

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique
Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumediene
Faculté de Physique.



MEMOIRE

Présenté pour l'obtention du diplôme de MAGISTER

En : PHYSIQUE

Spécialité : Physique Médicale

Par : Mr MEDJDOUB MOHAND TAYEB

Sujet :

Dosimétrie Clinique du cancer du sein

Soutenu publiquement le 07/07/2011, devant le jury composé de :

Mme Akila FRAHI-AMROUN, Professeur, à l'USTHB	Président
Mme Seam OUKRIF, Professeur, au CPMC	Directeur de Mémoire
Mme N BENDJABALLAH, Professeur, à USTHB	Examineur
Mr Brahim HOCINI, Maitre Assistant A, USDB	Examineur
Mr Mokrane MAHIOU, Chargé de Recherche, au CPMC	Examineur
Mr Saad KHOUDRI, Chargé de Recherche, au CRNA	Invité

Remerciements

Je tiens à exprimer ma profonde reconnaissance à madame Seam Oukrif, professeur au service de radiothérapie du Centre Pierre et Marie Curie D'Alger pour la direction de ce mémoire, je la remercie également pour la confiance qu'elle m'a accordée et pour le temps qu'elle a consacré pour la bonne réalisation de ce travail et d'avoir été patiente tout au long de la durée de son accomplissement.

J'exprime toute ma gratitude à Monsieur M'hammed Afiane, Professeur et mon chef de service de radiothérapie au centre Pierre et Marie Curie D'Alger pour ses encouragements et les facilités qu'il m'a accordé pour achever ce projet.

Je remercie monsieur Kada Boualga professeur et chef de service de radiothérapie de l'hôpital de Blida, pour avoir accepté de m'accueillir au sein de son service et de m'avoir permis ainsi de réaliser mon mémoire.

Je suis également très reconnaissant à Monsieur Saad Khoudri, chargé de recherche au Centre de Recherche Nucléaire d'Alger et physicien médical au service de radiothérapie de l'hôpital de Blida, pour ses conseils et de m'avoir accompagné tout au long des mesures in vivo effectuées dans le cadre de ce travail.

Je tiens à remercier monsieur Brahim Hocini, maître assistant à l'université de Blida, pour ses conseils et suggestions dans la rédaction de ce manuscrit.

Je suis très honoré que madame Akila Frahi-Amroun, professeur et madame Nourendjourn Bendjaballah, maître de conférences, à l'USTHB, aient acceptés d'être respectivement président et examinateur au sein du jury.

Je remercie également tous mes collègues au service de radiothérapie du centre Pierre et Marie Curie D'Alger et amis physiciens pour leurs sympathies et encouragements.

Je remercie ma famille de m'avoir soutenue dans les moments les plus difficiles, à eux je dédie ce mémoire.

Liste des abbreviations

AAPM: American Association of Physicists In Medicine.

AIEA : Agence Internationale A L'energie Atomique

CPE : Charge Particule Equilibrium

CPMC : Centre Pierre et Marie Curie

DSP : Distance source peau

ESTRO: European Society For Therapeutic Radiology And Oncology.

g : Est la fraction d'énergie moyenne perdu par chaque électron par Bremsstrahlung.

ICRU : l'International Commission on Radiation Units and Measurements

IMRT : Intensity Modulated Radiation Therapy (traitement par modulation d'intensité)

K_{col} : KERMA collisionnel

KERMA : Energie cinétique transférée par unité de masse par une particule neutre.

K_{rad} : KERMA radiatif

PDD : Percent Depth Dose.

S : Pouvoir d'arrêt

S/ρ : Pouvoir d'arrêt massique

L/ρ : Pouvoir d'arrêt massique restreint

SFPM : Societe Française de Physique Medicale.

TCPE : Transient Charge Particule Equilibrium

TEL : Transfert Linéaire D'énergie

TPS : Traitement Planning System

Table des matières

Introduction	9
----- Partie théorique -----	
I Clinique	12
1 Cancer du sein.....	12
1.1 Généralités	12
1.2 Anatomie	12
2 Techniques de traitement du cancer du sein	13
2.1 Chirurgie.....	14
2.2 Radiothérapie externe	14
2.2.1 Buts de la radiothérapie externe	14
2.2.2 Simulation	15
2.2.3 Radiobiologie	19
2.2.4 Dose prescrite	20
2.2.5 Volume cible et marges.....	20
2.2.6 Organes à risque et complications.....	21
Evaluation d'un plan de traitement	23
II Interactions rayonnement matières et dosimétrie	24
1. Atténuation des photons dans la matière.....	24
2 Dosimétrie	27
2.1 La dose absorbée	27
2.2 Mesure de la dose absolue	28
2.3 Caractérisation des faisceaux photons.....	29
2.3.1 Rendement de dose en profondeur « PDD »	30
2.3.2 Profils	31
2.4 Modélisation des PDD et Profils des Filtres en coin	32
2.4.1 Faisceau de cobalt 60	33
2.4.2 Faisceau de rayons X d'un accélérateur linéaire	35
2.5 Dosimétrie in vivo	38
----- Partie pratique -----	
III Planification de traitement et dosimétrie in vivo	40
1 Planification de traitement	40
1.1 Matériel.....	40
1.2 Méthodes	42
1.2.1 Simulation et acquisition des coupes anatomiques	42
1.2.2 Planification de traitement	42
1.2.3 Traitement	44
1.3 Résultats.....	44

1.3.1	Traitements au Cobalt	45
1.3.2	Traitements au photon 6 MV	46
1.4	Discussions	50
2.	Dosimétrie in vivo	55
2.1	Matériel.....	55
2.2	Méthodes	56
2.2.1	Validation avant utilisation	56
2.2.2	Calibration :.....	57
2.2.3	Détermination des facteurs correctifs.....	58
2.2.4	Mesures sur les patientes et calcul des écarts avec le TPS :	61
2.3	Résultats.....	62
2.4	Discussions	66
Conclusion	72

