie de faisceau [1].

Qualité de faisceau	Epaisseur de Pb
$^{137}\text{Cs}$	3 cm
$^{60}\text{Co}$	5 cm
Photon 4 MV	6 cm
Photon 6 MV	6,5 cm
Photon 10 MV	7 cm
Photon 25 MV	7 cm

Tableau I-1 : Epaisseur minimum de plomb pour avoir une transmission de 5% [1]

### II-2-2- Classification des caches :

On cherche à faire coïncider la projection du cache avec la région à protéger, deux types de caches peuvent être utilisés, les caches standards (caches non focalisés) et les caches personnalisés (caches focalisés) :



#### II-2-2-1-Cache standard :

Afin de limiter les champs d'irradiation au volume à irradier, l'utilisation du cache plombé a, dans un premier temps, été le seul moyen disponible. Ces caches, en

forme de parallélépipèdes droits livrés par le constructeur, étaient placés sur un support, porte cache, à la sortie de collimateur pour absorber le rayonnement indésirable.

Ces protecteurs de forme géométrique simple induisent autour de la zone réellement protégée une zone à fort gradient de dose appelée pénombre de transmission : c'est une zone irradiée par des photons qui ont traversé seulement une partie de l'épaisseur de la protection.

Les limites du cache visible dans le champ lumineux ne correspondent pas à la zone réellement protégée. Pour une énergie donnée, la largeur de la pénombre de transmission dépend de différents paramètres géométriques : épaisseur du cache, distance du cache à l'axe du faisceau, distance entre le cache et la source de rayonnement. D'autre part, la forme des régions à protéger, n'a pas de forme géométrique. Les caches, de forme géométrique, n'associent pas une projection complète.



Figure II-2 : Cache standard.

### **II-2-2-2-Cache personnalisé :**

La nécessité d'utiliser des caches adaptés à la forme de la zone à protéger, avec des bords qui suivent la divergence du faisceau, a abouti à la confection de caches personnalisés et focalisés.

L'utilisation d'un matériau à point de fusion peu élevé (70°) permet de réaliser des caches personnalisés. Ces caches en Cerrobend (Lipowitz) sont introduits par Power et al en 1973, cet alliage métallique (MCP 70) à point de fusion peu élevé (70° C),

est composé de bismuth (50%), de plomb (26.7 %), d'étain (13,3 %) et de cadmium (10 %), sa densité physique à 20° C est 9,4 g/cm<sup>3</sup> comparé avec 11,3 g/cm<sup>3</sup> pour le plomb.

Ils respectent la divergence du faisceau, de ce fait la forme est adaptée à la région à protéger [1, 2].

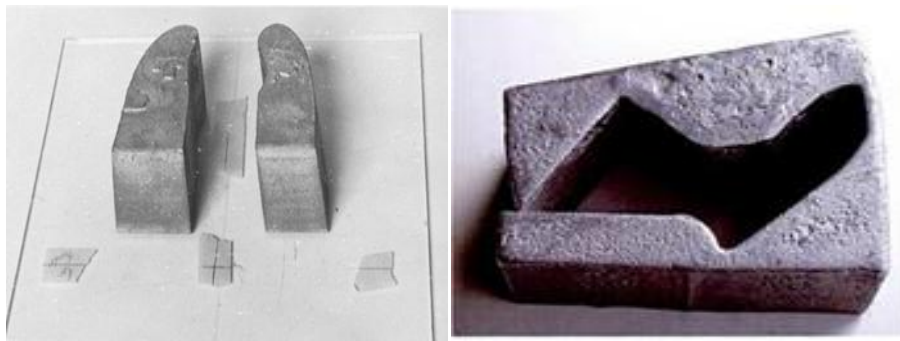


Figure II-3 : Cache personnalisé.

Pour plus de précisions :

La confection de ces caches relève de la compétence du manipulateur qui doit respecter différentes étapes :

- délimitation par le médecin, sur le cliché radiologique de simulation des zones à protéger ;
- découpage d'un polystyrène en intégrant tous les facteurs de proportionnalité (distance source porte cache, distance source film) ;
- coulage, dans le moule de polystyrène, d'un alliage (Cerrobend) dont la température de fusion est de 70°C.
- refroidissement et fixation sur une plaque de plexiglas adaptée au porte cache placé à la sortie du collimateur.

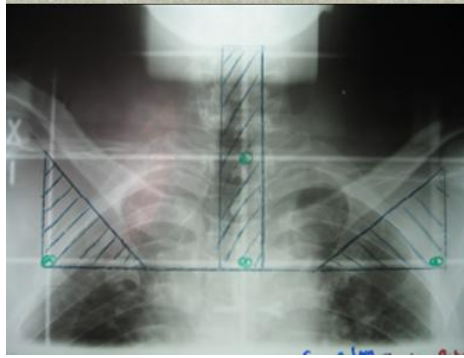


Figure II-4 : Cliché de repérage montrant les régions de cache.

Les procédures de fabrication sont illustrées sur la figure (II-5). Cette activité nécessite une parfaite connaissance des paramètres de l'appareil de traitement et du simulateur (l'agrandissement et les conditions de projection des caches dans le faisceau). La forme et les dimensions du cache sont directement liées à la distance du cache par rapport à la source ainsi qu'à la direction du faisceau (antéropostérieur ou postéro-antérieur).

Le terme personnalisé fait référence au fait que, pour chaque patient, chaque faisceau, un cache doit être confectionné.

Le terme focalisé fait référence au fait que les bords du cache sont inclinés, parallèles aux limite du faisceau, ce qui entraîne une réduction considérable de la pénombre de la transmission [2].

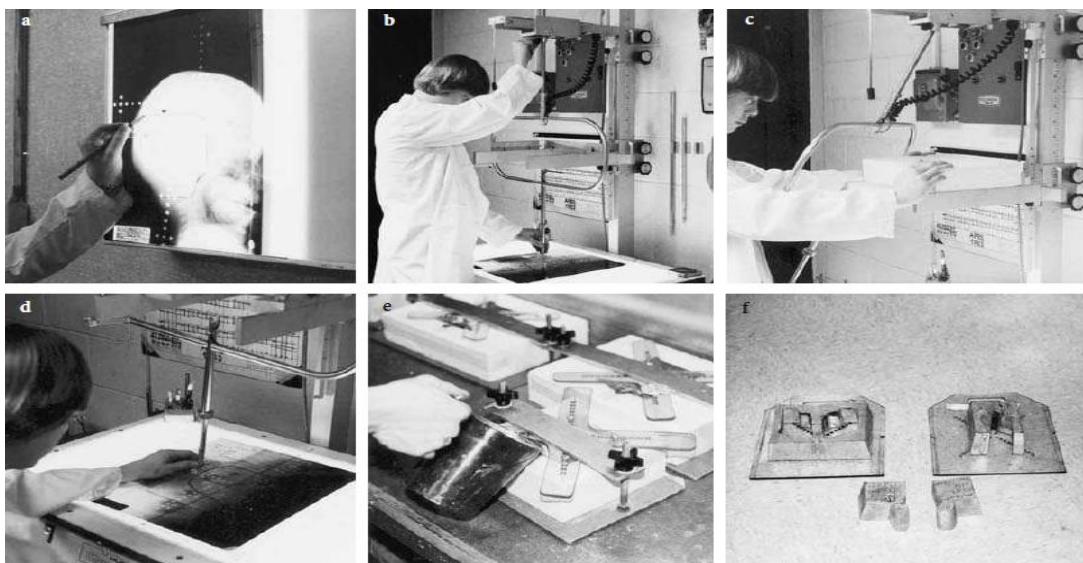


Figure II-5 : Les étapes de fabrication de cache personnalisé [2].

**II-3- Collimateur multilames (MLC) :**

Face à la pénibilité et au risque d'erreur inhérent à la confection des caches personnalisés, les constructeurs proposent depuis les années 1990 des collimateurs multilames (MLC). Il s'agit d'un élément mécanique fixé à la tête de l'accélérateur linéaire (Varian Medical Systems) ou intégré (Elekta, Siemens) qui permet, à l'aide de lames mobiles en tungstène effectuant des mouvements continus et asynchrones, de délimiter précisément la forme du champ et d'atténuer les rayonnements en dehors du champ.

Les MLC disponibles peuvent être classés en trois catégories [2, 20, 22] :

- remplacement des mâchoires supérieures (proximales),
- remplacement des mâchoires inférieures (distales),
- collimateur additionnel placé en-dessous des deux couples de mâchoires.

Les lames viennent compléter le dispositif de limitation du faisceau (l'ouverture du collimateur) pour deux des quatre côtés, elles sont positionnées sur deux côtés opposés. Elles permettent d'intégrer les protections nécessaires au traitement, permettant des champs complexes.

Le déplacement et la position des lames sont le résultat d'une programmation informatique et d'un système motorisé (d'où le risque de pannes). Elles se déplacent indépendamment les unes des autres, dans un même plan, selon une même direction, perpendiculairement à l'axe du faisceau.

La performance des MLC est remarquable à différents points de vue [2,20, 22] :

- la focalisation est optimale et la pénombre de transmission très réduite (~ 5 mm) ;
- l'architecture du système est conçue pour limiter le risque de fuite entre les lames, et assurer une protection performante après les lames ;

- la précision du système répond aux exigences de la radiothérapie avec des couvertures de champs adaptées aux besoins (le recours aux caches personnalisés est moins fréquent) ;
- le système est étudié pour répondre à la modulation d'intensité (IMRT) ;
- la mise en place des protections est facilitée pour le manipulateur (commande des lames à distance), il libère des tâches de l'atelier de confection des caches, mais la vigilance doit être extrême en matière de vérification des champs.

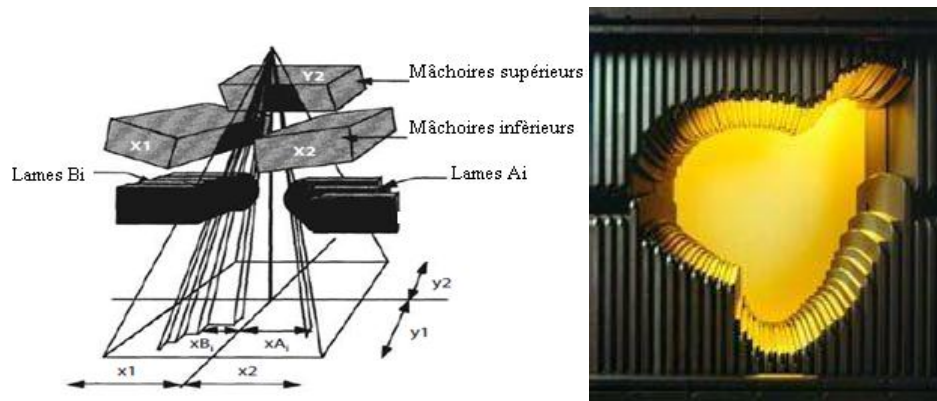


Figure II-6 : Géométrie de MLC de Clinac Varian [2].

#### II-4- Filtre en coin :

En pratique courante de la radiothérapie externe, nombreux sont les cas où l'axe du faisceau dirigé sur le volume à traiter n'est pas strictement perpendiculaire à la surface d'entrée (au champ d'irradiation). Dans ce cas, les courbes isodoses se déforment pour suivre l'obliquité de la surface d'entrée :

- Les courbes isodoses remontent du côté où l'épaisseur traversée est supérieure (du fait de l'atténuation) ;
- les courbes isodoses descendent du côté où l'épaisseur traversée est inférieure (du côté de moins d'atténuation).

La dose n'est donc pas homogène au niveau du plan perpendiculaire à l'axe. Si l'on interpose dans le faisceau une épaisseur de matériau, l'atténuant du côté où traverse une épaisseur moindre de tissu, on peut redresser les courbes isodoses : c'est le principe du filtre en coin.

Dans la même logique, un filtre en coin peut déformer les courbes isodoses pour des besoins de radioprotection (organes critiques à éviter) alors que l'axe du faisceau est bien perpendiculaire à la surface d'entrée [1, 2, 4].

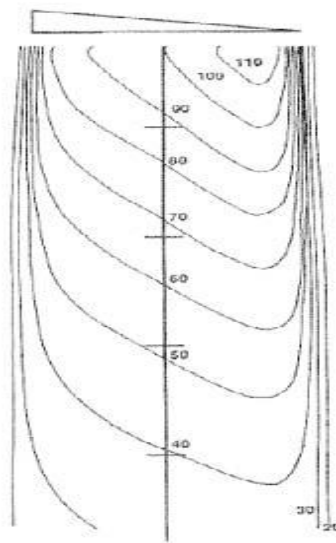


Figure II-7 : Déformation des isodoses engendrée par filtre en coin

#### II-4-1-L'angle de filtre en coin :

Le filtre en coin est définie par son angle d'isodose, il s'agit de l'angle délimité par une perpendiculaire à l'axe du faisceau et la droite passant par deux points de l'axe situés sur l'isodose passant par la profondeur de référence (50 %) séparés par une distance égale à la moitié de la dimension du champ [7].

L'angle du filtre en coin est défini par la figure suivante (figure II-8).

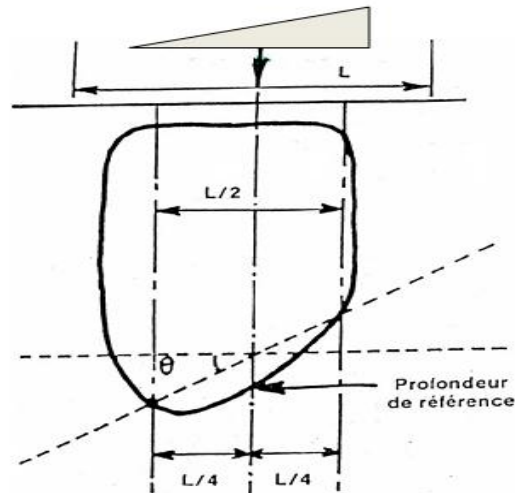


Figure II-8 : Définition de l'angle de référence d'un filtre en coin.

#### II-4-2- Filtre en coin physique :

Le filtre en coin physique est un polyèdre en alliage de plomb, en forme de prisme triangulaire destiné à déformer les courbes isodoses. Placé à la surface du collimateur, l'atténuation du faisceau est plus importante du côté où l'épaisseur du filtre est plus grande, il en résulte :

- soit une déformation des courbes isodoses dans le cas où la surface d'entrée est perpendiculaire à l'axe de faisceau,
- soit un redressement des courbes isodoses dans le cas où la surface d'entrée est oblique par rapport à l'axe du faisceau, et donc une dose plus homogène au niveau d'un plan en profondeur perpendiculaire à l'axe.

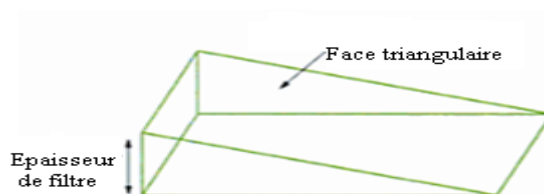


Figure II-9 : Filtre en coin métallique (physique).

Le filtre en coin doit couvrir la totalité du champ et surtout être bien orienté pour obtenir l'effet recherché [2, 4].

### II-4-3-Filtre en coin dynamique :

Certains accélérateurs modernes permettent de simuler la présence d'un filtre en coin par le mouvement d'une mâchoire du collimateur asymétrique (filtre dynamique) ou d'un filtre en coin intégré dans la tête d'accélérateur (filtre motorisé). Kijewski est le premier qui propose l'utilisation de la dynamique des mâchoires pour générer la distribution de dose équivalente à celle produit par le filtre physique, cette approche a pour but d'optimiser l'utilisation d'un accessoire supplémentaire dans la tête de traitement pour chaque arrangement de faisceau.

Les mâchoires du collimateur peuvent être utilisées pour créer une forme de distribution de dose non uniforme, par le mouvement d'une mâchoire indépendant du collimateur, la deuxième mâchoire reste stable durant l'irradiation, c'est la technique de filtre en coin dynamique [7].

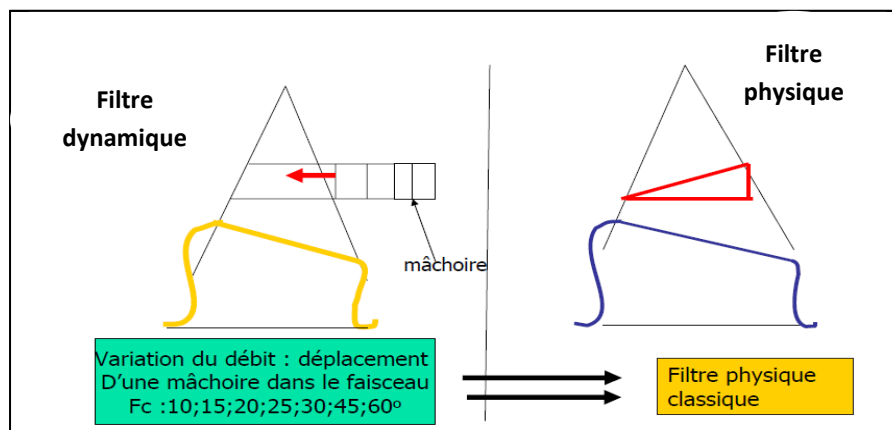


Figure II-10 : Comparaison filtre en coin physique et dynamique.

## *Chapitre III : Commissionning du Système de Planification de Traitement.*

Les progrès de la radiothérapie reposent en grande partie sur le développement de l'informatique qui occupe une place grandissante dans la chaîne thérapeutique. Introduite dès l'apparition des ordinateurs dans les années 1960 pour le calcul de la distribution des doses, l'informatique est maintenant omni présente, pour l'acquisition des données anatomiques, la planification, l'optimisation dosimétrique du traitement, le contrôle de la position du patient et le pilotage de l'irradiation.

L'une des voies majeure de sécurisation des traitements par radiothérapie a été la possibilité de les simuler avant de les réaliser. Cette simulation est organisée sur des consoles informatiques, système de planification de traitement (TPS), exploitant des logiciels de réalité virtuelle augmentée dans lesquels le patient est modélisé au moyen des images radiologiques ou scanographiques acquises en position de traitement. Ces TPS permettent l'optimisation du traitement du point de vue géométrique (console de simulation) et du point de vue dosimétrique (console de dosimétrie). Ces deux consoles sont le plus souvent regroupées sous une seule et même entité, le TPS.

Le TPS est basé sur des algorithmes de calcul de distribution de dose. Ces algorithmes sont paramétrés par des données de base constituées de mesures dosimétriques particulières réalisées directement sous l'appareil de traitement. De fait, il convient également de s'assurer de la pertinence de ces données de base.

Compte tenu de ce rôle déterminant, il apparaît donc essentiel que les TPS avant d'être utilisés en clinique, fassent l'objet de commissionning [18].

### **III-1-Système de planification de traitement (TPS) :**

Le système de planification de traitement en radiothérapie est des plate-formes informatiques composées de différents modules manipulant des données numériques de nature variées.

Le TPS est un logiciel de planification de traitement, qui permet de définir une balistique de traitement, de calculer la dose à délivrer aux patients. Le TPS en radiothérapie est défini comme étant la procédure mise en œuvre pour déterminer le nombre, l'orientation (dans le cas de Radiothérapie par intensité modulé RCMI), le type et les caractéristiques des faisceaux utilisés pour délivrer une dose de rayonnement à un patient présentant une tumeur cancéreuse.

Le TPS construit un modèle virtuel en 2D ou 3D du patient à partir des multiples coupes du patient acquises au cours de l'examen scannographique réalisé en position de traitement. Le TPS offre ensuite des outils de contourage et d'expansion qui permettent de délimiter les volumes du patient à irradier et à protéger.

Les données anatomiques (contour de la tumeur et des organes à protéger) servent à la définition des caractéristiques physiques (énergies et types) et géométriques (nombres, incidences, dimensions et formes) des faisceaux d'irradiation. Des modificateurs de faisceaux (bolus, filtre en coin, caches ...) peuvent également être utilisés pour adapter les distributions de dose au volume à irradier : modification de la profondeur du maximum de dose, compensation des obliquités de surface, irradiation des volumes concaves, l'analyse quantitative et qualitative de la répartition des doses autour du volume tumoral est faite, en tenant compte des hétérogénéités du milieu. Cette analyse garantit la justesse dosimétrique du traitement. Cela implique, le calcul des distributions du dose autour de volume tumoral grâce à un algorithme de calcul de distribution de dose adapté, et également le calcul des temps d'irradiation, par faisceau et par séance unité moniteur(UM) nécessaire pour délivrer la dose prescrite.

Le TPS apparaît comme l'une des ressources essentielles dans la préparation des traitements par radiothérapie de par ses fonctions multi modales – de la définition anatomique au calcul de la dose – impliquent le suivi et le contrôle de la conformité des résultats.

Les TPS simulent les dépôts d'énergie, dans les tissus, au moyen d'algorithmes de calcul des distributions de dose. Ces algorithmes ont été développés pour permettre un calcul de dose dans n'importe quelle condition géométrique de traitement et ce, dans un temps raisonnable, compatible avec la routine clinique. Il en résulte, bien entendu, un compromis en termes de précision des calculs de dose dont il faut s'assurer avant toute utilisation clinique [18].

### **III-2-Acquisition et recette d'un nouveau système de planification de traitement :**

L'acquisition d'un nouveau système de planification de traitement, nécessite l'identification des besoins d'utilisation clinique qui correspondent à la pratique actuelle ou à celle envisagée dans les années qui suivent. A partir de là, une liste de spécifications doit être établie pour servir de référence lors de l'analyse comparative des caractéristiques des systèmes.

Une fois le choix effectué, la recette « acceptance » consiste à s'assurer que ce qui est délivré est conforme aux spécifications prédéfinies, telles qu'elles ont été confirmées par le fournisseur. La nature et le nombre de test à réaliser lors de la recette sont éminemment variables. Lors de cette étape, qui ne devrait pas durer plus de quelques jours, il ne s'agit pas de couvrir toutes les situations possibles. En revanche, il faut vérifier que l'installation est correcte et qu'elle répond pour l'essentiel à ce qu'on en attend [18].

### **III-3-Mise en service d'un système de planification de traitement :**

La procédure de mise en service d'un TPS (commissioning) est nettement dissociée de la recette. C'est l'étape la plus critique et la plus consommatrice de temps et d'expertise. Elle consiste à paramétrer le système, à le prendre en main et à le valider avant toute utilisation clinique. C'est à l'occasion de la mise en service que les utilisateurs doivent comprendre précisément les possibilités et les limitations du système pour les différentes situations cliniques rencontrées.

La première étape consiste à disposer d'un jeu de données dosimétriques expérimentales de référence pour les appareils de traitement du centre. Ces données peuvent être en partie les mêmes que les données de base utilisées pour paramétrer le système et construire la bibliothèque des appareils.

En revanche, pour chaque type de faisceau (combinaison machine, nature, énergie) il est essentiel que les utilisateurs disposent de données expérimentales dans une géométrie simple (fantôme d'eau avec surface plane perpendiculaire à l'axe) et pour une large gamme de variation des paramètres (distance, dimensions de champs, modificateurs de faisceaux, etc.). Ces données doivent être facilement transposables en dose absolue (dose par unité moniteur en chacun des points faisant l'objet de comparaison).

La recette du TPS consiste à créer une nouvelle machine, à introduire les données dosimétriques nécessaires, à optimiser la machine et à valider la machine par des comparaisons entre mesures et calculs. Les mesures nécessaires sont les facteurs d'ouvertures du collimateur dans l'air et dans un fantôme pour différentes tailles de champ. De plus, les rendements en profondeur de ces champs sont aussi requis, et des profils diagonaux en profondeur pour différentes tailles de champs et différentes profondeurs. Enfin, des mesures sur les modificateurs de faisceau sont requises [18].

On cite les données de système de planification du traitement (TPS) « Theraplan Plus »

### **III-3-1-Données machine :**

#### **III-3-1-1-Spécification de la machine :**

La spécification de la machine inclut le type d'unité (accélérateur photon ou électron, isotope  $^{60}\text{Co}$ , ....), définition de la distance du taille de champ, définition de la distance source axe (est définie comme la distance en centimètre entre la source et point où la taille de champ est spécifié), les données de calibration, bras, collimateur, zéro de la table de traitement et la direction de rotation, la longueur et la largeur des mâchoires [14, 15].

### III-3-1-2-Collimateur multilames :

La forme du champ est donnée par le paramétrage du collimateur, c'est-à-dire par la position de chaque lame qui le constitue. Le système de planification de traitement définit l'ouverture des lames du collimateur, au regard de l'incidence du faisceau, du volume à irradier et de la position du collimateur. On parle alors de conformation automatique du collimateur au volume cible.

Il existe trois algorithmes différents pour conformer les collimateurs multilames à une structure. Le premier algorithme conserve la totalité du bout de la lame à l'extérieur de la zone à irradier, le second positionne le centre du bout de la lame sur le bord de la zone, tandis que le troisième positionne la lame de façon à ce que son extrémité soit entièrement à l'intérieur de la zone.

Un nombre de paramètres est nécessaire pour identifier les collimateurs multilames. Ces paramètres varient d'un TPS à l'autre.

Dans le cas de TPS « Theraplan Plus », pour déterminer la forme de champ donnée par le collimateur MLC, un nombre de paramètres caractérisant le MLC de point de vue géométrique est stocké tel que : le nombre de paire des lames, les limites de déplacement pour chaque lame, les coordonnées de chaque lame et le maximum entre deux lames adjacentes.

Ces données sont montrées dans la figure suivante (Figure III-1) [14, 15]

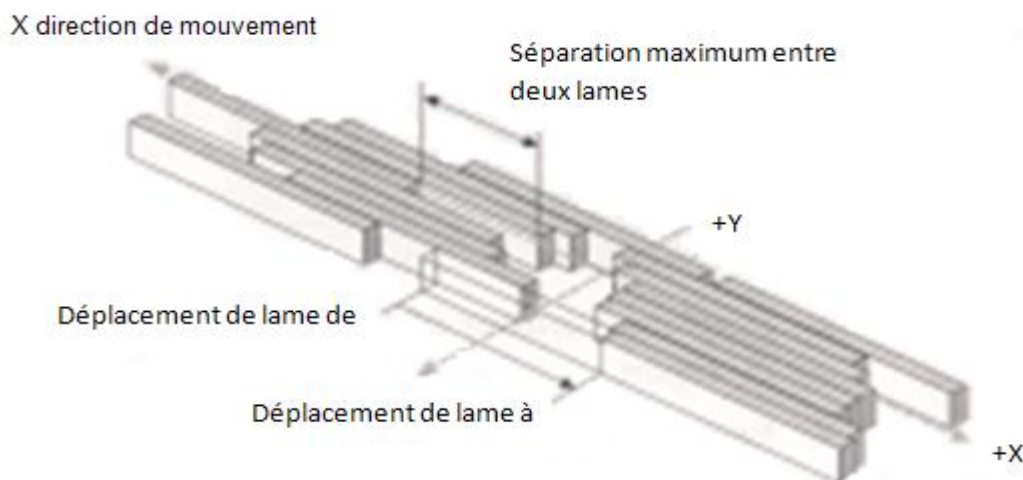


Figure III-1 : Spécification du MLC [15].

### **III-3-1-3-Portes caches (facteur plateau) :**

Les portes caches ont des épaisseurs finies et ont des atténuations très faibles. Lorsque le plateau porte cache occasionne une atténuation du faisceau, on définit le facteur porte cache comme étant le rapport des doses absorbées mesurées à la profondeur de référence avec et sans porte cache en place. Ce facteur est déterminé pour chacun des portes caches utilisés avec les différents appareils de traitements.

Dans le cas de TPS « Theraplan Plus », le facteur porte cache est indépendant de la taille de champ et de la profondeur, ce facteur est exigé pour le calcul du temps de traitement et doit être entré pour chaque porte cache utilisé. Dans le cas des modificateur, filtre en coin et MLC, le facteur porte cache est égale à 1 [14].

### **III-3-1-4-Filtre en coin physique :**

Couramment, le modificateur de faisceau est limité à deux dimensions. Le modificateur typique est le filtre en coin. L'utilisateur doit entrer un nombre de paramètres physiques décrivant le filtre. Ces paramètres incluent le coefficient d'atténuation linéaire, le maximum et le minimum de taille de champ largeur et longueur, la longueur du filtre, le coefficient de hardening (coefficient de durcissement) et les coefficients de softning (coefficients hors axe). Si l'option de mâchoire asymétrique est disponible pour l'unité, quatre paramètres supplémentaires pour la limitation de mâchoire,  $X_{\min}$ ,  $+X_{\max}$ ,  $-Y_{\min}$  et  $Y_{\max}$ .

Noté que, accordant à IEC-1217, le système de coordonnées de filtre est séparé et peut être relié au système de coordonnées de faisceau pour la matrice de transformation pour les quatre positions de filtre, IN, OUT, LEFT et RIGHT [14].

### **Coefficient de hardening :**

L'accélérateur de particules est également muni d'un filtre physique en coin qui est intégré dans la tête. Ce filtre en coin permet la modification du faisceau d'irradiation par interposition d'un matériau absorbant, et ainsi il peut déplacer la dose. Il est aussi à l'origine d'un durcissement du faisceau d'irradiation, ce qui a pour effet d'augmenter l'énergie moyenne.

Donc lors de la traversé du faisceau, l'atténuation sera importante du côté épais, ce qui permettra de protéger des zones moins épaisses qui n'ont pas besoin de recevoir toute la dose.

Le filtre est fabriqué en matériau de numéro atomique élevé comme le plomb ou alliage de plomb. Ces matériaux ont différents coefficients d'atténuation pour la composante supérieure et inférieure du spectre de faisceau, les basses composantes de spectre d'énergie de faisceau sont plus atténuées que les hautes composantes, avec le résultat que l'énergie moyenne du faisceau augmente avec l'épaisseur de filtre. Cela est caractérisé par l'effet de hardening de faisceau. C'est l'effet du durcissement du faisceau.

Dans le cas de TPS « Theraplan Plus », ces processus sont comptabilisés en comparant TAR(0), SAR et les valeurs PBD pour la profondeur modifiée  $d'$ , donné par :

$$d' = d(1 - C_{hard}t_w(x))$$

Où  $C_{hard}(cm^{-1})$  est le coefficient de hardening, spécifique pour chaque énergie et chaque matériau du filtre.  $t_w(x)(cm)$  est l'épaisseur du modificateur.  $C_{hard}$  est toujours positive et inférieur à 0.05. Ce facteur est déterminé en mesurant le rapport tissu fantôme ou la courbe de rendement de dose en profondeur avec et sans filtre en place,  $d$  et  $d'$  déduit de l'équation suivante :

$$PDD_{ouvert}(d') = PDD_{filtré}(d) \text{ à la profondeur 50\% de dose.}$$

Où  $PDD_{ouvert}(d')$  est le rendement de dose en profondeur à la profondeur  $d'$ , sans filtre en place, et  $PDD_{filtré}(d)$  est le même rendement de dose en profondeur à la profondeur  $d$ , avec filtre en place.

L'unité de coefficient de hardening est le  $cm^{-1}$ , le coefficient de hardening ou de durcissement prend en compte l'effet du durcissement du faisceau dû à 1 cm

d'épaisseur de filtre, cette nouvelle implémentation permet d'augmenter l'effet du durcissement du côté épais que du côté mince de filtre.

Ce facteur est déterminé en comparant les doses en profondeur avec les faisceaux avec et sans filtre en coin en place [14].

### **Coefficient de softning (l'effet de hors axe de faisceau) :**

Ce facteur prend en compte l'effet de hors axe de faisceau, due à la forme de filtre utilisé en tête de traitement, le spectre du faisceau est plus doux lorsqu'on déplace de l'axe central. En d'autre terme, pour le modificateur avec faisceau, à la distance  $r$  de l'axe central, le coefficient d'atténuation linéaire  $\mu(r)$  est plus important à l'axe central  $\mu(0)$ .

Ce facteur est déterminé en comparant les profils de dose avec et sans filtre en coin en place.

En prend en compte cet effet, deux facteurs de coefficient de softning sont introduit dans le TPS « Theraplan Plus »,  $a_1$  et  $a_2$ .

Lorsque le filtre est utilisé, l'équation suivante est utilisée pour calculer le coefficient d'atténuation de hors axe :

$$\mu(r) = \mu(0) (1 + a_1 \cdot r + a_2 \cdot r^2)$$

Où  $r$  est la distance de l'axe central au point de calcul, callé à la définition de la distance du taille de champ.

En principe les valeurs  $a_1$  et  $a_2$  peuvent être obtenues à partir de la mesure de transmission hors axe pour l'énergie donnée et le filtre donné. Pour chaque cas, les deux coefficients doivent être de petites valeurs. En commençant de donner la valeur zéro pour les deux facteurs, puis on augmente  $a_1$ , ensuite on ajuste  $a_2$ .  $a_1$  est positive et  $a_2$  peut être positive ou négative mais avec valeur absolu inférieur à  $a_1$  [14].

### **III-3-1-5-Filtre en coin dynamique :**

En début des années 1990, Varian introduit l'option « Dynamic Wedge » (DW) sur les accélérateurs médicaux. Le principe de base de la modalité de filtre dynamique est les tables de traitement segmenté (STT), qui relie la position des mâchoires avec le nombre d'unité moniteur délivré. Avec un filtre dynamique, les STT spécifient le mouvement de position des mâchoires dans l'espace équivalent comme fonction de cumulation des fractions de dose, commencé avec le faisceau ouvert jusqu'à la position fermé.

Les données de STT sont stockées dans le TPS pour chaque énergie, chaque taille de champ et pour chaque angle de filtre. Le commissionning exige 128 STT pour chaque énergie pour la technique DW.

Plus tard, Varian propose une technique avancée, EDW (Enhanced Dynamic Wedge), comme la technique DW, la technique EDW utilise les tables STT pour relier la position des mâchoires avec les UM. Par procédure, cette technique est basée sur le concept de filtre universel sur le quel la distribution d'isodose à partir de taille intermédiaire de filtre peut être produit par la combinaison linéaire des distributions à partir d'un faisceau ouvert et le maximum d'angle de filtre ( $60^\circ$ ), les autres valeurs de filtres en coin sont déterminées ( $10^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $20^\circ$ ,  $25^\circ$ ,  $30^\circ$  et  $45^\circ$ ). Cette approche réduit le nombre de STT de 128 à 1 STT (STT étalon).

Cependant, pour calculer le nombre d'unités moniteurs nécessaires pour délivrer une certaine dose à certains points, les facteurs EDW ont besoin d'être déterminés. Ils sont indépendants des champs non filtrés mais sont dépendant de la machine et notamment du facteur  $y$  (la distance initiale entre la mâchoire mobile et la mâchoire fixe) ainsi que l'angle du coin

Pour les deux cas, le problème posé est la détermination du facteur de filtre, dans les deux cas le facteur du filtre est fonction de la taille de champ.