Liste des Figures

Figure I-1: anatomie du sein.....	13
Figure I-2 : Coupe sagittale, deux faisceaux tangentiels sont utilisés dans le traitement du sein.	15
Figure I-3: Régions qui peuvent être traités dans le cas d'un cancer du sein.....	16
Figure I-4 : simulateur conventionnel	16
Figure I-5 : simulateur scanner.....	17
Figure I-6 : scanner simulateur.....	18
Figure I-7 : plan incliné	18
Figure I-8 : malade en décubitus dorsal sur un plan incliné.....	19
Figure I-9 : Coupe sagittale, illustrant les volumes cible CTV, ITV et PTV entourant une masse tumorale (GTV) prélevée au niveau du sein.....	21
.	
Figure II-1 [7] : Illustration du dispositif expérimental et de la droite exprimant l'intensité transmise par un faisceau de photon en fonction de l'épaisseur du matériau atténuateur dans une présentation semi-logarithmique.	25
Figure II-2 : [8] facteur d'atténuation, coefficient de transfert d'énergie et coefficient d'absorption d'énergie dans le plomb (Lead)	26
Figure II-3 [9]: Illustration montrons les régions où il y a prédominance des trois types d'interaction effet photoélectrique, effet Compton et création de paires, les abscisses représentent l'énergie des atomes incidents, et les ordonnées le nombre atomique des atomes cibles.....	26
Figure II-4 : illustration de la diffusion d'un photon de Bremsstrahlung induit par l'interaction de l'électron incident avec un noyau de la cible et de l'angle de diffusion de ce photon en fonction de l'énergie cinétique des électrons (tension (volt) appliquée à l'accélération de cet électron).	29
Figure II-5 : En traversant un fantôme d'eau le rayonnement dépose la dose différemment sur son axe (Axe Z), PDD et hors son axe (Axe X,Y) Profils.	30
Figure II-6 [12] : PDD pour différentes énergies de photons (cobalt et rayon X) après la région de l'équilibre électronique plus l'énergie des photons est grande plus les PDD sont importants.	31
Figure II-7 : [12] Profils d'un faisceau de 10 MV pour des champs de 10 x 10 Cm x Cm et 30 x 30 Cm x Cm à des profondeurs 2.5(Max), 5, 10, 20, 30 Cm	32
Figure II-8 : Illustration d'un filtre de cobalt 60 introduit dans un TPS (Theraplan Plus du service de Radiothérapie du centre Pierre et Marie Curie D'Alger) avec les coordonnées de tous les segments composant le filtre.	33
Figure II-9 : Profils filtrés calculés par le TPS (modélisé par le TPS) à partir des profils non filtrés de Cobalt 60 en utilisant le facteur d'atténuation du filtre en coin pour différentes profondeurs 0.5, 5, 10 et 20 cm, les PDD sont Identiques (axe des ordonnées).	34
Figure II-10 : Comparaison des profils (%) filtrés mesurés à ceux calculés par le TPS (Theraplan plus CPMC) en fonction de la distance hors axe (mm) (Modélisés par le TPS) pour différentes profondeurs 0.5, 5, 10 et 20 Cm, respectivement de haut en bas.	34
Figure II-11 : Fluence spectrale d'un faisceau de photon de 6MV [17]	35
Figure II-12 : profils avec et sans filtres pour des photons 6 MV, les PDD avec filtres sont plus grands que les PDD sans filtres (axe des ordonnées), cela est dû au fait que le faisceau devient plus dur en traversant le filtre.	37

Figure II-13 : Profils mesurés et profils calculés par le TPS pour des photons 6 MV en tenant compte du facteur de durcissement et du facteur d'atténuation.	38
Figure III-1 : le simulateur scanners AXsim du centre de radiothérapie de CHU de Blida.....	40
Figure III-2 : Une coupe tomographique prise avec le simulateur scanner, faisant apparaître le contour externe, le sein, le cœur et le poumon d'une patiente.	41
Figure III-3 : Le TPS Theraplan Plus utilisé au centre Pierre et Marie Curie D'Alger ainsi qu'au CHU de Blida.	41
Figure III-4 [25]: (a) : Contours externes visualisés sur une patiente à l'aide de lasers.	42
Figure III-5 : Isodose 100% qui passe par le milieu des deux points d'entrée des tangentiels on voit qu'elle ne recouvre pas tout le PTV.	43
Figure III-6 : montre l'isodose (88%) qui englobe tout le PTV	44
Figure III-7 : variation des écarts en fonction des épaisseurs.	49
Figure III-8 : exemple d'un patient où l'épaisseur sur l'axe central des faisceaux n'est que de 10 cm alors qu'elle peut atteindre 25 cm en dehors de l'axe.	51
Figure III-9 [16] : Compensateur :	53
Figure III-10 [29] : compensateurs en cuivre et en aluminium (a) et en cerrobend en deux dimensions pour compenser le manque de tissu et les variations de densités à l'intérieur des patients	53
Figure III-11[35] : Champ IMRT.....	54
Figure III-12 : Chambre d'ionisation, électromètre, baromètre thermomètre et fantôme d'eau utilisés dans la mesure du débit de dose de référence.	55
Figure III-13: schéma représentant la position de la diode par rapport à la chambre d'ionisation au cours des mesures des facteurs correctifs.....	56
Figure III-14 : Electromètre programmé après la calibration à afficher directement la dose absorbée.....	56
Figure III-15 : droite montrant la linéarité de la réponse de la diode.....	57
Figure III-16 : schéma de la diode de SUN NUCLEAR CORPORATION utilisée dans nos mesures.....	58
Figure III-17 : le bras de l'appareil de traitement est tourné d'une certaine angulation pour mesurer la réponse de la diode en fonction de l'angulation.	60
Figure III-18 : Nombres de champs par pourcentage d'écart entre la mesure et celle prévue par le TPS.	65
Figure III-19 [36]: nombre de champs par pourcentage d'écart entre la mesure et celle prévue par le TPS réalisé dans un centre au Danemark (source : ESTRO, BOOKLET No.5).....	66
Figure III-20 : diode à build-up cylindrique recommandé pour la mesure in vivo du sein pour les champs tangentiels.	70
Figure III-21: Répartition en pourcentage des écarts dépassant les 8% (niveau de tolérance) et ceux ne les dépassant pas	71

Liste des Tableaux

Tableau I-1 [6] : Définition des Volumes et recommandations de l'ICRU 29,50 et 62	21
Tableau III-1 : exemple d'une patiente où on voit les pourcentages des doses maximums et les pourcentages des isodoses qui couvre le PTV en fonction des énergies et des filtres	44
Tableau III-2 : les écarts en % obtenus pour le cobalt avec et sans filtre pour les 60 Patientes	46
Tableau III-3: les écarts en % obtenus pour les Photons 6 MV avec et sans filtre	47
Tableau III-4: sont représentés les 60 patientes dans l'ordre croissant des épaisseurs (Distance séparant les deux points d'entrée des deux champs opposés).....	49
Tableau III-5 : programme réalisé sur Excel permettant de calculer l'écart entre la mesure in vivo sur les patientes et les valeurs prédites par le TPS en tenant compte de tous les facteurs correctifs.....	61
Tableau III-6 : facteurs correctifs d'angulation.....	62
Tableau III-7 : facteurs correctifs du porte cache en fonction du champ.....	62
Tableau III-8 : facteurs correctifs du porte cache en fonction de la DSP	63
Tableau III-9 : Facteurs correctifs d'ouverture de champs	63
Tableau III-10 : facteurs correctifs de filtres en coins	63
Tableau III-11 : facteur correctif de la distance source peau	64
Tableau III-12 : l'ensemble des écarts relevés entre les doses mesurées par la diode est celles estimées par le TPS	65
Tableau III-13 : Niveaux d'écart tolérés et model de diode recommandés par l'ESTRO	67
Tableau III-14 : les 23 écarts des champs axillo-susclaviculaire et l'unique champ CMI (-0.22%).	70

Introduction

En radiothérapie, on utilise les rayonnements ionisants pour la stérilisation des tumeurs cancéreuses, cependant les cellules saines sont également irradiées, car ces dernières se trouvent sur la trajectoire des rayonnements. Une grande partie des recherches porte sur l'amélioration de l'efficacité de ces traitements, cela consiste à élaborer des techniques qui permettent de délivrer une dose suffisante au volume cible tout en délivrant la plus petite dose possible aux cellules saines. De cette façon on peut éviter les effets secondaires des rayonnements sur le patient et par conséquent on peut améliorer sa qualité de vie.

Avant de traiter tout organe atteint par le cancer on recherche toujours une technique de traitement qui consiste à choisir l'énergie du faisceau, le nombre de faisceaux, l'incidence du faisceau et le modificateur du faisceau. On choisit la technique qui permet un meilleur contrôle local de la tumeur avec un minimum d'effets secondaires sur le patient.

Dans notre étude on s'est intéressé à un organe qui est le sein. La technique utilisée pour le traitement du sein consiste en l'utilisation de deux champs opposés tangentiels par rapport au corps du patient, la plupart du temps le traitement est réalisé en utilisant un modificateur de faisceau qui est le « filtre en coin ».

L'objectif de notre travail consiste à déterminer un traitement optimisé dans le cancer du sein en étudiant les paramètres suivants : l'énergie et la filtration. Par ailleurs, cette étude est soutenue par l'utilisation de la dosimétrie in vivo dans le but d'estimer les écarts entre la dose prescrite (ou planifiée) et la dose délivrée.

Dans le premier chapitre nous abordons l'aspect clinique, en décrivant l'anatomie du sein, les techniques de traitement du cancer du sein, la simulation que doit subir la patiente avant le traitement, la dose prescrite, la planification du traitement et l'outil de son évaluation.

Le chapitre deux, comporte l'aspect physique des rayonnements ionisants en décrivant de quelle manière un photon peut ioniser la matière et comment il lui transmet, on définit alors la dose absorbée qui est la quantité délivrée aux patients, comment elle est mesurée, on abordera les rendements en profondeur (PDD) et les profils du faisceau qui représentent respectivement la distribution de la dose du faisceau en profondeur sur son axe et hors de son axe, on décrira

aussi les PDD et les profils d'un filtre en coin et comment ils sont modélisés par le TPS dans le cas d'un traitement au cobalt et d'un traitement aux rayons X. A la fin on exposera le principe de la dosimétrie in vivo et on décrira la diode, dosimètre utilisé dans la mesure in vivo.

Le chapitre trois, qui est la partie pratique, est divisé en deux, la planification de traitement et la mesure in vivo, dans les deux cas on décrira les matériels et méthodes utilisés, on exposera et discutera les résultats obtenus.

Des résultats des deux parties pratiques, la planification de traitement et la mesure in vivo, on tirera des conclusions et on émettra des recommandations et des perspectives futures concernant le traitement du sein.

Partie théorique

I Clinique

1 Cancer du sein

1.1 Généralités

Le cancer du sein est le type de cancer le plus diagnostiqué chez les femmes des pays industrialisés. En Algérie il est le premier cancer de la femme avec une incidence standardisée de 26.7% en 2002 [1]

1.2 Anatomie

Les seins reposent de part et d'autre du sternum, sur les muscles pectoraux et les muscles de la paroi thoracique. Ils sont larges à la base et l'aréole et le mamelon se trouvent au sommet. Sa partie la plus épaisse se situe près du creux axillaire.

Le sein est un organe mobile par rapport à la paroi thoracique et à la respiration. Il est composé d'une mince couche de peau sous laquelle il y a une couche de tissus adipeux d'environ un centimètre d'épaisseur. Sous cette dernière se trouvent les vaisseaux sanguins, les vaisseaux lymphatiques, les ganglions lymphatiques, du tissu glandulaire, des nerfs sensoriels et la graisse.

Le tissu glandulaire, composé des canaux galactophores et des lobules lactifères ou lobes mammaires dans lesquels est produit le lait, s'étend dans tout le sein et est séparé des pectoraux par une couche de tissu adipeux.

La figure I-1, présente des seins normaux. Les diverses parties de l'anatomie du sein sont en noir et en rouge sont mentionnées quelques maladies mammaires ainsi que leur localisation possible.

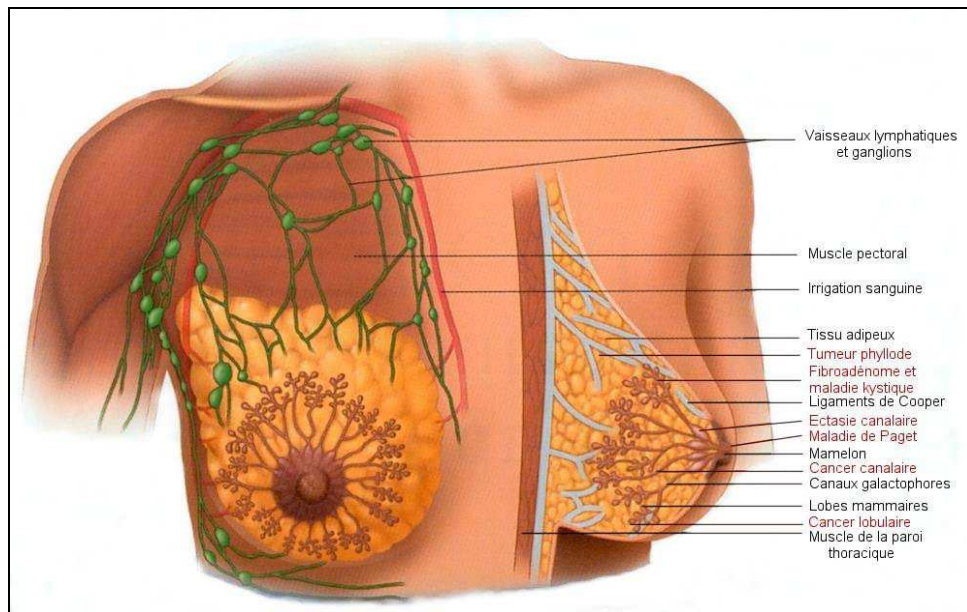


Figure I-1: anatomie du sein

Le système lymphatique, en vert sur la **figure I-1**, s'étend tout autour des seins ainsi qu'à leur base. Les principaux ganglions dans le secteur, mis à part ceux de la région du médiastin se trouvant à l'intérieur de la cage thoracique, sont les ganglions axillaires, ceux de la région supraclaviculaire et ceux de la chaîne mammaire interne. Ces derniers ne sont pas visibles sur la figure I-1. Ils se situent dans les premiers espaces inter-costaux.

Une forte majorité des cancers prennent naissance dans le tissu glandulaire et pas dans n'importe quelle région du sein. En effet, 50 % des cancers du sein se situent dans le quadrant supéro-externe de la glande, 15 % dans le quadrant supéro-interne, 11 % dans le quadrant inféro-externe, 18 % au niveau du mamelon et à peine 6 % dans le quadrant inféro-interne.

2 Techniques de traitement du cancer du sein

Lorsqu'un cancer du sein est diagnostiqué, différents modes de traitement sont possibles : la chirurgie, la radiothérapie, la chimiothérapie et l'hormonothérapie.

Souvent, certains sont combinés pour une meilleure efficacité. Le choix final dépend du type de la tumeur, du degré d'extension à distance des cellules cancéreuses, de la présence de récepteurs hormonaux, de l'âge, du statut hormonal (ménopausée ou non) et de l'état général de la patiente. Un traitement typique commencerait par une mastectomie totale ou partielle, suivie d'une chimiothérapie et finalement d'une radiothérapie.

2.1 Chirurgie

Le sein étant un organe externe, la première réaction au cancer du sein a été de l'enlever pour tenter d'empêcher la progression de la maladie (mastectomie totale).

Ensuite, lorsque la radiothérapie eût montré son efficacité, la chirurgie est devenue beaucoup plus conservatrice, l'ablation de la tumeur suivie de radiothérapie prenant la place de la mastectomie totale.