L'exécution clinique de filtre en coin dynamique exige les mesures de rendement en profondeur, le facteur de transmission de filtre en coin et le profil de faisceau. Ces mesures sont plus compliquées qu'une mesure de filtre en coin physique parce que, pour l'irradiation dynamique, l'influence de faisceau de photon sur l'axe central varie durant l'irradiation (mouvement des mâchoires), le rendement en profondeur doit être

mesuré par intégration de la dose de la dose à chaque point au dessous de l'irradiation, pour chaque faisceau et chaque angle de filtre dynamique. Le facteur de transmission de filtre dynamique est déterminé par la mesure de rendement en profondeur sans et avec filtre.

Pour la mesure de profil de dose, on utilise des moyens de mesure tel que, l'imagerie portale (accessoire supplémentaire des accélérateurs), l'irradiation d'un cliché ou la matrice de mesure de profil. Ces moyens de mesure permettent de donner une mesure intégrale de la dose durant l'irradiation [7,14].

### **III-3-1-6-Cache :**

La plupart des accélérateurs avaient des collimations rectangulaires, puisque les volumes de traitement sont rarement rectangulaires, les blocs de protection sont exigés pour limiter le volume irradié.

Les caches de protection sont fabriquées en plomb ou en matériau équivalent (Lipowitz) d'épaisseur de telle sorte que le faisceau de rayonnement s'atténue à cinq demi atténuation, il est fréquemment assure qu'elle réduit la dose à 3%, cela ne peut pas être vérifié à cause de diffusé, le diffusé augmente la dose. La dose dans les organes cachés dépend de la taille de champs, la profondeur, la taille de bloc de protection et sa position dans le faisceau.

Dans le TPS « Theraplan Plus », les données des caches ne sont pas introduites dans l'unité de traitement lors du commissioning, pour chaque cas de plan de traitement les données de cache sont introduites, soit on introduit le coefficient d'absorption, soit on introduit le coefficient d'atténuation massique et l'épaisseur de cache [15].

### **III-3-2-Données faisceaux :**

Les mesures réalisées sont les suivantes :

- Rendement en profondeur
- Profil de dose
- Facteur d'Out Put.
- Facteur d'Out Put du modificateur.

Les rendements en profondeur et les profils de dose permettent de vérifier la géométrie du faisceau, les facteurs d'out put permettent de contrôler la dose déposée [14].

### **Facteur d'out put de modificateur :**

Le facteur out put de modificateur (MOF) est connu comme facteur filtre et il est défini comme le rapport de dose absorbée avec et sans filtre en place à la profondeur de maximum de dose. Puisque l'atténuation est spécifiée à l'axe central, les valeurs MOF sont inférieures à 1. Pour des raisons, MOF dépend de la taille de champ, MOF (longueur, largeur de taille de champ).

Les tables de MOF sont à deux dimensions et doivent être obtenus par mesure directe pour toutes valeurs de longueur et de largeur de modificateur (filtre en coin physique) utilisés en clinique [14].

## *Chapitre IV : Etude sur les modificateurs.*

L'utilisation des faisceaux de rayonnements ionisants en routine clinique pour le traitement des cancers requiert la définition de fonctions dosimétriques qui les caractérisent. Une combinaison appropriée de ces fonctions va nous permettre de calculer le débit de dose en n'importe quel point dans le fantôme à partir de débit de dose de référence de l'appareil de traitement.

### **IV-1-Matériels et méthodes :**

Le centre Pierre et Marie Curie d'Alger (CPMC) dispose pour cette étude de TPS « Theraplan Plus » et de l'accélérateur linéaire clinac 600C de Varian.

Pour déterminer les paramètres qui interviennent lors de la recette d'acquisition d'un nouvel accélérateur médical, nous avons défini un nombre de mesures exigé par le TPS « Theraplan Plus » tel que, les rendements en profondeur, les profils de dose, les facteurs d'ouverture de collimateur et des mesures sur les modificateurs (filtre en coin, cache, porte cache, MLC).

#### **IV-1-1-Outils de mesure :**

Lors de la réalisation de cette étude, des outils de mesure ont été utilisés. Ces outils et logiciels sont :

- l'accélérateur clinac 600C,
- les chambres d'ionisation,
- la cuve à eau,
- les électromètres,
- le logiciel d'acquisition des données Méphisto mc<sup>2</sup>,

#### **IV-1-1-1-L'accélérateur Clinac 600C :**

L'accélérateur linéaire Clinac 600C de Varian. L'accélérateur peut délivrer des faisceaux de photons d'énergie de 6 MV. Cet accélérateur possède deux types de collimateur :

Un collimateur conventionnel, collimateur primaire permettant d'obtenir différentes dimensions de champs d'irradiation. Ce collimateur est constitué d'un matériau au numéro atomique (Z) élevé tel que les rayonnements ionisants sont fortement atténués après leur passage. Outre une transmission de 1 à 2%, presque toute l'énergie est déposée dans les mâchoires pouvant seulement donner des dimensions de champs carrés et rectangulaires.

Un Multi Leaf Collimateur (MLC) ou collimateur multilames de la société Varian qui dispose de 80 lames de plomb de largeur à l'isocentre de 1,4 cm pour les quatre lames de l'extrémité et de 1 cm pour les autres lames centrales, pouvant être déplacées individuellement. Il sert à moduler la forme de champ d'irradiation, pour permettre de s'adapter à la forme de la tumeur. Ce type de collimation est essentiel pour donner des traitements en radiothérapie conformationnelle en modulation d'intensité (RCMI), qui n'est pas réalisé dans le service.

L'accélérateur de particule possède (un détecteur pour réaliser des images de contrôle) système d'imagerie portale qui consiste en un moyen de contrôle de positionnement du patient et donc de la qualité de la thérapie. Le détecteur permet d'enregistrer des radiographies de protection, visuellement, une image de champ d'irradiation.

#### **IV-1-1-2-Equipement de dosimétrie :**

Il existe plusieurs types de dosimètres utilisés pour la détermination de la dose absorbée en radiothérapie, nous avons cité les diodes à semi conducteurs, les films, les dosimètres thermoluminescents qui sont utilisés essentiellement en dosimétrie in vivo et les chambres d'ionisations. Ces dernières sont les plus recommandées.

##### **IV-1-1-2-1-Chambre d'ionisation :**

##### **Principe de fonctionnement :**

La chambre d'ionisation fait partie de la famille des détecteurs fondés sur l'ionisation dans un gaz, permet de mesurer une charge (ionisation). Cette charge peut ensuite être convertie en dose absolue. Un rayonnement ionisant pénétrant dans ce milieu gazeux produit des ionisations au cours desquelles, des électrons sont arrachés aux atomes de gaz par effet photoélectrique, effet Compton et production de paires, ce

qui entraîne la production d'une succession de paires d'ions positifs et d'électrons. Ces ionisations ayant lieu dans un volume de gaz délimité par deux électrodes entre lesquelles une différence de potentiel est appliquée, il se crée un champ électrique sous l'action duquel les électrons migrent vers l'électrode positive (l'anode) et les ions positifs migrent vers l'électrode négative (la cathode, reliée à la masse).

Le signal exploité est la collection des électrons. Elle est quantifiée par un électromètre qui indique le courant électrique (ou la charge collectée) passant dans le volume de gaz. La tension appliquée varie généralement de 200V à 400V, en fonction des propriétés de la chambre d'ionisation. Le détecteur est alors dans la zone dite de saturation où la recombinaison des charges (ions positifs/ions négatifs) est presque nulle et où la quasi-totalité des charges est collectée et du hauteur de l'impulsion mesurée est constante quelle que soit la tension appliquée. La charge recueillie est proportionnelle à l'énergie cédée par la particule dans le gaz.

Notons que lorsqu'elle est utilisée dans l'air, la chambre d'ionisation est recouverte par un capuchon de matériau équivalent tissu, d'une épaisseur nécessaire à l'obtention de l'équilibre électronique.

Les chambres d'ionisation se présentent sous différentes formes et tailles. On retrouve principalement les chambres d'ionisation cylindriques et plates. Certaines peuvent également être sphériques et de gros volume (jusqu'à 1 litre) mais ont une utilisation très spécifique notamment en radioprotection.

Plus il y a d'ionisation et plus il y aura de charges collectées, la dose calculée est donc proportionnelle à la charge collectée.

Pour calculer la dose, il faut connaître l'exposition. L'exposition est définie comme étant le quotient de la charge totale collectée  $d_Q$  pour les ions d'un seul signe par unité de masse d'air  $d_m$

$$X = \frac{d_Q}{d_m}$$

$d_m = \rho \times V$  ,  $\rho$  : est la densité d'air,  $V$  : le volume de la chambre d'ionisation.

Lorsque la chambre est placée dans l'eau sous un faisceau de photon, elle ne devrait pas avoir beaucoup d'influence sur l'ionisation produite, la chambre remplace le milieu diffusant. Le volume occupé par la chambre d'ionisation influence la dose

qui aurait dû être déposée si la chambre n'avait pas été présente. Mais la mesure n'est pas influencée tant que le trajet des électrons créés dans l'eau est supérieur au diamètre de la chambre d'ionisation. Donc, plus la chambre sera petite et plus la mesure se rapprochera de la réalité [4].

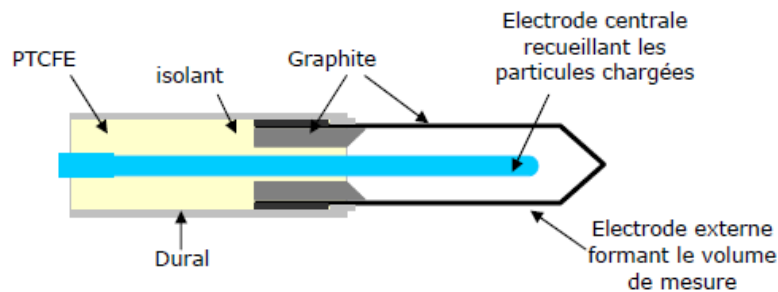


Figure IV-1 : Composition fondamentale d'une chambre d'ionisation cylindrique [4].

Les chambres d'ionisation utilisées pour les différentes mesures sont :

### La chambre TM31013 :

La chambre d'ionisation TM31013 fabriquée par la société PTW FREIBURG, étalonnée en dose absorbée dans l'eau pour le faisceau de haute énergie ( $^{60}\text{Co}$ ). C'est une chambre d'ionisation de type Timble semi-flexible, qui permet de réaliser des mesures de rendement en profondeur, profils de dose, et de dose absolue. Avec un grand volume de  $0,3 \text{ cm}^3$  et de tension de polarisation  $+400 \text{ V}$ , et la caractéristique d'être étanche.

Cette chambre a été utilisée de deux façons :

Lors de mesures de rendement en profondeur et profils de dose, elle a servi à contrôler la linéarité des unités moniteur (UM) délivrées par l'accélérateur de particules afin que la mesure réalisée soit la plus juste possible. La chambre TM 31013 PTW est placée à quelques centimètres de la tête de l'accélérateur, en bord de champ d'irradiation.

Veillez toutefois à ne pas positionner la chambre d'ionisation sur l'axe X ou Y ce qui détériorerait la mesure de profil de dose.

Lors de mesures de dose absolue, elle a servi à collecter les charges. La chambre d'ionisation TM 31013 PTW est placée directement dans l'eau afin de recueillir les charges qui seront ensuite converties en dose absolue [17].

### **La chambre d'ionisation TM 31010 :**

La chambre d'ionisation TM 31010 PTW FREIBURG est très semblable à la chambre TM 31013 décrite ci-dessous. La principale différence avec la chambre TM 31013 réside dans sa taille et son volume de collection qui est réduit à  $0,125 \text{ cm}^3$  au lieu de  $0,3 \text{ cm}^3$ . Cette réduction de volume en fait une chambre d'ionisation idéale pour la dosimétrie 3D dans un fantôme d'eau, avec une résolution spatiale uniforme dans les trois axes de la cuve à eau.

Cette chambre servira à faire des mesures de dose relative, des mesures de rendement en profondeur et des profils de dose [17].

### **La chambre d'ionisation 31002 :**

La chambre d'ionisation « Semiflex » type 31002 de la société PTW FREIBURG est semblable à la chambre TM 31010 PTW, est une chambre d'ionisation cylindrique.

Cette chambre, étalonnée par un faisceau de  $^{60}\text{Co}$  en termes de dose absorbée dans l'eau, a été retenue notamment pour son faible volume actif de détection :  $0,125 \text{ cm}^3$ , lequel permet une bonne précision de mesure de la dose. Ce volume est en effet suffisamment faible pour réduire les erreurs de mesure au niveau d'une zone à fort gradient de dose, et suffisamment élevé pour réduire les erreurs d'incertitudes de positionnement.

Il est également important de noter que cette chambre d'ionisation est considérée comme une référence pour les mesures de dose absolue (ses facteurs d'étalonnage sont connus), ce qui fait que les autres détecteurs peuvent être évalués par rapport à elle [17].

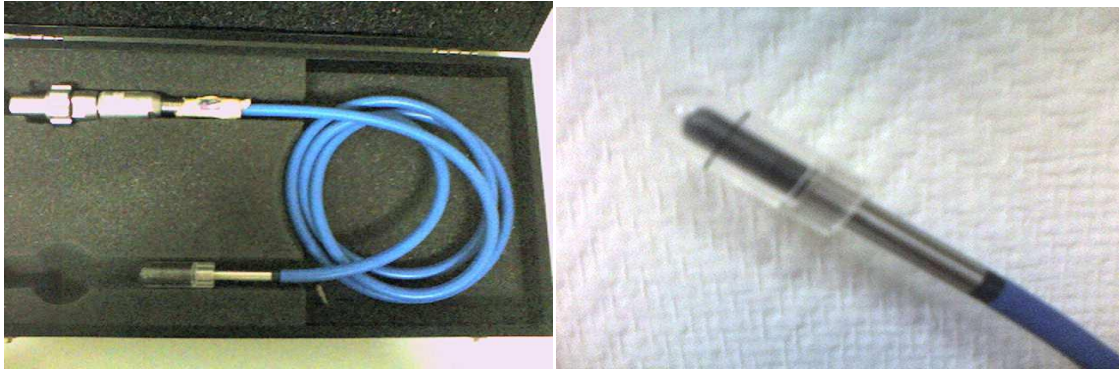


Figure IV-2 : Chambre d'ionisation cylindrique.

#### **IV-1-1-2-2-Les électromètres :**

Les électromètres sont utilisés pour mesurer une charge (Coulomb) sur les électrodes de la chambre d'ionisation. Cette charge est ensuite convertie en dose absolue (Gray).

Pour ces mesures, deux électromètres sont utilisés :

#### **L'électromètre Tandem :**

L'électromètre à deux canaux TANDEM de la société PTW a été utilisé avec les chambres d'ionisation TM 31010 PTW et la chambre TM 31013 PTW. L'électromètre TANDEM est un appareil de mesure de courant. La constante de temps très courte de l'amplificateur permet de mesurer des signaux variables afin d'évaluer la distribution des doses ou de déterminer les propriétés des rayons en radiothérapie.

Le TANDEM est un dosimètre thérapeutique, les valeurs de mesure du courant calculées peuvent être utilisées comme base pour les mesures absolues de doses et le débit de dose en radiothérapie.

Les valeurs de dose et de débit de dose peuvent être calculées à partir des valeurs de mesure du courant en utilisant les d'étalonnage correspondant ainsi que les facteurs de correction.

Le TANDEM a servi à réaliser des mesures de rendements en profondeur ainsi que des profils de dose. L'électromètre a recueilli les charges collectées par la chambre d'ionisation puis a retransmis les informations au logiciel Mephysto mc<sup>2</sup> [13].



Figure IV-3 : Electromètre PTW Tandem.

### L'électromètre UNIDOS E:

L'électromètre UNIDOS E de la société PTW FREIBURG est utilisé avec la chambre d'ionisation PTW, c'est l'électromètre de référence, étalonné avec la chambre de référence en dose absorbée dans l'eau.

Lors des mesures de dose absolue, il a donnée le nombre de charges collectées. Il suffit de mettre l'électromètre en mode coulomb pour mesurer la charge recueillie.

Afin de pallier au bruit de fond de la chambre d'ionisation, l'appareil est équipé d'une remise à zéro. Il faut s'assurer lors d'un branchement d'une chambre que l'appareil est hors tension afin d'éviter d'endommager la chambre d'ionisation.



Figure IV-4 : Electromètre PTW UNIDOS E.

### IV-1-1-3-Fantôme standard :

L'eau est recommandée comme milieu standard pour les mesures de la dose absorbée, elle représente 80% du corps humain, la densité est la plus voisine de celle des tissus mous.

Il est composé de :

#### IV-1-1-3-1-Cuve à eau :

La cuve à eau présente un des éléments de mesure important en radiothérapie, les mesures qui peuvent être réalisées sont : rendement en profondeur, profil de dose, dose absolue, ....

L'eau utilisée, est une eau distillée, permettant ainsi de représenter au mieux le tissu humain. C'est pour cette raison que la majorité des mesures sont effectuées dans l'eau. La cuve à eau est composée de trois moteurs et trois potentiomètres (déplacement individuel) permettant le déplacement de la chambre d'ionisation dans les trois plans de l'espace.

La cuve à eau MP3-M de PTW FREIBURG est un cube en PMMA, d'épaisseur de paroi de 20 mm, de dimension extérieur 636 mm x 634 mm x 522,5 mm et de dimension intérieur 596mmx594 mmx502, 5mm, d'une contenance totale de 171 l (0,171 m<sup>3</sup>). L'installation doit être la plus minutieuse possible pour ne pas fausser les mesures [10].

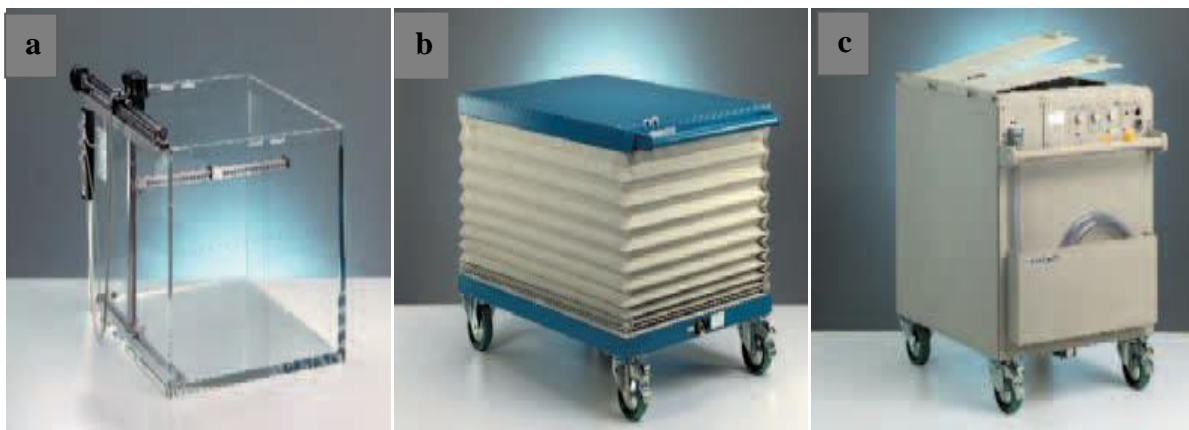


Figure IV-5 : La cuve à eau (a), porteur de la cuve (b), réservoir d'eau (c).

#### IV-1-1-3-2-Le contrôleur

Il permet de faire le lien entre la cuve à eau et le logiciel d'acquisition de données Méphisto mc<sup>2</sup>. Lorsqu'une information est transmise à partir de Méphisto mc<sup>2</sup>, comme la position de la chambre d'ionisation, le contrôleur envoie un signal à la cuve qui déplace les moteurs en position voulue. Il permet également de transmettre

les charges mesurées par l'électromètre au logiciel Méphisto, afin que celui-ci interprète les résultats.

Pour réaliser cette étude, nous utiliserons deux électromètres dont un qui a un contrôleur intégré, l'électromètre MP3 de la société PTW FREIBURG [11].

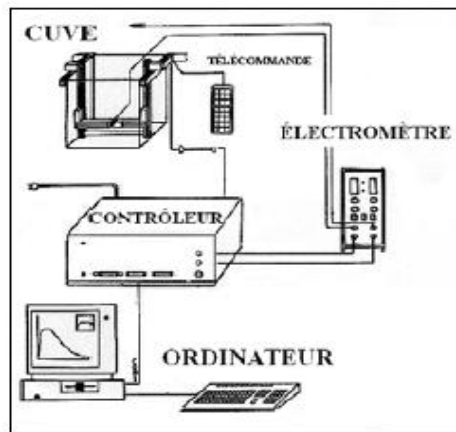


Figure IV-6 : Illustration du branchement du contrôleur.

#### IV-1-1-4-Logiciel d'acquisition de données Méphysto mc<sup>2</sup> :

Méphysto mc2 (Medical Physics Tool) avec le Medical Physics Control Center, est un logiciel qui permet d'enregistrer et d'évaluer automatiquement des mesures de profil de dose, de rendement en profondeur et de dose absolue à l'aide de fantôme d'eau PTW commandé par ordinateur, de fantôme de corps solide PTW, d'Air Scanner PTW ou de scanners de films.

Ce logiciel permet de recueillir les données après une irradiation. Le déplacement de la chambre d'ionisation via le contrôleur et les moteurs de déplacement s'effectue à partir de ce logiciel. Après avoir défini la taille de champ, l'énergie, la distance source- surface eau (SSD), on peut réaliser nos mesures.

Méphysto mc<sup>2</sup> permet l'analyse des données selon des protocoles dosimétriques internationaux.

Les données de mesure peuvent être transférées vers des systèmes de planification de traitement en radiothérapie. A cet effet, des programmes de conversion et de transfert de données sont requis [9].

Pour cette étude, Méphysto mc<sup>2</sup> sera utilisé afin de réaliser des mesures de rendement en profondeur et de profil de dose.

#### IV-1-2-Montage expérimental de la cuve à eau :

L'installation de la cuve à eau est une étape très importante pour le recueil des données. Son installation doit être la plus juste possible afin d'optimiser la précision des mesures effectuées.

Tout d'abord, il faut faire coïncider le centre de la cuve avec celui du faisceau de l'accélérateur. Il suffit d'utiliser le réticule situé dans la tête de l'accélérateur et le superposer sur la croix au fond de la cuve. Afin de faciliter la mise en place, il est possible d'utiliser les lasers de repositionnement.

La cuve est ensuite remplie d'eau distillée qui se trouve dans le réservoir. L'utilisation de l'eau distillée permet de négliger toutes interactions du rayonnement avec les composantes de l'eau non distillée. La distance source surface d'eau doit être réglée à 100 cm grâce au télémètre afin de positionner la chambre d'ionisation à l'isocentre de l'accélérateur. L'inclinaison verticale et horizontale de la cuve doit être vérifiée avec des niveaux de contrôle.

La dernière étape de l'installation de la cuve est la mise en place des chambres d'ionisation et les relier à l'électromètre.

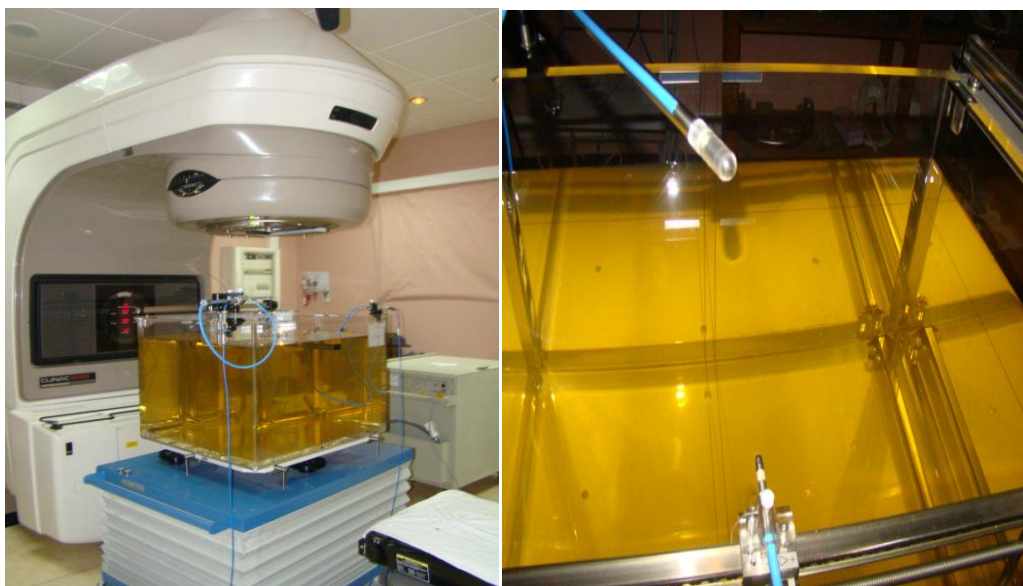


Figure IV-7 : montage expérimental de la cuve à eau.

### IV-1-2-1-Positionnement de la chambre :

Le positionnement est effectué à l'aide d'un boîtier de contrôle. Ce boîtier de contrôle sert à positionner la chambre d'ionisation dans la position voulue. Lors de l'installation de la cuve à eau, le boîtier de contrôle est branché sur celle-ci afin de réaliser le positionnement de la chambre d'ionisation à l'isocentre de l'accélérateur de particules. Les trois coordonnées de l'espace sont représentées par les données A,B et C. Le mouvement des trois axes bénéficie de deux vitesses, lente et rapide.

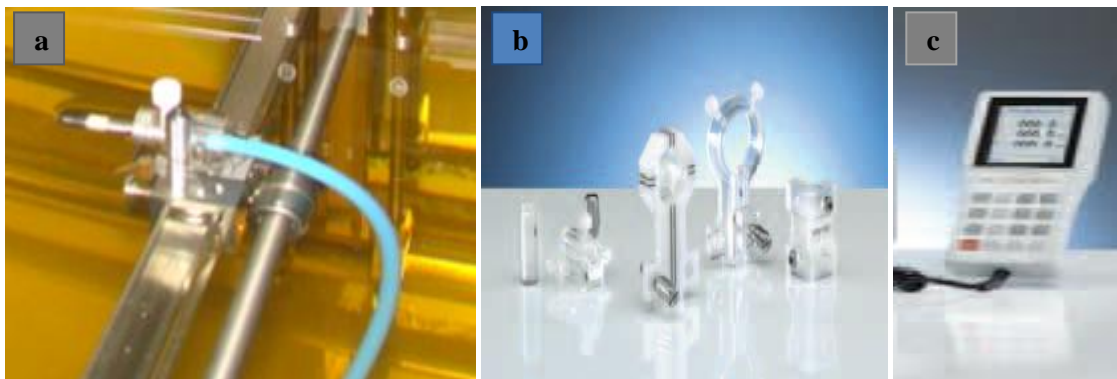


Figure IV-8 : Positionnement de la chambre d'ionisation (a), les accessoires de positionnement (b) et le boîtier de positionnement de la chambre d'ionisation (c).

### IV-1-2-2-Mesure des rendements en profondeur et profil de dose :

La chambre de mesure TM 31010 PTW est branchée sur les bras mobiles de la cuve afin de pouvoir être déplacé. Pour cela, on se sert d'un accessoire positionné à la place de la chambre d'ionisation. Ce dernier est muni de rainures sur les quelles il faut faire correspondre les axes du réticule, et le niveau de l'eau. La chambre de référence TM 31013 PTW qui sert à contrôler la linéarité des UM est placée sur un support au dessous de la cuve. Elle doit être placée au bord de champ lumineux pour ne pas perturber le champ collecté par la chambre de mesure.

Les deux chambres sont ensuite reliées à l'électromètre TANDEM, celui-ci étant relié lui-même au logiciel Mephysto mc<sup>2</sup>.

Les mesures de rendement en profondeur et profil de dose sont pour les tailles de champ suivantes :

3x3, 4x4, 5x5, 6x6, 7x7, 8x8, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35 et 40x40.

Et les mesures de profil pour les profondeurs suivantes :

0 mm, 13 mm, 50 mm, 100 mm, 150 mm, 200 mm et 300 mm.

#### **IV-1-2-3-Mesure absolue :**

Pour ces mesures, seule la chambre de référence est utilisée. Elle sera branchée comme la chambre relative dans la description précédente. La chambre est ensuite connectée à l'électromètre UNIDOS E qui permet la lecture de la charge recueillie en nc.

Lorsque la cuve est installée, il est possible de commencer l'irradiation et de recueillir les mesures, tel que :

$$D_a = N_d \times C_{TP} \times Lecture$$

Où :

$N_d$  est le coefficient d'étalonnage en Gray/UM.

$C_{TP}$  est le coefficient de correction de température et de pression.

#### **IV-1-2-5-Facteur d'ouverture de collimateur :**

Les facteurs d'output sont mesurés en utilisant le fantôme à eau, et le mini fantôme pour vérifier les conditions d'équilibre électronique.

Les mesures sont faites pour les conditions suivantes :

#### **IV-1-2-6-Filtre en coin physique :**

Les mesures de profils de dose et de rendement en profondeur, pour les différents filtres physiques (15°, 30°, 45° et 60°), sont faites pour les tailles de champ suivantes :

5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 20x25, 20x30, 20x40.

### **IV-1-2-7-Facteurs filtre, porte cache :**

Les facteurs de transmission sont déduits des mesures avec et sans modificateur (filtre en coin et porte cache) en place à la profondeur de référence.

Les mesures sont faites pour les tailles de champs suivantes :

Pour les filtre en coin : 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 20x25, 20x30, 20x40.

Pour les porte cache : 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25.

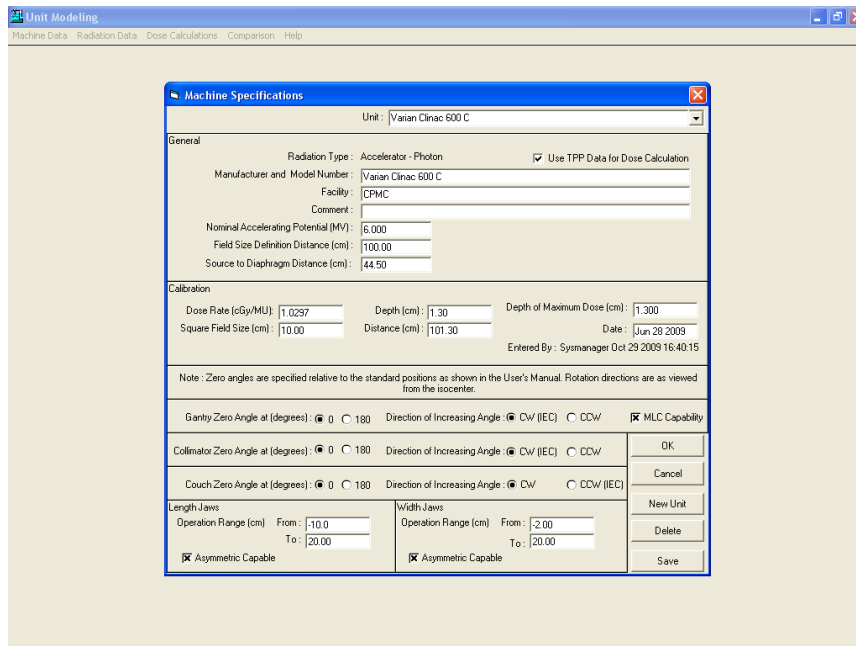
### **IV-2-Résultats et discussions :**

Le commissioning d'un TPS est l'étape la plus important dans un service de radiothérapie, avant qu'un appareil de traitement ne soit utilisé en traitement, des données caractérisant le faisceau de l'accélérateur (ou le Cobalt) soient enregistrées dans la bibliothèque des données de TPS, on identifiant le rayonnement émis par l'accélérateur de particules.

Les étapes de la recette de commissioning sont les suivantes :

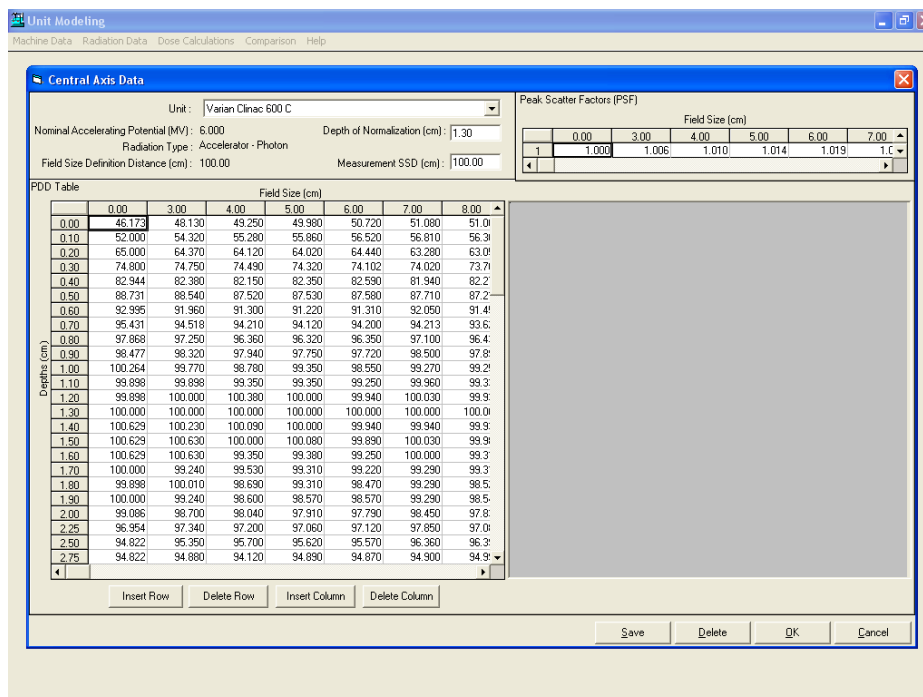
#### **IV-2-1-Création d'unité :**

En identifiant dans cette étape, le nom d'unité (Varian Clinac 600C), l'énergie de faisceau (6MeV), la distance source axe de rotation (DSA = 100 cm), la distance source diaphragme (=44,5 cm), en citant ainsi le débit de dose de la machine (1,0257 cGy/UM) et ces conditions de mesure (taille de champ = 10x10, profondeur de mesure = 101,13 cm) et la profondeur de maximum (= 1,3 cm).

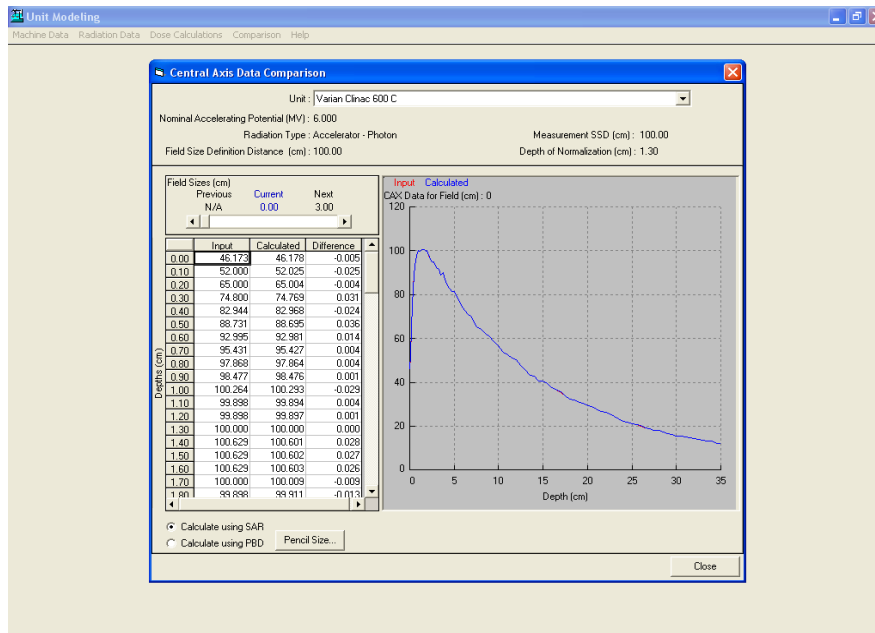


### IV-2-2-Rendement en profondeur :

Les données de rendement en profondeur sont stockées sous forme de tableau pour chaque taille de champ, puis sont ajustées.