2.2 Radiothérapie externe

Vers la fin des années cinquante, les équipes de radio-oncologie françaises avaient mis en évidence l'efficacité de la radiothérapie exclusive. Puis, la cobalthérapie est devenue plus populaire que la radiothérapie conventionnelle et les traitements conservateurs du cancer du sein, soit par radiothérapie exclusive, soit par radiothérapie après tumorectomie, se sont répandus à travers les centres hospitaliers.

2.2.1 Buts de la radiothérapie externe

La radiothérapie est un compromis entre les risques de complications et les risques de récurrence. Le but est de délivrer la dose au volume cible en évitant le plus possible les tissus sains environnants. Le traitement doit offrir un taux élevé de survie à long terme et un certain niveau de qualité de vie, ce qui demande un souci constant de qualité et de performance à toute l'équipe de radio-oncologie, tant chez les médecins que chez les physiciens et les techniciens.

La glande mammaire est un organe mobile et souple, sensible à la respiration, pour lequel il est difficile d'assurer une parfaite reproductibilité du fait de la forme du sein et de la proximité du poumon et du cœur, la technique de référence reste, pour la glande mammaire, l'irradiation par deux faisceaux tangentiels, (**Figure I-2**) pour lesquels la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité permet essentiellement une compensation de surface mais pas de véritable adaptation à la forme du volume cible.

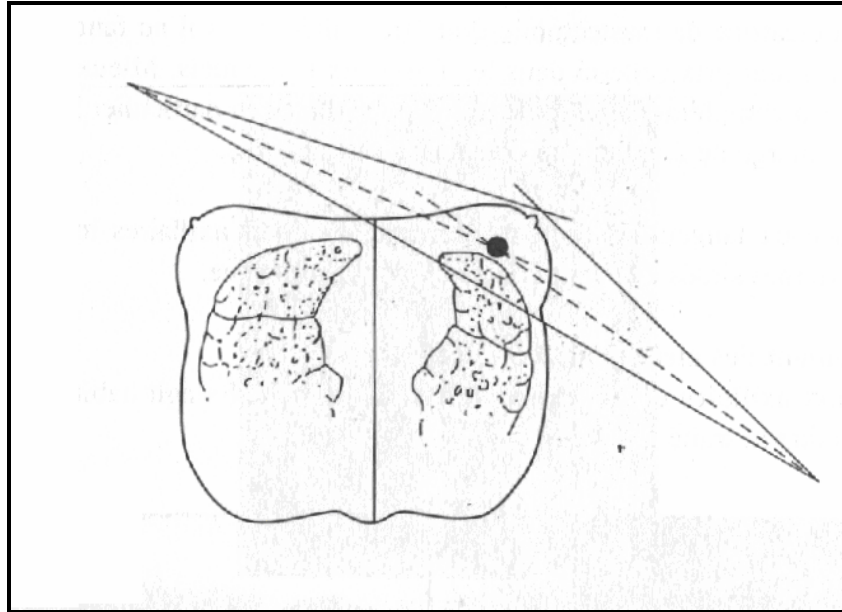


Figure I-2 : Coupe sagittale, deux faisceaux tangentiels sont utilisés dans le traitement du sein.

2.2.2 Simulation

La simulation est une étape très importante de la chaîne de traitement. C'est à ce moment que le radio-oncologue décide de la région à traiter, à la suite de quoi la majorité des paramètres de traitement seront déterminés : l'angle de bras de l'appareil, les angles de collimateur et de socle s'il y a lieu, ainsi que les grandeurs des champs de traitement.

Le simulateur :

Le simulateur conventionnel (**figure I-4**) est un appareil de radiographie de diagnostic avec lequel on peut prendre des radiographies sur film et de visualiser en temps réel l'anatomie ciblée par un système d'imagerie par fluoroscopie. Le médecin choisit, sur les films ou en fluoroscopie, la ou les régions à irradier **Figure I-3**. De plus, la table, le bras et la tête du simulateur sont faits pour imiter toutes les positions de traitement possibles avec un accélérateur linéaire ou un appareil de cobalt.

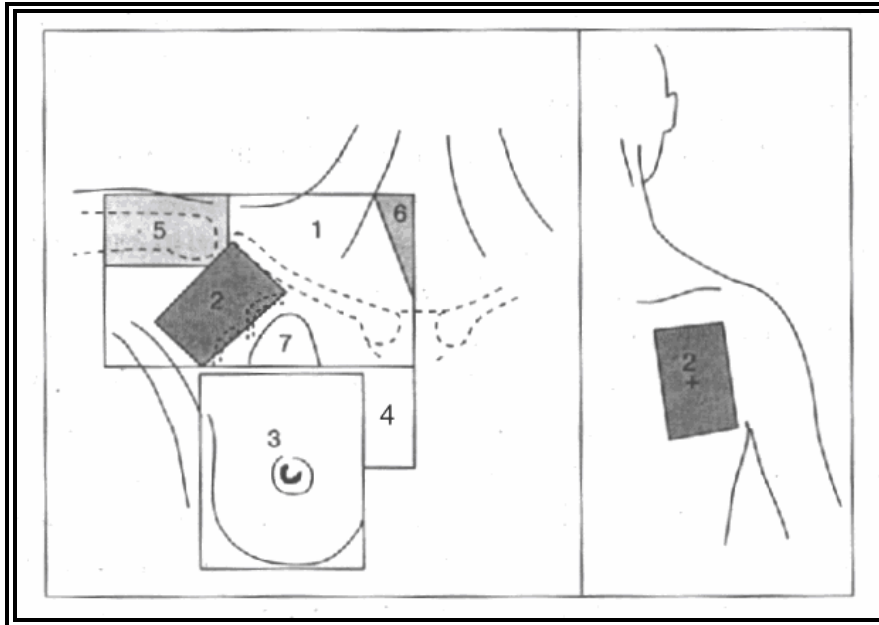


Figure I-3: Régions qui peuvent être traités dans le cas d'un cancer du sein.

- | | |
|---------------------------------|----------------------------------|
| 1- Champ axillo-susclaviculaire | 5- cache tête huméral |
| 2- Champ axillaire postérieure | 6- cache laryngé |
| 3- Champ mammaire | 7- cache pulmonaire (inconstant) |
| 4- Champ mammaire interne | |



Figure I-4 : simulateur conventionnel

Le simulateur Scanner :

Le simulateur scanner est un simulateur conventionnel au quel on a ajouté l'option tomographique, en plus de pouvoir prendre des clichés radiologiques, le simulateur scanner peut aussi prendre des coupes tomographiques bien que celles-ci ne soient pas d'aussi bonnes qualités que celles d'un scanner.