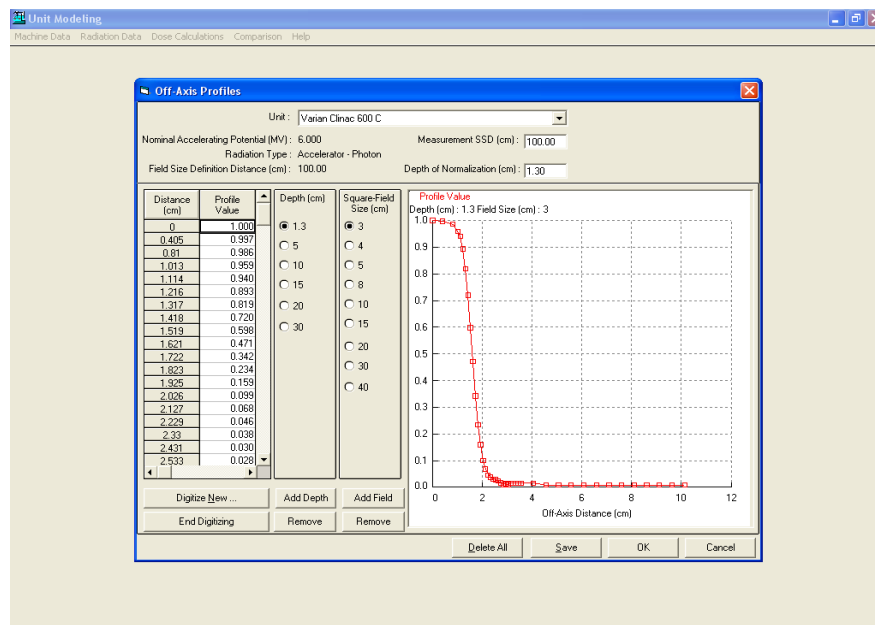


Ces courbes de rendement mesuré doivent être comparées au rendement calculé par le TPS

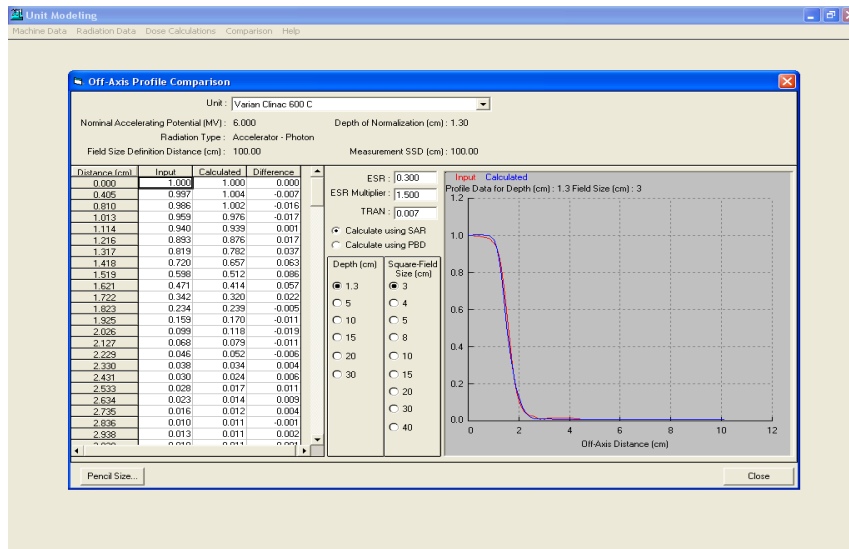


### IV-2-3-Profils de dose :

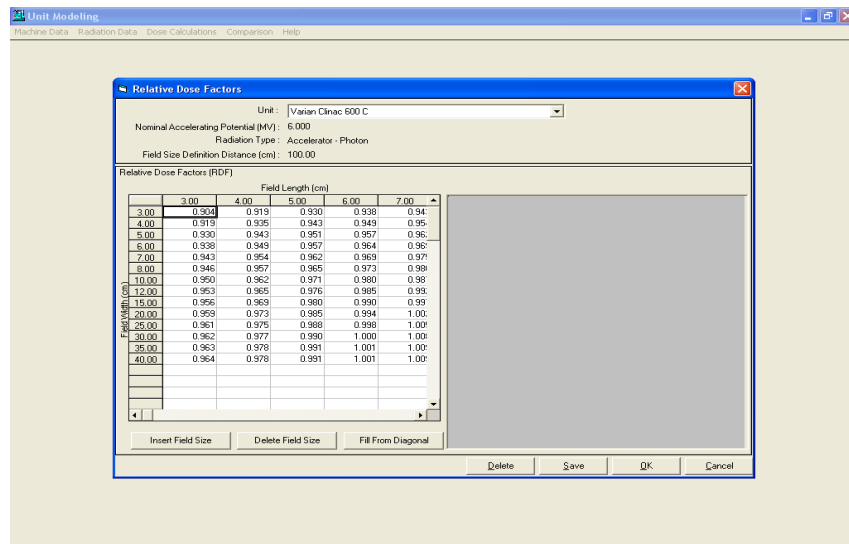
De même, les données de profils sont stockées sous forme de tableau pour différentes profondeurs et pour différentes tailles de champs. On note que pour le cas de « Theraplan Plus », on introduit les demis profils.



Ces données mesurées doivent être comparées aux profils calculés par le TPS ;



### IV-2-4-Facteur d'out put : RDF



### IV-2-5-Données modificateurs :

Dans notre travail, on est intéressé à caractériser les modificateurs du faisceau de photons de haute énergie.

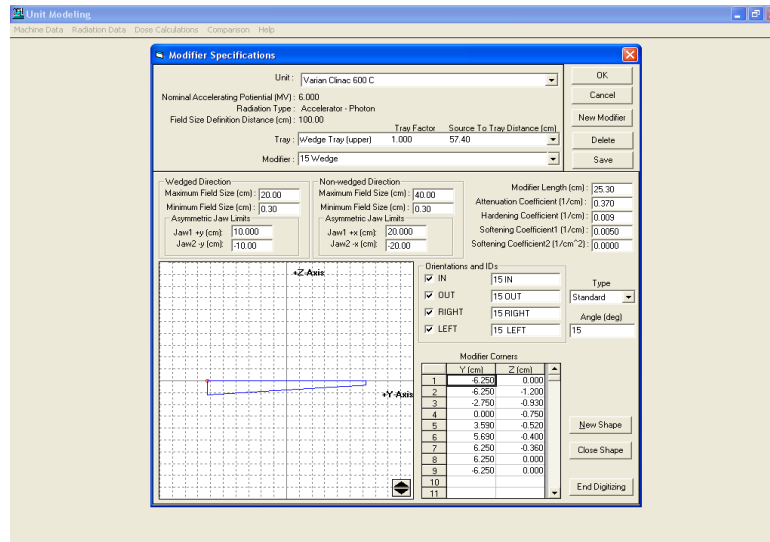
#### IV-2-5-1-Filtre en coin physique :

Pour introduire les filtres en coin physique dans la bibliothèque des données du TPS « Theraplan plus », on suit les étapes suivantes :

On fait entrer les coordonnées géométriques de chaque filtre existant, en indiquant ainsi, les paramètres suivants, les limites de taille de champ, la longueur du filtre, la distance source porte cache, le coefficient porte cache (égal à 1 pour le cas de filtre), le coefficient d'atténuation, le coefficient de Hardning (coefficient de durcissement) et les coefficients de softning (coefficient hors axe).

Le coefficient de hardning est déterminé, en comparant les rendements en profondeur avec et sans filtre en coin en place.

Puis on ajuste les coefficients de hardning et de softning de telle sorte, que les rendements en profondeur calculés par le TPS soient confondus aux rendements mesurés, de même les profils de dose calculés par le TPS doivent être confondus par les mesures ; d'où les coefficients de softning.



Le tableau suivant récapitule les différentes données des filtres en coin :

Filtre en coin physique.	Limite de taille du champ (direction filtré) (cm).	Limite de taille du champ direction non filtré) (cm)	Coefficient d'atténuation (1/cm)	Coefficient de hardning (1/cm)	Coefficient de softning $a_1$ (1/cm)	Coefficient de softning $a_2$ (1/cm)
15°	0,3 à 20	0,3 à 40	0,37	0,009	0,005	0,000
30°	0,3 à 20	0,3 à 40	0,33	0,001	0,000	0,000
45°	0,3 à 20	0,3 à 40	0,57	0,027	0,000	0,000
60°	0,3 à 15	0,3 à 40	0,56	0,017	0,000	0,000

Tableau IV-1 : Différents paramètres caractérisant les filtres en coin physique.

**IV-2-5-2-Porte cache :**

Les mesures sont faites pour deux types de porte cache. Les paramètres exigés par le TPS « Theraplan Plus » des portes caches sont récapitulés, pour les deux portes caches rapportées dans les tableaux suivants (tableau IV-2 et IV-3) :

**Porte cache 1 :**

taille de champ	champ ouvert	porte cache 1	F(porte cache)	F porte cache(%)	écart %
5x5	2.257	2.142	0.9490	94.90	0.00
10x10	2.509	2.383	0.9498	94.98	0.08
15x15	2.649	2.518	0.9505	95.05	0.16
20x20	2.734	2.608	0.9539	95.39	0.51
25x25	2.797	2.674	0.9560	95.60	0.74

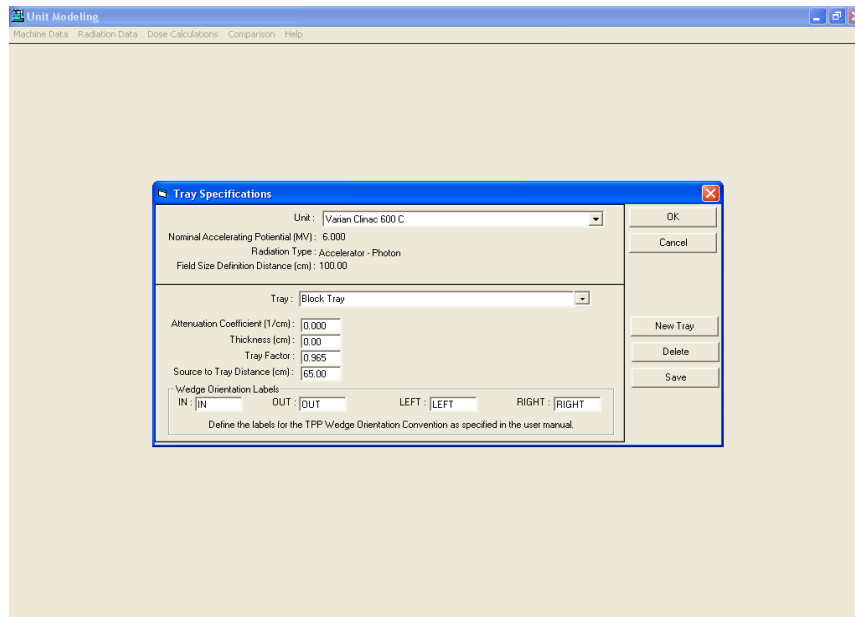
Tableau IV-2 : Les facteurs de transmission de porte cache (1).

**Porte cache 2 :**

taille de champ	champ ouvert	Porte cache2	F(porte cache)	F porte cache(%)	écart%
5x5	2.257	2.186	0.969	96.85	0.00
10x10	2.509	2.431	0.969	96.89	0.04
15x15	2.649	2.566	0.969	96.87	0.01
20x20	2.734	2.655	0.971	97.11	0.26
25x25	2.797	2.719	0.972	97.21	0.37

Tableau IV-3 : Les facteurs de transmission de porte cache (2).

Le TPS « Theraplan Plus » exige une valeur pour chaque porte cache, l'écart entre les valeurs de transmission pour les différentes tailles de champ est dû au trou, on constate que l'écart est inférieur à 1 %, l'influence des trous est négligeable, donc on peut prendre une valeur moyenne, on prend la valeur 0,965.



### IV-2-5-3-Caractérisation des caches de transmission :

Les caches de transmission disponibles au niveau du service sont les caches en cerrobend et les caches standard en plomb, les mesures du facteur de transmission sont mesurées pour les deux types de cache. Pour le TPS « Theraplan Plus », les données des caches sont introduites pour chaque plan de traitement, ainsi, on a effectué certaines mesures de transmission pour les caches disponibles au niveau de CPMC. Les résultats sont récapitulés dans le tableau suivant :

	Champ ouvert	cache	F cache	F cache (%)
Cerrobend	2,257	0,101	0,045	4,47
Plomb (7 cm)	2,257	0,066	0,029	2.92
Plomb (8 cm)	2,257	0,039	0,017	1,73

Tableau IV-4 : Facteur de transmission des caches.

### IV-3-Conclusion :

L'optimisation en radiothérapie se définit comme l'ensemble des actions médicales et techniques, qui au cas par cas, permettent d'obtenir le meilleur rapport bénéfique/risque, c'est-à-dire permettent de délivrer dans un temps adapté une dose

optimale à la tumeur et la dose la plus faible possible aux organes à risque et les tissus sains.

Dans le cadre d'un traitement par radiothérapie, l'optimisation est réalisée essentiellement par des modifications du faisceau, les procédures et l'optimisation seront envisagées essentiellement sous l'angle de la radioprotection des patients, c'est-à-dire comment limiter au mieux (dans les limites du réalisable et en fonction du contexte et de l'objectif général du traitement) la dose reçue par les organes à risque et les tissus sains. Cette optimisation a pour but de réduire au maximum la toxicité précoce de l'irradiation mais aussi et surtout la toxicité tardive et le risque aléatoire de cancer radio induit.

## Chapitre V : Effet de bolus sur la distribution de dose.

L'irradiation externe permet de traiter des volumes importants, souvent situés en profondeur dans le corps. Les rayons traversent la peau et les organes superficiels avant d'atteindre leur cible.

Dans certains cas de traitement, il est nécessaire de décaler ce maximum de dose vers la surface. Pour réaliser ce décalage, la pratique courante consiste à placer des accessoires tels que le bolus.

### **V-1-Matériels et méthodes :**

Nous étudions l'influence de différentes épaisseurs de bolus disponibles au niveau de CPMC (0,5 cm ; 1cm et 1,5 cm) en utilisant un fantôme solide en plaque d'acrylique, évalué avec une chambre d'ionisation cylindrique à différentes profondeurs du fantôme solide.

L'épaisseur du fantôme solide est ajustée en équivalent eau en multipliant par le facteur correspondant.

Les mesures sont faites pour deux énergies de faisceaux de photons 6 MV du Clinac 600C et 1,25 MV du Cobalt 60 (Phoenix).

#### **V-1-1-Outils de mesure :**

Lors de cette étude, des outils de mesure ont été utilisés. Ces outils sont :

##### **V-1-1-1-Chambre d'ionisation, électromètre :**

Les doses absorbées, en grays, sont mesurées avec une chambre d'ionisation cylindrique. Le principe de mesure de la dose absorbée par chambre d'ionisation est expliqué dans le chapitre précédent (chapitre II).

La chambre d'ionisation PTW 31002 polarisée en -400 V est utilisée pour la mesure dans le fantôme plan en acrylique. Ce détecteur est couplé à un électromètre PTW UNIDOS E, de faible volume de détection,  $0.125 \text{ cm}^3$ , permet des mesures plus précises pour les régions de fort gradient de dose.

**V-1-1-2-Fantôme solide :**

Le fantôme solide en plaque d'acrylique type 2697, de densité  $1,19 \text{ g/cm}^3$ , est utilisé pour la calibration et les mesures des doses en profondeur en radiothérapie. Ce fantôme est utilisé pour l'intervalle d'énergie des photons (70 KeV- 50MeV) et l'intervalle d'énergie d'électron (1MeV- 50MeV) [16].

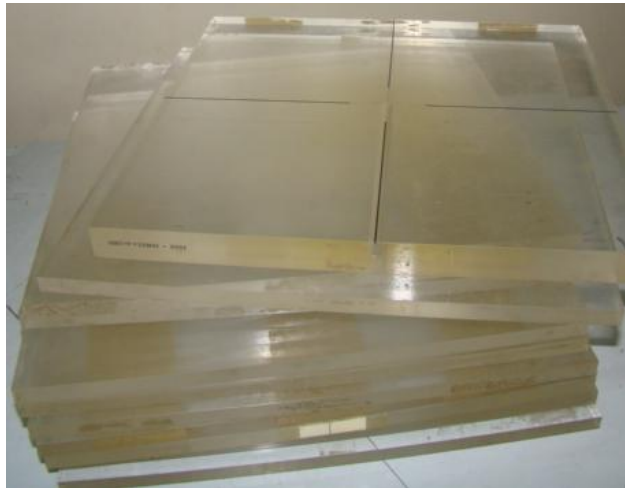


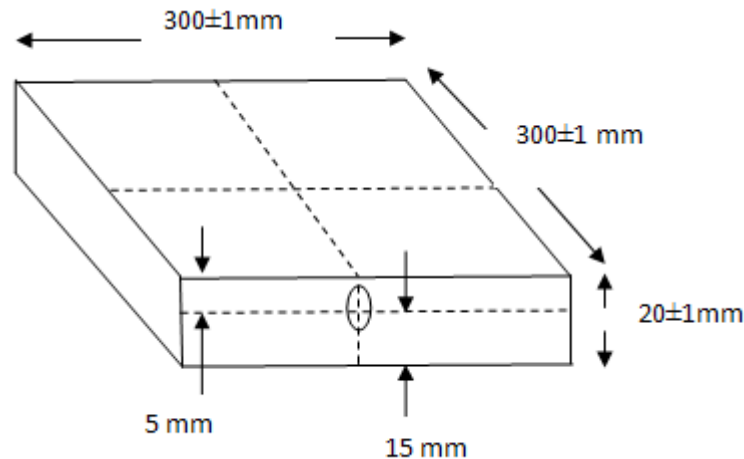
Figure V-1 : Fantôme solide en acrylique.

**V-1-1-2-1-Composante de fantôme :**

Ce fantôme est composé de plaque en acrylique de dimension 30cmx30cm, il est composé de :

- 1 plaque de 1 mm d'épaisseur ;
- 2 plaques de 2 mm d'épaisseur ;
- 1 plaque de 5 mm d'épaisseur ;
- 29 plaques de 10 mm d'épaisseur et
- Des plaques trouées où on place les chambres d'ionisation.

Puisqu'on utilise la chambre d'ionisation 31002, la plaque recevant la chambre est de dimensions suivantes [16] :



### II-1-1-2-2-Equivalence entre fantôme solide et l'eau :

L'eau est le matériau standard de référence pour la dosimétrie des hautes énergies de photon et d'électron et doit être utilisé pour la base de dosimétrie.

Pour des raisons expérimentales, l'utilisation de fantôme solide est inévitable. Cependant l'atténuation et le diffusé du faisceau de photons et d'électrons dans l'eau sont différents par rapport au fantôme solide. Ces différences sont prises en considération : des facteurs de corrections sont utilisés.

Vue la différence d'atténuation de faisceau, les mesures de dose en profondeur dans le fantôme solide sont converties en équivalent eau. Les différences en atténuation et en diffusé sont corrigées en multipliant par un facteur correctif [16].

### Mesure photon :

Les différences en atténuation de faisceau de photons sont déterminées par le rapport de coefficient d'atténuation linéaire moyen en eau et en solide (acrylique). La profondeur en eau  $Z_w$  est déterminée à partir des mesures en fantôme solide  $Z_p$ , en utilisant les relations suivantes [16]:

$$Z_w = 1,136 Z_p \quad \text{pour le Cobalt } ^{60}\text{Co et pour les photons jusqu'à 35 MeV.}$$

$$Z_w = 1,124 Z_p \quad \text{pour 40 MeV à 50 MeV.}$$

**Mesure électron :**

Les différences d'atténuation en faisceau d'électrons sont déterminées en utilisant le rapport des densités électron de fantôme solide et de l'eau. Les mesures de profondeur en eau  $Z_w$  sont déterminées par rapport aux mesures en fantôme solide  $Z_p$  par la relation suivante [16]:

$$Z_w = 1,148 Z_p$$

**V-1-2-Montage expérimental :**

La mesure de dose relative avec la chambre d'ionisation placée dans un fantôme solide avec bolus à différentes profondeurs est comparée à la dose relative mesurée sans bolus en place. Les mesures sont réalisées sur l'axe du faisceau, l'énergie de photon 6 MV obtenue par l'accélérateur Clinac 600C et l'énergie de photon obtenu par la source de Cobalt (Phoenix).

La dose de référence est mesurée avec la même chambre d'ionisation placée au centre du fantôme, ce qui correspond à l'axe de faisceau.

Les réponses pour ces différentes profondeurs sont normalisées par rapport à la mesure à la profondeur de maximum  $Z_{max}$ .

On étudie le rendement en profondeur pour différentes épaisseurs de bolus (0,5 cm, 1 cm et 1,5 cm)

Les mesures sont faites dans deux conditions :

- **Première condition :**

La chambre d'ionisation est déplacée en profondeur, en maintenant une distance source-surface d'entrée fixe.

- **Deuxième condition :**

Les rendements en profondeur étant dépendants de la distance séparant la source de photons de la surface du milieu équivalent tissu. On préfère parfois utiliser une autre grandeur représentative de l'atténuation de la dose en profondeur, indépendante de la distance : le rapport tissu-maximum (Tissue Maximum Report,

TMR). Il est égal au rendement en profondeur obtenu en conservant la chambre d'ionisation à une distance fixe de la source, et en interposant avant la source dans le fantôme des épaisseurs croissantes de milieu équivalent tissu.

### **V-1-2-1-Mesures au Clinac 600C :**

Deux conditions de mesures sont faites au Clinac 600C :

#### **Mesures à distance source surface d'entrée (DSS) constante :**

Les signaux sont mesurés avec et sans bolus dans les conditions de référence suivantes :

- Ouverture du collimateur : 10cm x 10 cm ;
- Dose = 100 UM ;
- DSS = 100 cm.

#### **Mesures à distance source détecteur (point de mesure) (DSD) constante :**

Les signaux sont mesurés avec et sans bolus dans les conditions de mesure suivantes :

- Ouverture du collimateur : 10 cm x 10 cm ;
- Dose = 100 UM ;
- DSD = 100 cm.

### **V-1-2-2-Mesure au Cobalt :**

Les mêmes conditions de mesure sont faites avec Cobalt :

#### **Mesures à distance source surface d'entrée (DSS) constante :**

Les signaux sont mesurés avec et sans bolus dans les conditions de mesure suivantes :

- Ouverture du collimateur : 10 cm x 10 cm ;
- Temps d'irradiation = 0,5 mn;

- DSS = 80 cm.

**Mesures à distance source détecteur (point de mesure) (DSD) constante :**

Les signaux sont mesurés avec et sans bolus dans les conditions de mesure suivantes :

- Ouverture du collimateur : 10 cm x 10 cm ;
- Temps d'irradiation = 0,5 mn;
- DSD = 100 cm.

Les figures (V-2 et V-3) représentent les montages expérimentaux que nous avons réalisés pour la mesure des rendements en profondeur à l'aide du fantôme solide. Pour chaque épaisseur de fantôme, nous avons mesuré la dose à la profondeur  $Z$ , puis nous avons ajouté une épaisseur de plaque afin de mesurer la dose à différentes profondeurs. Nous avons ensuite calculé la dose relative en divisant la dose mesurée à chaque profondeur de celle mesurée à  $Z_{\max}$   $D_Z/D_{Z_{\max}}$  et cela pour les deux conditions de mesure (avec et sans bolus) et nous avons tracé les variations de doses relatives en profondeur dans le fantôme solide.

Pour toutes les mesures, les profondeurs en fantôme solide sont converties en équivalent eau.

Nous vérifions que le rendement en profondeur est indépendant des conditions de mesure. C'est-à-dire, à DSS constante ou à DSD constante la présence de bolus ne perturbe pas les courbes d'isodoses en forme.

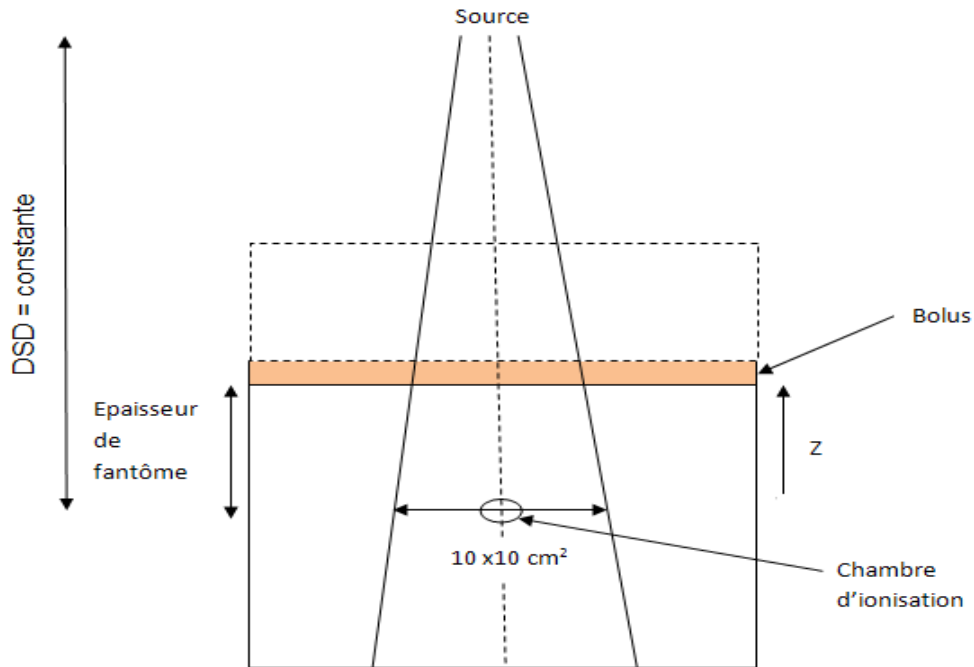


Figure V-2 : montage expérimental pour les mesures de rendement en profondeur dans le fantôme solide pour DSD = 100 cm pour source 6 MV de Clinac 600C et Cobalt.

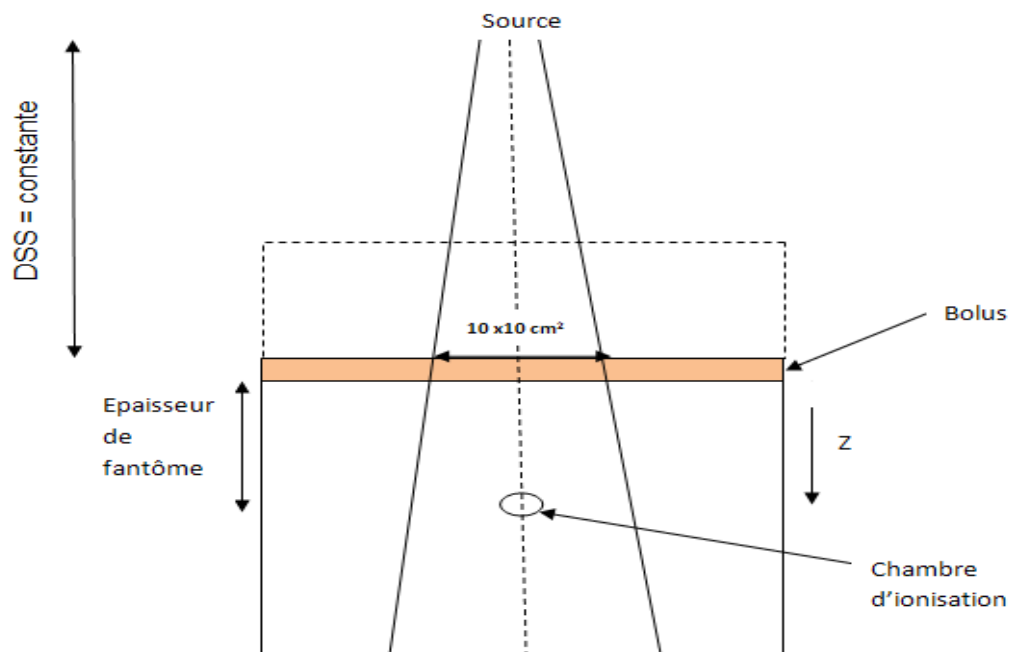


Figure V-3 : montage expérimental pour les mesures de rendement en profondeur dans le fantôme solide pour DSS = 100 cm pour la source 6 MV de Clinac 600C et DSS=80 cm pour Cobalt.

## V-2-Résultats et discussions :

Le bolus est placé sur la peau du patient durant les séances de traitement. L'influence du bolus sur les rendements en profondeur des faisceaux de photons de haute énergie est représentée sur les courbes en figures (V-4, V-5, V-6, V-7).

On constate que :

Quelle que soit l'épaisseur du bolus et quelle que soit la technique de mesure (DSD constante ou DSS constante), on observe que les courbes de rendement en profondeur avec et sans bolus sont superposées, l'influence du bolus est moins importante pour les deux énergies de photons et pour les différentes épaisseurs de bolus.

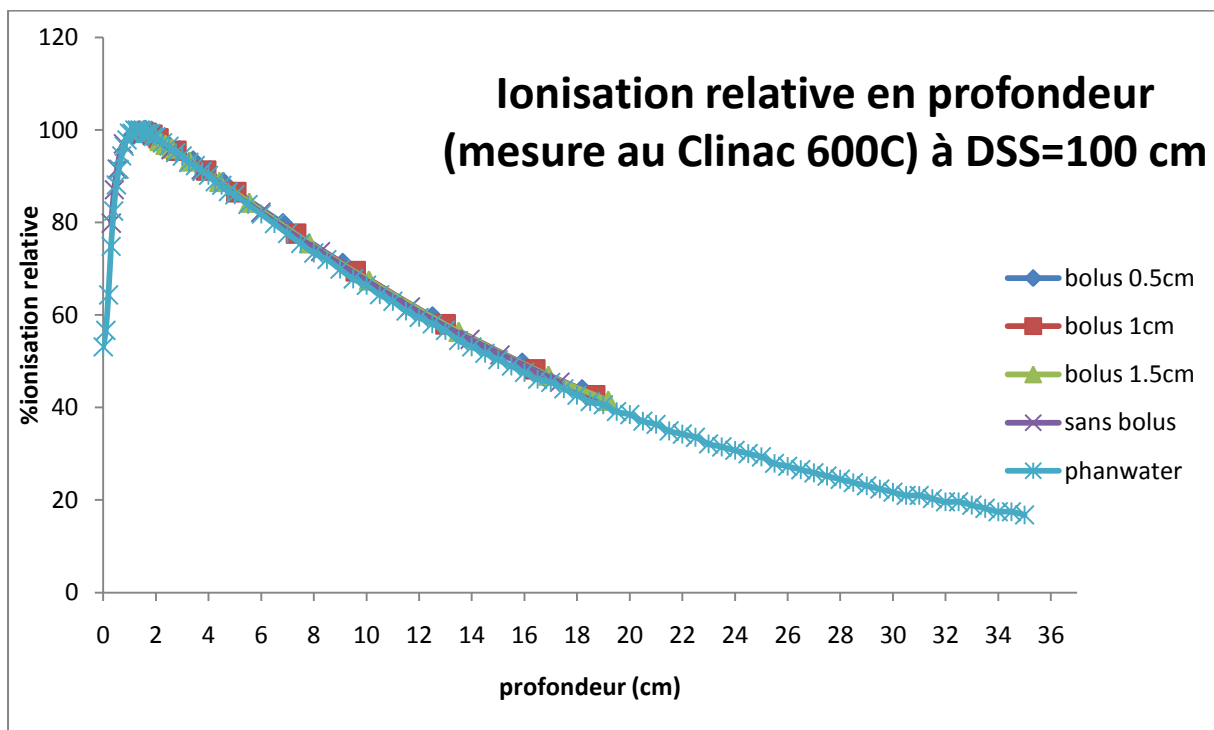


Figure V-4 : Graphe illustrant le rendement de dose en profondeur en présence et en absence de bolus (600C à DSS=100 cm).

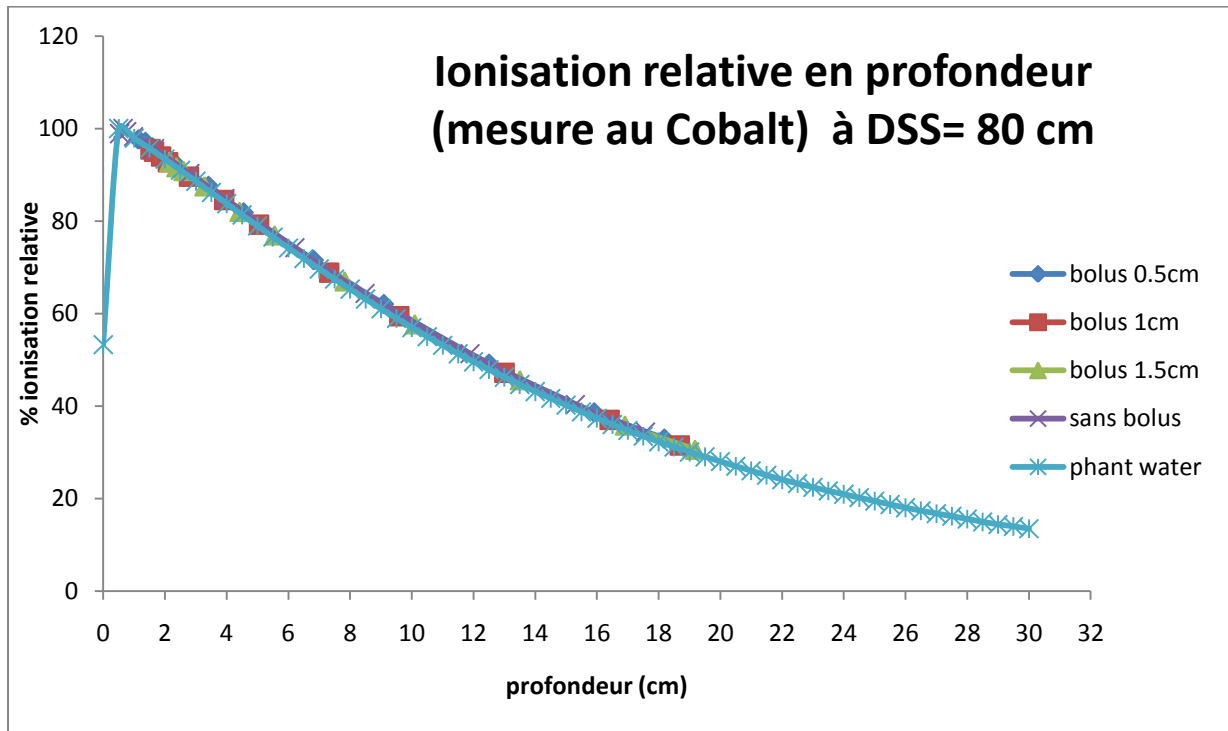


Figure V-5 : Graphe illustrant le rendement de dose en profondeur en présence et en absence de bolus (Cobalt à DSS=80 cm).