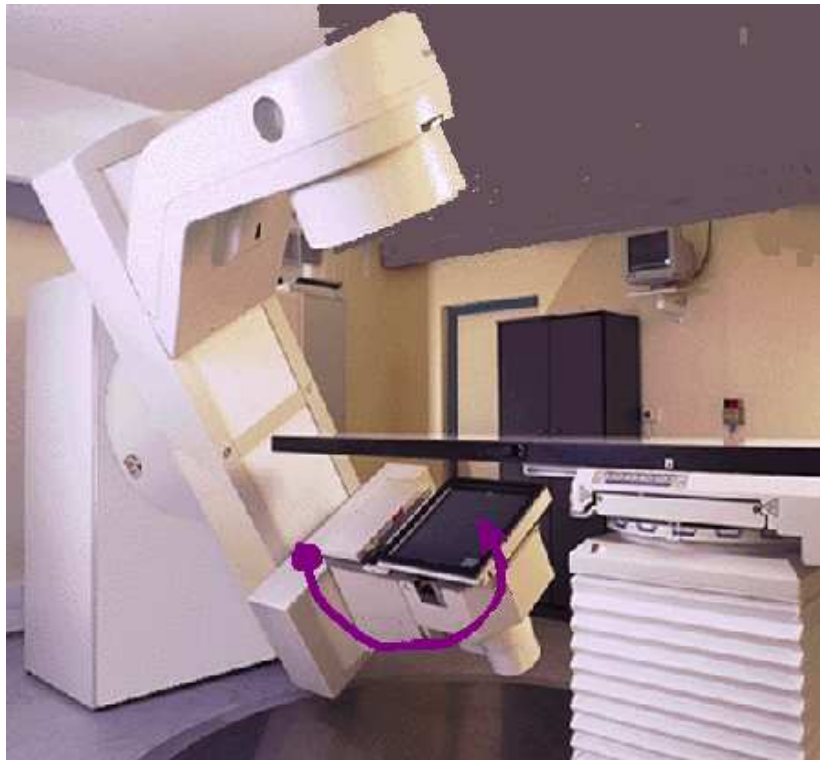


Figure I-5 : simulateur scanner

Scanner simulateur :

Depuis l'utilisation de scanners en radiothérapie, le repérage des volumes cibles (sein et aires ganglionnaires) a évolué. La préparation du traitement peut à présent être réalisée à partir de coupes tomographiques et d'une reconstruction en trois dimensions, avec ou sans marquage des faisceaux au simulateur.

Le simple fait de voir toute la glande et la position exacte des poumons et du cœur ouvre la porte à la radiothérapie conformationnelle, à l'utilisation des histogrammes dose-volume et à un calcul dosimétrique tenant compte des hétérogénéités



Figure I-6 : scanner simulateur

Les accessoires de positionnement et position de la patiente :

Afin d'assurer une bonne reproductibilité de la position de traitement, plusieurs accessoires peuvent être utilisés. Pour la radiothérapie du sein, le principal accessoire est le plan incliné, telle qu'illustré sur la **figure I-7**



Figure I-7 : plan incliné

La patiente est positionnée en décubitus dorsal sur le plan incliné. Ce dernier est muni de supports pour la tête et pour les bras. Chaque accessoire du plan peut être placé à une multitude d'endroits, ce qui permet d'adapter le plan à toutes les anatomies. Le bras du côté traité doit être placé au-dessus de la tête pour ne pas qu'il se retrouve dans le chemin des faisceaux. Une bonne partie du plan incliné est faite d'une grille de carbone plutôt que de bois ou de métal pour que les rayonnements ne soient pas atténués. L'angle du plan peut varier entre 5 et 20 degrés. Il est déterminé individuellement selon la pente du thorax. Le but du plan

incliné est de rendre la partie antérieure du thorax parallèle à la table de traitement. Ainsi, l'angle du collimateur sera proche de zéro, ce qui évite de bloquer une partie du champ de traitement, qui autrement irradierait inutilement le poumon. D'un point de vue plus clinique, le plan incliné permet de faire tomber le sein en inférieur, rendant sa position plus reproductible d'une fraction à l'autre et l'éloignant de la tête.

Finalement, un coin de plastique et parfois un bloc de mousse sont placés sous les genoux pour éviter que la patiente glisse sur le plan incliné. La position de traitement est plus confortable, ce qui garantit une meilleure reproductibilité. **La figure I-8** montre une patiente en position de traitement



Figure I-8 : malade en décubitus dorsal sur un plan incliné

2.2.3 Radiobiologie

La radiobiologie influence les relations entre le résultat clinique, le contrôle tumoral, la toxicité liée au traitement, les caractéristiques du traitement ainsi que celles du patient. Il peut y avoir de grosses variations d'un organe à un autre, d'où l'importance de comprendre la radiobiologie des doses utilisées typiquement pour le cancer du sein, ce qui permettra d'optimiser les traitements de radiothérapie.

En radiothérapie, le but visé est de détruire toutes les cellules cancéreuses évitant d'excéder la tolérance des tissus sains (ne pas tuer trop de cellules saines). La survie des cellules pour une certaine dose délivrée a donc une grande importance. Pour la déterminer, des pétries contenant un nombre connu de cellules sont irradiés. Les cellules qui survivent se multiplient et le nombre de colonies recensées en fonction d'une dose donnée est porté en graphique, ce qui donne une courbe de survie.

2.2.4 Dose prescrite

Évidemment, la dose prescrite et le fractionnement utilisé dépendent de plusieurs facteurs.

- Lorsqu'une tumorectomie a eu lieu (c'est-à-dire, chirurgie partielle), la radiothérapie sert à stériliser le lit tumoral et toutes les microlésions potentielles non détectables par les méthodes actuelles. La prescription standard est de 50 Gy à mi-plan dans le sein, en 25 fractions, au rythme de 5 fractions par semaine [2]. Et un surdosage de 9 à 15 Gy au lit tumoral est souvent prescrit. Il est réalisé en électron-thérapie ou en curiethérapie et à défaut par 2 tangentiels réduits. Les aires ganglionnaires peuvent aussi être traitées, mais la tendance actuelle est de le faire seulement en cas d'envahissement ganglionnaire axillaire, de tumeurs rétromamelonnaires et internes. Pour un envahissement limité des ganglions, il n'y a pas d'irradiation de ceux-ci, ce qui réduit les risques de « gros bras » par lymphoedème et de lésion du plexus brachial.
- Lorsqu'il s'agit d'une mastectomie (chirurgie totale), l'irradiation est indiquée pour stériliser les atteintes microscopiques de la paroi thoracique à la dose de 50 Gy en 25 fractions au rythme de 5 séances par semaine.

2.2.5 Volume cible et marges

La définition d'un volume cible à traiter est décrite dans les rapports ICRU 50 et 62 [3,4]. Le GTV (*Gross Tumor Volume*) correspond au volume tumoral macroscopique, directement palpable ou visible par imagerie. Le volume cible clinique CTV (*Clinical Target Volume*) englobe la tumeur plus une certaine marge pour couvrir les extensions microscopiques de la maladie. Le ITV (*Internal Target volume*) qui tient compte du positionnement des malades, en relation avec les moyens de contention. Finalement, le volume cible planifié (*Planning Target Volume*) est le volume sur lequel est basé le traitement. Il comprend le CTV et une marge suffisante pour tenir compte des erreurs de positionnement, de mouvement de la

patiente, de reproductibilité et de la chaîne de traitement (simulation, planification et traitement), sans oublier celles provenant de la mécanique de l'appareil et de l'imagerie.

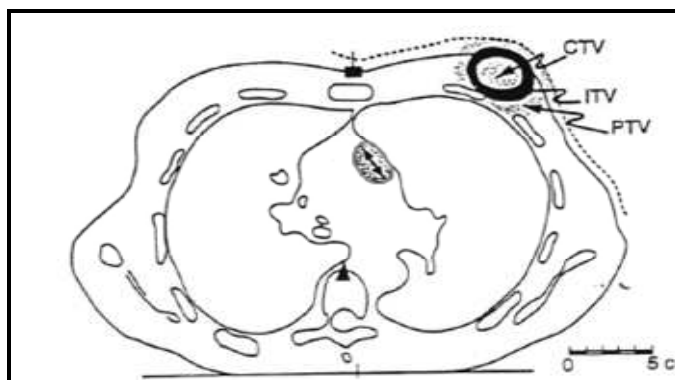


Figure I-9 : Coupe sagittale, illustrant les volumes cible CTV, ITV et PTV entourant une masse tumorale (GTV) prélevée au niveau du sein.

Dans la technique bidimensionnelle, décrite dans le rapport ICRU 29 [5], aucun volume cible n'est tracé par les radio-oncologues. La cible est le sein en entier ; il n'y a aucune conformité au lit tumoral, même lors du surdosage, qui lui est basé sur la cicatrice à la peau et parfois sur les clips mis par le chirurgien dans le lit tumoral. Le radio-oncologue trace simplement les limites des champs de traitement sur la peau de la patiente. Ces limites tiennent déjà compte des erreurs, ce qui constitue un PTV. Il n'y a ni GTV ni CTV tracé.

ICRU Rapport 29 : 1971-1993	ICRU Rapport 50 : 1993-1999 (Présent)	ICRU Rapport 62 : 1999 (Présent)
Volume cible	GTV, CTV, PTV	GTV, CTV, ITV, PTV
Volume Traité, Volume irradié et organes à risque	Volume Traité, Volume irradié et organes à risque	Volume Traité, Volume irradié et organes à risque
Point chaud (Région en dehors du volume cible qui reçoit plus de 100% de la dose prescrite au volume cible) (au moins 2 cm ² de surface)	Point chaud (Volume en dehors PTV qui reçoit plus de 100% de la dose prescrite au PTV) (>15mm de diamètre)	Point chaud (Volume en dehors PTV qui reçoit plus de 100% de la dose prescrite au PTV) (>15mm de diamètre)
Hétérogénéité de dose (aucune valeur n'est donnée)	Hétérogénéité de dose (+7% - 5% de la dose prescrite)	Hétérogénéité de dose (+7% - 5% de la dose prescrite)

Tableau I-1 [6] : Définition des Volumes et recommandations de l'ICRU 29,50 et 62

2.2.6 Organes à risque et complications

Les rayons gamma et X atteignent la tumeur, mais aussi les cellules saines. Évidemment, le fractionnement choisi privilégie les cellules saines, qui possèdent la résistance et la capacité

de récupération, contrairement aux cellules cancéreuses qui ne peuvent se régénérer et meurent, mais les cellules saines sont tout de même affectées par la radiation. Les principaux organes à risque lors de la radiothérapie du sein sont la peau, les poumons, la cage thoracique, le cœur et le sein controlatéral.

À ces organes à risque sont associés plusieurs effets secondaires pouvant apparaître pendant ou après le traitement de radiothérapie, en plus de la fatigue physique et morale provenant du stress causé par le diagnostic, des consultations et des divers traitements qu'une patiente reçoit.

Peau :

Après deux semaines de traitement, la plupart des patientes ont des réactions cutanées. Cette rougeur de la peau, appelée érythème, est similaire à un coup de soleil. Souvent de grade 1 ou 2, elle varie selon la carnation naturelle de chaque patiente, cela peut aller jusqu'à un grade III voire IV.

Poumons :

Le poumon est un organe très sensible à la radiation et sa tolérance sera meilleure lorsque seulement une petite partie du volume pulmonaire est irradiée ou si la dose est délivrée en plusieurs fractions avec une dose par fraction aux environs de 2 Gy. Ces deux conditions sont respectées lors de la radiothérapie du sein. Cependant, une certaine quantité de poumon est volontairement irradiée.

Car le but est de traiter toute la glande, et éviter totalement le poumon créerait des régions de tissu mammaire non traitées près du sternum et de l'aisselle. Il faut être prudent sur la quantité de poumon dans les champs de traitement, car augmenter un peu l'épaisseur de poumon traitée augmente de beaucoup le volume.

Malgré que le poumon soit volontairement irradié, les risques de complications à cet organe sont très faibles. Deux problèmes peuvent se manifester au niveau pulmonaire : rapidement après l'irradiation, une pneumonie radique peut apparaître, et plus tardivement, une fibrose radique.

La majorité de l'expérience actuelle en ce qui concerne les relations dose-volume proviennent de combinaisons de doses et de volumes très différentes de celles rencontrées en radiothérapie de conformation tridimensionnelle. Une étude de l'organisation européenne pour la recherche et le traitement du cancer procède autrement, soit en regardant la fraction relative du volume

pulmonaire recevant une dose totale supérieure à 25 Gy. L'argument est que la dose moyenne au poumon est un bon prédicteur des risques de pneumonie radio-induite. Les poumons sont vus comme un seul organe ; plus la dose moyenne aux poumons augmente, plus le risque de pneumonie radio-induite est élevé. La valeur de 25 Gy a été choisie selon Armstrong *et coll.*, qui ont tenu compte des hétérogénéités dans leur calcul de dose. Si le volume total des deux poumons est noté V_{tot} et que le volume recevant plus de 25 Gy est noté V_{25} (volume à risque de pneumonie), le ratio V_{25}/V_{tot} est le volume relatif recevant plus de 25 Gy.

Cœur, sein controlatéral et cage thoracique

Le coeur contribue rarement à la toxicité lors de la radiothérapie du sein. Cependant, comme les patientes traitées peuvent vivre très longtemps après avoir été traitées et que les complications cardiaques comme des lésions du péricarde ou du myocarde apparaissent tardivement, le coeur doit être épargné dans la mesure du possible. Le problème ne se pose que pour le traitement du sein gauche.

Les côtes situées dans le champ de traitement sont affaiblies par la radiation. Elles peuvent casser à la suite d'un léger choc, même si la probabilité de fracture n'est que de 5 % à 5 ans pour une dose de 50 Gy sur un tiers de la cage thoracique. Pour une prescription normale de radiothérapie, les risques de fractures sont faibles, sauf si certaines côtes se retrouvent dans une région de surdosage.

Finalement, le sein controlatéral reçoit de la dose diffusée, surtout provenant de l'appareil. Ainsi, tout ce qui est placé entre le sein traité et le faisceau engendre du diffusé supplémentaire à prendre en considération, puisque cette dose délivrée inutilement peut induire le cancer dans le sein non traité.

Evaluation d'un plan de traitement

Un plan de traitement peut être évalué à l'aide de différents outils. Le plus utile est l'histogramme dose-volume ou DVH qui permet d'appréhender :

- les doses reçues par le volume prévisionnel (PTV),
- les doses reçues aux tissus sains,
- les proportions du volume cible recevant une dose sub-optimale,
- les proportions des tissus sains recevant une dose excessive.

II Interactions rayonnement matières et dosimétrie

1. Atténuation des photons dans la matière

Pour qu'un rayonnement puisse avoir un effet biologique sur le tissu, il faut qu'il ait un pouvoir d'ionisation. Mais si les particules chargées sont directement ionisantes, les particules neutres, elles, le sont indirectement, car ce n'est pas le photon primaire qui va ioniser la matière mais c'est plutôt l'unique électron, libéré au cours de l'interaction, qui va déposer de l'énergie tout au long de son parcours et par conséquent ioniser la matière.