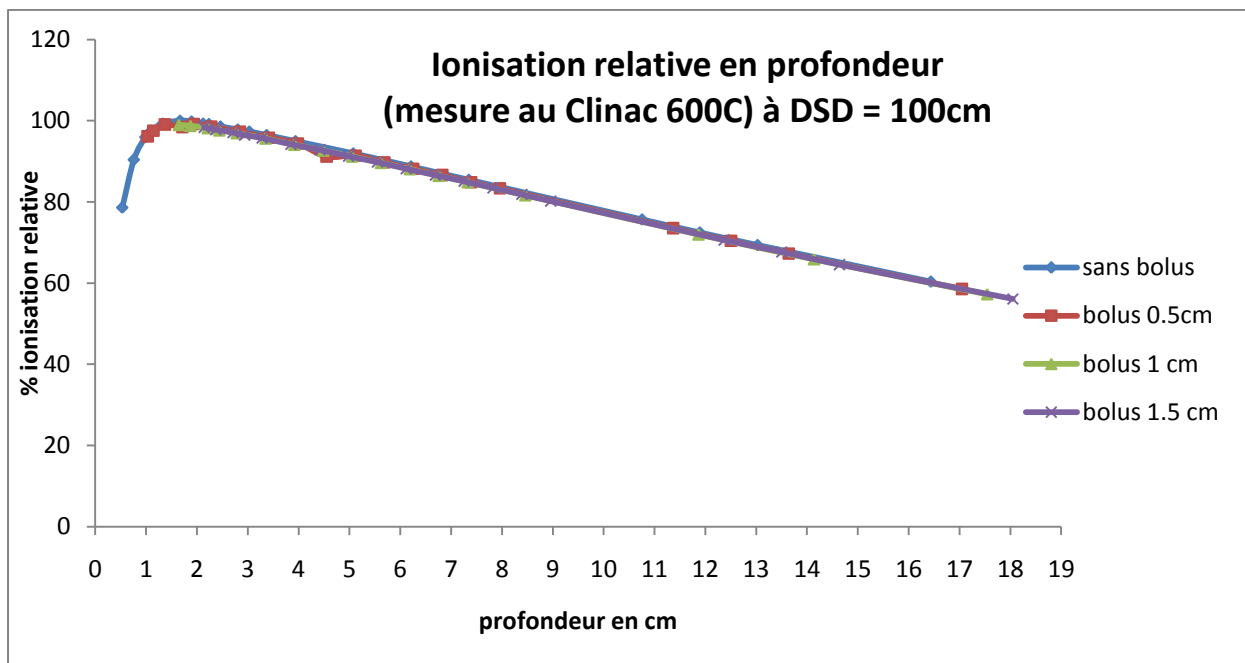


Figure V-6 : Graphe illustrant le rendement de dose en profondeur en présence et en absence de bolus (600C à DSD= 100 cm).

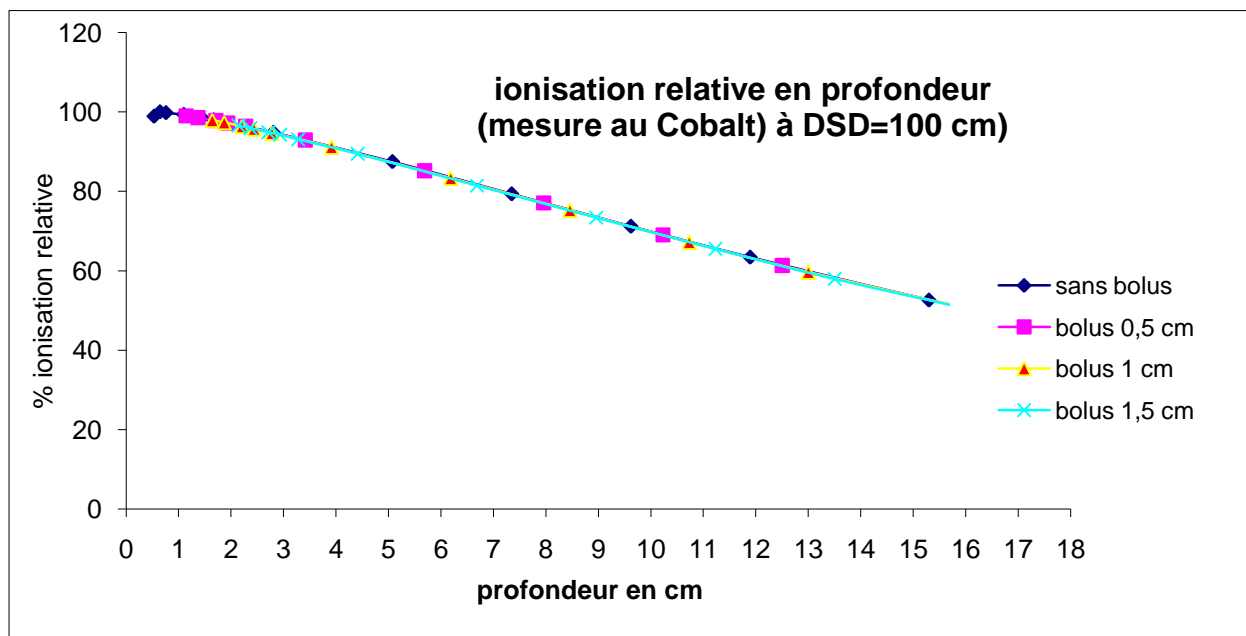


Figure V-7 : Graphe illustrant le rendement de dose en profondeur en présence et en absence de bolus (Cobalt à DSD = 100 cm).

### V-3-Conclusion :

Nous venons d'étudier la modification du rendement en profondeur avec et sans bolus en place, en utilisant un fantôme solide homogène, en utilisant la relation pour rendre équivalent eau, et nous avons mis en évidence que la présence de bolus ne modifie pas le rendement en profondeur pour les différentes énergies utilisées et les différentes techniques de mesure (DSD constante et DSS constante), et pour les différentes épaisseurs de bolus (0,5 cm, 1 cm et 1,5 cm).

## *Chapitre VI : Contrôle de qualité des collimateurs multilames.*

Le contrôle de qualité des appareils reste la priorité dans un programme complet d'assurance de qualité en radiothérapie externe. Il s'agit essentiellement d'une évaluation permanente des caractéristiques de leurs performances fonctionnelles. En effet, à la fin du processus de radiothérapie, ces caractéristiques influent directement sur la géométrie et de la dose délivrée aux patients.

Les performances fonctionnelles des appareils de radiothérapie peuvent évoluer lentement dans le temps du fait du vieillissement et de la détérioration des composants ou peuvent changer soudainement à cause de dysfonctions électroniques, de la rupture d'un composant ou d'une partie de la mécanique. De ce fait, les mesures de contrôle de qualité doivent être effectuées périodiquement sur tous les appareils.

Les contrôles sont à effectuer en trois étapes :

- Dans un premier temps, lors de la réception, de l'installation et avant la mise en service ;
- Dans un deuxième temps, des contrôles réguliers seront effectués dans des intervalles définis à l'avance dans le programme d'assurance de qualité, conformément aux règles et recommandations en vigueur ;
- Enfin, des contrôles doivent avoir lieu après chaque intervention de maintenance et/ou réparation effectuée.

Le but du contrôle de qualité est la vérification du matériel dans le but d'informer le personnel technique et administratif. Le contrôle des équipements de radiothérapie est une opération très importante.

Un équipement ne peut être performant que s'il répond à certains critères au moment de son installation puis, s'il est vérifié périodiquement et réparé au fur et à mesure qu'il pose des problèmes. C'est la raison pour la quelle nous avons cru bon de décrire d'abord les procédures de contrôle de qualité.

**VI-1-Matériels et méthodes :**

Dans ce présent travail, on effectue les tests de contrôles de qualité des MLC, les modes opératoires concernant les tests et contrôles de qualité sont basés sur des protocoles, basés sur les rapports de la Société Française de Physique Médicale (SFPM).

**VI-1-1-Outils de mesure :**

Pour ces tests de contrôles de qualité on utilise les outils suivants :

- Fantôme solide ;
- Films radiographiques ;
- Papier millimétré.
- Densitomètre optique.

**VI-1-1-1-Fantôme solide :**

Les fantômes solides sont des « fantômes plans », utilisés pour les mesures de dose absolue et relative, et pour des localisations particulières. Le fantôme à eau solide possède une densité équivalente tissue, est composé de plaques de différentes épaisseurs variant de 2 mm à 5 mm.



Figure VI-1 : Phantôme eau solide.

**VI-1-1-2-Film radiologique :**

Les films radiographiques sont des détecteurs linéaires et planaires, peuvent servir à plusieurs fonctions : détecteur de radiation, mesure de dose relative, support

d'image. Le film radiographique reste l'outil de référence pour le contrôle des distributions de dose. Les films permettent d'obtenir rapidement et de façon pratique la distribution de dose dans un plan. L'intérêt des films réside dans leur haute résolution spatiale, ce qui s'avère particulièrement intéressant dans les régions de fort gradient de dose [1].

Les films utilisés sont des films doubles face de 20 cm x 30 cm. Ils sont composés d'une émulsion photographique, elle est constituée de cristaux de Bromure d'Argent (AgBr) emprisonnés dans une gélatine. Ils sont placés dans des pochettes afin d'être protégés des rayonnements lumineux.

### **VI-1-1-3-Densitomètre optique :**

Le densitomètre de film DensiX, de la société PTW FREIBURG, est un densitomètre manuel utilisé pour la mesure de densité optique des films radiographiques irradiés par R-X, la gamme de lecture de DensiX est de 0,0 à 4,5 densité optique [25].

La figure suivante représente le densitomètre optique PTW DensiX utilisé pour notre mesure [25].



Figure VI-2: Densitomètre optique.

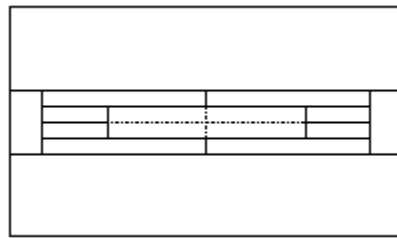
### **VI-1-2-Montage expérimental :**

On décrit les différents tests réalisés lors des contrôles de qualité des MLC :

#### **Test 1 : Centrage des MLC par rapport à l'axe de rotation du collimateur :**

- Placer le bras du collimateur à 0° ;
- Positionner le film radiographique dans le plan de référence, perpendiculaire à l'axe de faisceau ;

- Ouvrir les mâchoires du collimateur au maximum et fermer toutes les lames du MLC à l'exception de la paire centrales, ceci afin de définir un segment de 10 cm de longueur et de 2 cm de largeur;
- Irradier le même film radiographique à différents angles de rotation du collimateur ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $315^\circ$ );
- Sur le film développé : marquer d'un trait fin le milieu de chaque segment dans le sens de la longueur.



Tolérance : ces traits se coïncident dans un rayon de 1 mm de diamètre.

Périodicité : mensuelle.

### **Test 2 : Correspondance entre le champ lumineux et le champ d'irradiation :**

La correspondance entre le champ lumineux et le champ d'irradiation est vérifiée :

- placer le bras et le collimateur à  $0^\circ$  ;
- placer un film dans le plan de référence ;
- le plan de référence est placé à l'isocentre ;
- pour des champs carrés créés par MLC de dimension  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ,  $10 \times 20 \text{ cm}^2$  et  $20 \times 10 \text{ cm}^2$  ;
- matérialiser le champ lumineux à l'aide d'aiguilles.

Tolérance : différence entre champ lumineux et irradié  $\leq 2 \text{ mm}$ .

Périodicité : mensuelle.

### **Test 3 : Exactitude et répétabilité du positionnement des lames :**

Ce test se réalise sur papier millimétré.

- placer le bras et le collimateur de l'accélérateur à  $0^\circ$  ;

- pour différentes taille de champ rectangulaires reproduites à partir du MLC, en déplaçant le banc d'une même côté (X1 ou X2) à une position fixe, on positionne le banc de lames X1 à 5, 10 et 15cm de l'axe, et réciproquement pour le banc X2.
- à l'isocentre, vérifier la distance entre l'axe et la position des lames et relever les numéros des lames présentant le plus d'écart par rapport à la position prescrite, mesurer alors ces écarts ainsi que ceux entre les deux lames les plus écartées.

Tolérance :  $\pm 1$  mm sur la position.

Périodicité : mensuelle.

#### **Test 4 : Alignement et orthogonalité des bancs de lames :**

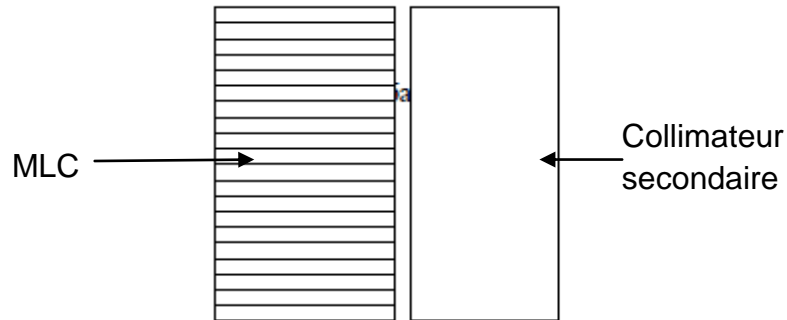
Ce test se réalise en deux étapes, une première se base le champ lumineux et une seconde se base sur un test radiatif.

##### **Test 4-1 : Alignement des bancs de lames :**

On vérifier que le banc de lames est parallèle au collimateur secondaire.

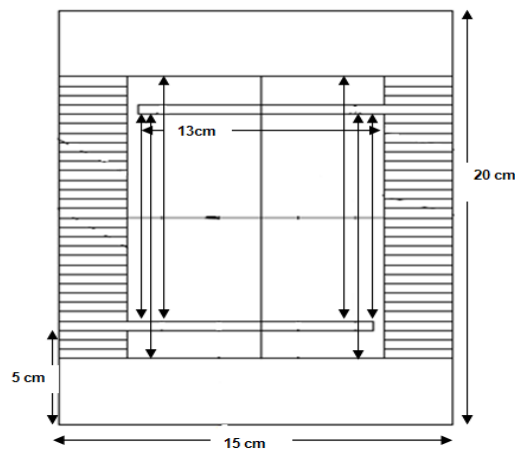
Ce test se réalise sur papier millimétré.

- placer le bras et le collimateur à  $0^\circ$  ;
- positionner l'ensemble des lames appartenant à un même banc à la position 1cm ;
- positionner la mâchoire opposée à une distance telle que l'on puisse toujours observer le champ lumineux ;
- à l'isocentre observer le champ lumineux et vérifier que celui-ci est de largeur constante.
- Refaire ce test pour le deuxième banc de lames.



### Test 4-2 : Orthogonalité des bancs de lames :

- placer le bras et le collimateur à  $0^\circ$  ;
- positionner un film dans le plan de référence ;
- réaliser un champ rectangulaire et placer dans ce champ une lame de chaque banc de lames de même distance ;
- marquer sur le film le centre et les axes de réticule ;
- vérifier les distances pour assurer l'orthogonalité.



Tolérance : 1 mm

Périodicité : mensuelle.

### Test 5 : Affaissement du banc de lames :

Ce test se réalise sur papier millimétré.

- placer le bras et le collimateur à  $0^\circ$  ;
- mettre en place un champ symétrique  $10 \times 40 \text{ cm}^2$  ;

- basculer le bras à 90° et vérifier la distance entre le centre du champ et le bord X1 et X2 avant et après basculement du bras ;
- faire la même chose avec une mise en place du champ le bras à 90°.

Tolérance : 1 mm.

Périodicité : mensuelle.

### **Test 6 : Fuite interlames :**

Dans ce test on compare les profils de dose avec champ ouvert et champ fermé par MLC, afin de mesurer la transmission à travers les lames et interlames.

- placer le bras et le collimateur à 0° ;
- prescrire un champ 10x10 cm<sup>2</sup> ;
- positionner un film dans le plan de référence ;
- irradier ce film (1UM) dans ces conditions ;
- placer un nouveau film ;
- fermer les MLC; un espace entre les deux bancs de lames peut exister, prévoir dans ce cas un dispositif adéquat pour éviter tout rayonnement provenant de cet interstice ;
- irradier ce film (20 UM) à la même profondeur que précédemment et dans les mêmes conditions ;
- des profils perpendiculaires aux lames sont alors relevés sur les deux films et analysés, en comparant les densités optiques avec et sans lames, on déduit la transmission interlames.

Tolérance : ± 5%.

Périodicité : semi annuelle.

### **VI-2-Résultats et discussions :**

Les résultats des tests (images des films développés et tableaux sont présentés en annexe 1)

#### **VI-2-1-Résultat de test 1 :**

Après développement du film, en marquant par des traits les centres des collimateurs, on constate que les centres se projettent dans un cercle de 0.5 mm de diamètre (<1mm).

Le test 1 est vérifié.

### **VI-2-2-Résultat de test 2 :**

En comparant sur les films développés les champs lumineux et irradiés, on remarque que la différence pour les différentes tailles de champ testées est de 0.5 mm, donc ce test est vérifié.

### **VI-2-3-Résultat de test 3 :**

On remarque que :

- Pour la position des bancs des lames de 5 cm de côté et d'autre, la déviation des lames est comprise entre 0,5 et 1 mm.
- Pour la position de 10 cm des bancs des lames de côté et d'autre, la déviation est comprise entre 0 et 0,5 mm.
- Et en fin pour la position de 15 cm de côté et d'autre, la déviation est comprise entre 0 et 0,5 mm.

Pour ces résultats, la tolérance de  $\pm 1$  mm sur la position est vérifiée.

### **VI-2-4-Résultat de test 4 :**

#### **Résultat de test 4-1 :**

L'alignement des bancs des lames est vérifié pour les deux bancs de lames  $X_1$  et  $X_2$ .

#### **Résultat de test 4-2 :**

En vérifiant les différentes distances, on constate une égalité des distances, d'où l'orthogonalité des bancs de lames.

### **VI-2-5-Résultat de test 5 :**

On remarque :

- Lorsqu'on fait basculer le bras de l'angle  $0^\circ$  à l'angle  $90^\circ$ , la déviation des lames est comprise entre 0,5 et 1 mm pour le banc des lames  $X_1$ , et entre 0 et 0,5 mm pour le banc des lames  $X_2$ .
- Et, pour le basculement du bras de  $90^\circ$  à  $0^\circ$ , la déviation des lames est comprise entre 0 et 0,5 mm pour le banc des lames  $X_1$ , et pour le banc des lames  $X_2$  est égale à 0 mm.

L'affaissement du banc de lames est vérifié.

### **VI-2-6-Résultat de test 6 :**

De la lecture des films exposés avec et sans MLC, à l'aide de densitomètre, en comparant le rapport des lectures des densités optiques, on trouve :

- La transmission des lames est comprise entre 3,2 % et 3,3 %, la valeur moyenne est de 3,27%.
- La fuite interlames est comprise entre 3,5 % et 3,7%, en moyenne, la transmission est de 3,57% (<5%).

### **VI-3-Conclusion :**

Le contrôle de qualité est une des tâches principale des physiciens médicaux dans un service de radiothérapie dans le but de vérifier la correspondance entre ce qui est recommandé et ce qui est donné, pour garantir la dose prescrite dans le but de protéger le patient y compris le manipulateur.

Le contrôle de qualité des MLC est un des principaux contrôles des accélérateurs médicaux à cause de leur intérêt d'utilisation pour remplacer les caches de protection.

En réalisant les différents tests de contrôle de qualité des MLC, basé sur le rapport N°20 de SFPM, sur l'accélérateur Clinac 600C de Varian, on retrouve que tous les tests sont vérifiés, donc l'utilisation des MLC est justifiée.

On note que les tests réalisés sont des tests en mode statique, pour l'utilisation des MLC en mode dynamique, en RCMI, d'autre contrôle concernant ce mode est ajuté à ces tests, notant par exemple la vitesse de déplacement des lames.

## *Conclusion générale :*

Notre travail a porté sur la caractérisation de différents modificateurs du faisceau ; telle qu'exige par le système de planification du traitement (TPS « Theraplan Plus »).

- Pour les filtres en coin, nous avons participé au commissioning de l'accélérateur Clinac 600C de Varian au TPS « Theraplan Plus », on constate que la transmission des différents filtres en coin est faible, en moyen de l'ordre de  $0,3 \text{ cm}^{-1}$  à  $0,6 \text{ cm}^{-1}$ .
- On constate que quelque soit le porte cache utilisé, l'écart en transmission est inférieur à 1 %, l'influence des trous est négligeable, donc on peut prendre une valeur moyenne de 0,965.
- Les mesures effectuées sur différents caches, montre des transmissions qui varient entre 1,37% et 4,47%, donc une transmission inférieure à 5%.
- Dans la deuxième partie pratique, la comparaison des mesures de rendement en profondeur avec et sans bolus, montre une équivalence du bolus utilisé au CPMC avec le tissu (densité égale à celle de l'eau).
- Pour le collimateur multilames, le déplacement fréquent des lames demande des contrôles de qualité périodiques afin de garantir leurs performances fonctionnelles.

Notant que le contrôle de qualité dans un service de radiothérapie occupe une place importante pour éviter toute difficulté majeure du point de vue dosimétrique. En dernier partie pratique, on effectue des tests de contrôle de qualité des MLC. Les résultats de ces tests respectent les tolérances.

**Annexe : Résultats des contrôles de qualité des MLC.**

**Résultat de test 3 : Exactitude et répétabilité du positionnement des lames.**

	Position des lames X 1 à 5cm et X2 à 5cm		Position des lames X 1 à 10 cm et X2 à 10 cm		Position des lames X 1 à 15 cm et X2 à 15 cm	
	Déviation des lames (mm)		Déviation des lames (mm)		Déviation des lames (mm)	
	Banc X1	Banc X2	Banc X1	Banc X2	Banc X1	Banc X2
lame 1	0,5	1	0,5	0,5	0	0
lame 2	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 3	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 4	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 5	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 6	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 7	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 8	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 9	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 10	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 11	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 12	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 13	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 14	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 15	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 16	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 17	0,5	1	0,5	0,5	0	0,5
lame 18	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 19	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 20	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 21	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 22	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 23	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 24	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 25	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 26	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 27	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 28	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 29	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 30	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 31	0,5	1	0,5	0	0	0,5
lame 32	1	1	0,5	0	0	0,5
lame 33	1	1	0,5	0	0	0,5
lame 34	1	1	0,5	0	0	0,5
lame 35	1	1	0,5	0	0	0,5
lame 36	1	1	0,5	0	0	0,5
lame 37	1	1	0,5	0	0	0,5
lame 38	1	1	0,5	0	0	0,5
lame 39	1	1	0,5	0	0	0,5
lame 40	1	1	0,5	0	0	0,5

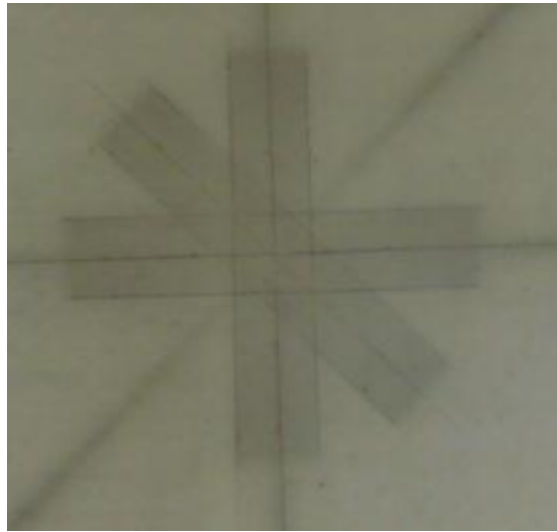
*Résultat de test 5 : Affaissement du banc du lames.*

	Position du bras de 0° à 90°		Position du bras de 0° à 90°	
	Déviation des lames (mm)		Déviation des lames (mm)	
	Banc X1	Banc X2	Banc X1	Banc X2
lame 1	1	0	0	0
lame 2	1	0	0	0
lame 3	1	0	0	0
lame 4	1	0	0	0
lame 5	1	0	0	0
lame 6	1	0	0	0
lame 7	1	0	0	0
lame 8	1	0	0	0
lame 9	1	0,5	0	0
lame 10	1	0,5	0	0
lame 11	1	0,5	0	0
lame 12	0,5	0,5	0	0
lame 13	0,5	0,5	0	0
lame 14	0,5	0,5	0	0
lame 15	0,5	0,5	0	0
lame 16	0,5	0,5	0	0
lame 17	0,5	0,5	0	0
lame 18	0,5	0,5	0	0
lame 19	0,5	0,5	0	0
lame 20	0,5	0,5	0	0
lame 21	0,5	0,5	0,5	0
lame 22	0,5	0,5	0,5	0
lame 23	0,5	0,5	0,5	0
lame 24	0,5	0,5	0,5	0
lame 25	0,5	0,5	0,5	0
lame 26	0,5	0,5	0,5	0
lame 27	0,5	0,5	0,5	0
lame 28	0,5	0,5	0,5	0
lame 29	0,5	0,5	0,5	0
lame 30	0,5	0,5	0,5	0
lame 31	0,5	0,5	0,5	0
lame 32	0,5	0,5	0,5	0
lame 33	0,5	0,5	0,5	0
lame 34	0,5	0,5	0,5	0
lame 35	0,5	0,5	0,5	0
lame 36	0,5	0,5	0,5	0
lame 37	0,5	0,5	0,5	0
lame 38	0,5	0,5	0,5	0
lame 39	0,5	0,5	0,5	0
lame 40	0,5	0,5	0,5	0

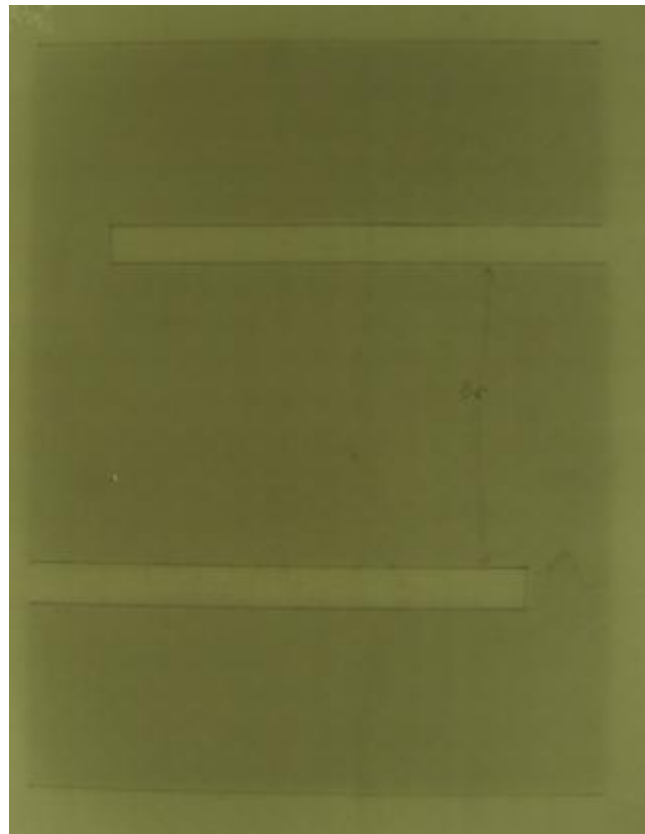
## Résultat de test 6 : Fuite interlames.

Point de la lecture (cm)	champ ouvert (1 UM)		Champ MLC fermé (20 UM)	
	densité	densité	densité normalisée	transmission (%)
				2,17
-5	1,75	0,81	0,0405	3,209
-4,5	1,83	1,2	0,06	3,583
-4	1,82	1,34	0,067	3,316
-3,5	1,83	1,24	0,062	3,449
-3	1,84	1,29	0,0645	3,289
-2,5	1,84	1,23	0,0615	3,529
-2	1,84	1,32	0,066	3,262
-1,5	1,85	1,22	0,061	3,529
-1	1,84	1,32	0,066	3,209
-0,5	1,84	1,2	0,06	3,663
0	1,84	1,37	0,0685	3,289
0,5	1,82	1,23	0,0615	3,636
1	1,84	1,36	0,068	3,316
1,5	1,82	1,24	0,062	3,610
2	1,83	1,35	0,0675	3,262
2,5	1,83	1,22	0,061	3,449
3	1,83	1,29	0,0645	3,342
3,5	1,84	1,25	0,0625	3,556
4	1,83	1,33	0,0665	3,262
4,5	1,83	1,22	0,061	2,888
5	1,78	1,08	0,054	

Cliché de test 1 :



Cliché de test 4 :



## *Liste des figures et tableaux :*

### **Figures :**

Figure I-1 : Délimitation des domaines d'énergie de prédominance des trois interactions principales avec la matière.

Figure I-2 : Télécobalt et table de traitement.

Figure I-3 : Têtes d'appareils de télécobalt, le système d'obturation en rotation et en translation.

Figure I-4 : Accélérateur linéaire.

Figure I-5 : principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire.

Figure I-6 : Courbe de transmission en profondeur et ionisation correspondante.

Figure I-7 : profil de dose.

Figure I-8 : Pénombre de transmission et géométrie.

Figure II-1 : Bolus commercialisé en radiothérapie.

Figure II-2 : Cache standard.

Figure II-3 : Cache personnalisé.

Figure II-4 : Cliché de repérage montrant les régions de cache.

Figure II-5 : Les étapes de fabrication de cache personnalisé.

Figure II-6 : Géométrie du MLC de Varian.

Figure II-7 : Déformation des isodoses engendrée par filtre en coin.

Figure II-8 : Définition de l'angle de référence d'un filtre en coin.

Figure II-9 : Filtre en coin métallique (Filtre physique).

Figure II-10 : Comparaison filtre en coin physique et dynamique.

Figure III-1 : Spécification de MLC.

Figure IV-1 : Composante fondamentale d'une chambre d'ionisation cylindrique.

Figure IV-2 : Chambre d'ionisation cylindrique.

Figure IV-3 : Electromètre PTW Tandem.

Figure IV-4 : Electromètre PTW UNIDOS E.

Figure IV-5 : La cuve à eau, porteur de la cuve, réservoir d'eau.

Figure IV-6 : Illustration de branchement du contrôleur.

Figure IV-7 : montage expérimental de la cuve à eau.

Figure IV-8 : Positionnement de la chambre d'ionisation, les accessoires de positionnement, et le boîtier de positionnement de la chambre d'ionisation.

Figure V-1 : Fantôme solide en acrylique.

Figure V-2 : Montage expérimental pour les mesures de rendements en profondeur dans le fantôme solide pour DSD = 100 cm pour l'énergie 6 MV de Clinac 600C et Cobalt.

Figure V-3 : Montage expérimental pour les mesures de rendements en profondeur dans le fantôme solide pour DSS = 100 cm pour l'énergie 6 MV de Clinac 600C et DSS = 80 cm pour le Cobalt.

Figure V-4 : Graphe illustrant le rendement de dose en profondeur en présence et en absence de bolus (600C à DSS = 100 cm).

Figure V-5 : Graphe illustrant le rendement de dose en profondeur en présence et en absence de bolus (Cobalt à DSS = 80 cm).

Figure V-6 : Graphe illustrant le rendement de dose en profondeur en présence et en absence de bolus (600C à DSD = 100 cm).

Figure V-7 : Graphe illustrant le rendement de dose en profondeur en présence et en absence de bolus (Cobalt à DSD = 100 cm).

Figure V-1 : Densitomètre optique.

**Tableaux :**

Tableau I-1 : Epaisseur minimum de plomb pour avoir une transmission de 5%.

Tableau II-1 : Résultats des différents paramètres caractérisant les filtres en coin physique.

Tableau II-2 : Résultats des facteurs de transmissions de porte cache (1).

Tableau II-3 : Résultats des facteurs de transmissions de porte cache (2).

Tableau II-4 : Résultats des facteurs de transmission des caches.

*Liste de référence :*

- [1] Faiz. M. Khan, The Physics Of Radiation Therapy, 3rd Edition, 2003.
- [2] S.H. Levitt, J.A. Purdy, C.A. Perez, S. Vejaya Kumar, Technical Basis of Radiation Therapy, Springer,2006.
- [3] J.R.Williams, D.I. Thwaites, Radiothérapie Physics in Practice, 2000.
- [4] E.B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, I A E A ,2005.
- [5] Jean-Paul Le Bourgeois, Jean Chavandra, François Eschege, Radiothérapie Oncologique. 1992.
- [6] Frank H. Attix, Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, 1986.
- [7] Enhanced Dynamic Wedge, Implementation Guide, Varian Medical Systemes, Oncology systemes, C.Serie Clinac, PTW 2002
- [8] MLC systemes and Maintenance Guide, PTW 2002.
- [9] Instruction d'utilisation MEPHYSTO mc<sup>2</sup>, PTW 2008.
- [10] User Manual MP3-M Therapy Beam Analyser, PTW 2006.
- [11] User Manual TBA Control Unit T40013, PTW 2008
- [12] Instruction d'utilisation TBA Control Pendant, Appareil de commande portatif T41013, PTW 2008.
- [13] Instruction d'utilisation Tandem Electromètre PTW à deux canaux T10011, T10015 et T10016, PTW 2007.
- [14] Theraplan Plus, Technical Reference Manual, MDS Nordin, 2001.
- [15] Theraplan Plus, User Manual, MDS Nordin, 2001.
- [16] User Manual Acrylic Phantom Type 2967, PTW 2003.
- [17] Technical Report Series N° 398 (TRS 398), Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy, IAEA 2000.
- [18] Technical Report Series N° 430 (TRS 430), Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer, IAEA 2004.

## *Liste de référence*

---

- [19] La radiothérapie après un siècle d'évolution, des nouveaux traitements « sculptés » à la forme de la tumeur, Conférence de presse de 6 Septembre 2003, Institut Curie.
- [20] Contrôle de qualité des collimateurs multilames, SFPM 2003.
- [21] contrôle de qualité des accélérateurs d'électrons à usage médical cahier N°29, SFPH, 1986.
- [22] Basic Applications of Multileaf Collimators AAPM Report N° : 72, Report of Task Group N° : 50, Radiation Therapy Committee, 2001.
- [23] Francis Chang; Phoebe Chang; Study of Elasto-Gel Pads used as surface bolus material in high energy Photon and Electron Therapy. Int.J.Radiat.Oncol.Biol.Phys Vol 22 pp191-193.
- [24] Martin.J.Butson, Tsang Cheung, Peter Yu, Peter Metcalfe. Effects on skin dose from unwanted air gaps under bolus in photon beam radiotherapy. Radiation measurement 32 (2000) 201-204.
- [25] Solutions, Radiation Medicine QA, PTW, 2008-2009.