Les photons gamma et les rayons X sont atténués en traversant la matière soit en lui transférant de l'énergie (ionisation de la matière) par interaction photoélectrique, effet Compton et création de paires soit sans transfert d'énergie à la matière (pas d'ionisation de la matière) par diffusion Rayleigh.

Si on prend un faisceau de photon unidirectionnel et mono énergétique, dont l'intensité de départ « I_0 » est connue et on place un matériau atténuateur perpendiculairement à sa direction tout en variant son épaisseur « x » et on place un détecteur derrière le matériau atténuateur pour mesurer l'intensité « I » transmise sans tenir compte des photons diffusés comme le montre **la figure II-1**, l'expérience montre que l'intensité « I » transmise est donnée par la relation :

$$I = I_0 \cdot \text{Exp} [- (\mu \cdot x)] \quad (\text{II-1})$$

$$\text{Log} (I / I_0) = (- \mu \cdot x)$$

On traçant la courbe $\text{Log} (I / I_0)$ en fonction de x on obtient une droite comme illustrer dans **la figure 1**

μ : est appelé facteur d'atténuation il dépend de l'énergie du faisceau incident ainsi que du matériau atténuateur.

Souvent on parle plutôt du facteur d'atténuation massique μ / ρ ou ρ est la densité volumique du matériau atténuateur.

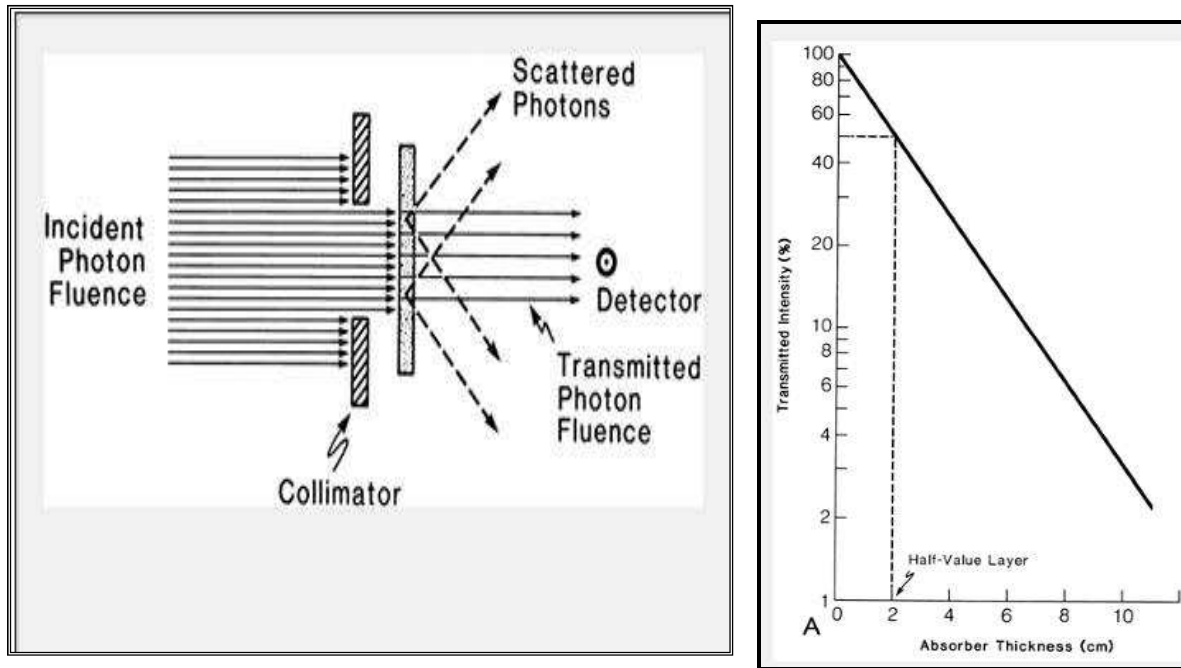


Figure II-1 [7] : Illustration du dispositif expérimental et de la droite exprimant l'intensité transmise par un faisceau de photon en fonction de l'épaisseur du matériau atténuateur dans une présentation semi-logarithmique.

Au cours de l'interaction des photons incidents avec la cible, une partie de leur énergie sera transmise aux électrons des atomes qui constituent la cible sous forme de l'énergie cinétique on définit alors le **coefficient de transfert d'énergie** μ_{tr} :

$$\mu_{tr} = \mu \cdot E_{tr} / h\nu \quad (II-2)$$

$h\nu$: est l'énergie du photon incident

E_{tr} : est l'énergie moyenne transférée par chaque photon aux électrons de la cible.

La plupart de l'énergie transmise à l'électron sera absorbée localement par collision et une partie sera emportée par des rayonnements Bremsstrahlung et ne sera pas prise en compte dans l'énergie absorbée localement, on définit alors le **coefficient d'absorption d'énergie**

μ_{ab} ou μ_{en} :

$$\mu_{ab} = \mu_{tr} (1 - g) \quad (II-3)$$

g : est la fraction d'énergie moyenne perdue par chaque électron par Bremsstrahlung.

Par exemple dans le plomb, pour un photon d'énergie de 10Mev on a : $g = 0.26$ et

$$\mu_{ab} = 0.74 \mu_{tr} \quad [8]$$

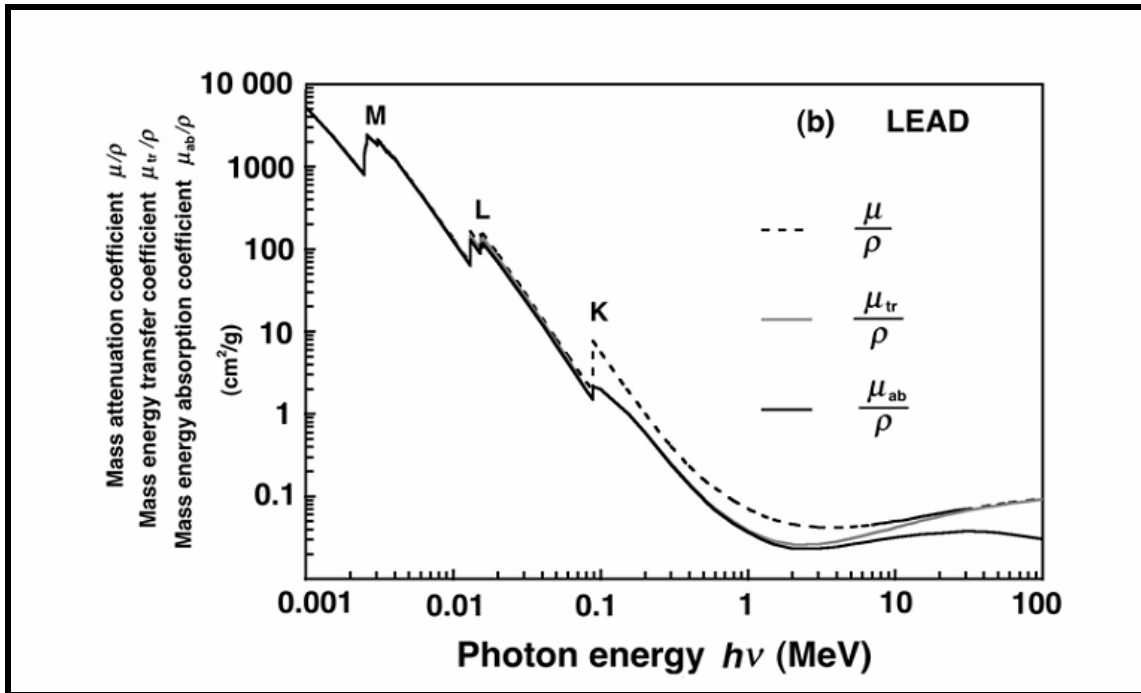


Figure II-2 : [8] facteur d'atténuation, coefficient de transfert d'énergie et coefficient d'absorption d'énergie dans le plomb (Lead) .

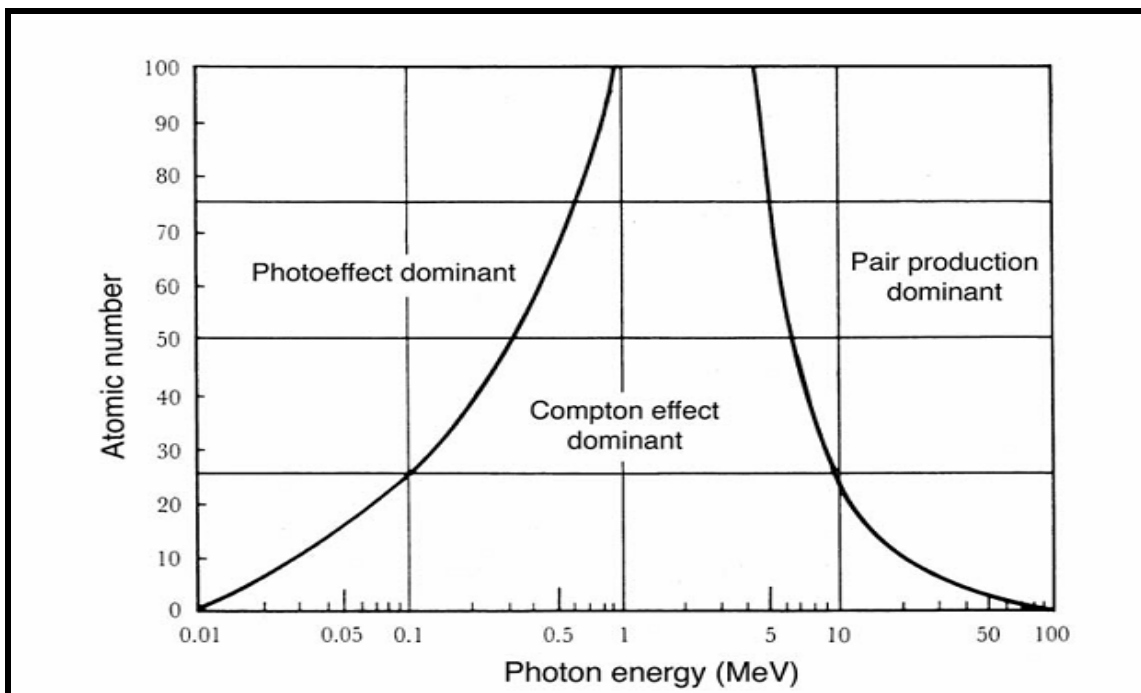


Figure II-3 [9]: Illustration montrons les régions où il y a prédominance des trois types d'interaction effet photoélectrique, effet Compton et création de paires, les abscisses représentent l'énergie des atomes incidents, et les ordonnées le nombre atomique des atomes cibles.

2 Dosimétrie

2.1 La dose absorbée

Après la découverte des rayons **X** par **Röntgen (1895)** et de la radioactivité naturelle par **Becquerel (1896)**, on a constaté que ces rayonnements ont un effet destructeur sur les cellules et on a commencé alors à les utiliser dans le traitement des tumeurs. Seulement pour rendre le traitement plus scientifique il fallait normaliser la façon de traiter les patients et quantifier les rayonnements à délivrer. Dans ce but l'International Commission on Radiation Units (**ICRU**) a vu le jour au cours du premier congrès international de radiologie en 1925. Et depuis l'ICRU a publié des recommandations et a défini des unités qui sont les références en radiothérapie. Plus tard cette organisation portera le nom de « **International Commission on Radiation Units and Measurements** » mais gardera toujours l'abréviation de **ICRU**.

Les effets biologiques des rayonnements sur les tissus sont d'autant plus grands que la durée d'irradiation est grande, il fallait alors définir une « quantité physique » accessible par la mesure qui peut lier les effets biologiques causés aux tissus aux quantités de rayonnements qui leur sont transmises. Depuis 1950 l'ICRU a introduit la notion de dose absorbée « **D** » qui représente l'énergie moyenne **dE** transmise par une radiation ionisante à une masse **dm** de matière. [10]

$$\mathbf{D} = \mathbf{dE}/\mathbf{dm} \quad (\text{II-4})$$

dE : Energie déposé

dm : la masse du volume où dE est déposé.

L'unité de la dose absorbé est le Gray « **Gy** » égale au **(J/Kg)**.

L'expérience a montré que si deux rayonnements (gamma, électron ou rayon X) de haute énergie déposent la même dose sur un tissu on aura les mêmes effets biologiques sur le même tissu, mais si des particules lourdes comme les protons et les neutrons déposent une même dose sur un tissu que des rayonnements gammas, rayons X ou des électrons l'effet biologique sur le tissu n'est pas le même. Les particules lourdes ont un effet plus destructeur [11, 12, 13]

2.2 Mesure de la dose absolue

La calorimétrie reste le seul moyen direct pour mesurer la dose absorbée [14], les laboratoires qui ont la capacité de mesurer directement la dose sont appelés les laboratoires primaires. Ils étalonnent toutes les chambres d'ionisation utilisées dans les services de radiothérapie de façon directe ou indirecte (Les laboratoires appelés secondaires étalonnent leurs chambres dans les laboratoires primaires puis étalonnent à leur tour celles des centres de radiothérapies).

Pour mesurer la dose dans un service de radiothérapie, on utilise une chambre d'ionisation étalonnée. Les chambres d'ionisation possèdent une cavité d'air, ou se crée des paires d'électrons-ions, une fois traversés par les rayonnements. En théorie on peut estimer la dose D déposée à l'intérieur de la cavité par la relation [9] :

$$D = \frac{Q}{m} \left[\frac{W_{\text{Cavité}}}{e} \right] \quad (\text{II-5})$$

Q : est la charge totale d'électrons collectée dans la cavité.

m : la masse totale de l'air qui se trouve à l'intérieur de la cavité.

$W_{\text{cavité}}$: énergie moyenne nécessaire pour créer une paire d'électron-ion à l'intérieur de la cavité.

e : la charge d'un électron.

En pratique, il est très difficile d'évaluer exactement la charge totale collectée à l'intérieur de la cavité de la chambre. Cette charge dépend de la polarité appliquée à la chambre et des recombinaisons électrons-ions. En plus les mesures avec les chambres d'ionisations se font à l'intérieur d'un fantôme d'eau, qui est un milieu différent de l'air de la cavité de la chambre et des matériaux qui la constitue. Tous cela rend impossible la mesure directe de la dose à partir de la charge collectée par la chambre d'ionisation. Pour mesurer exactement la dose, la méthode consistera alors à relier la charge collectée à l'intérieur de la chambre à une quantité dosimétrique fournie par un laboratoire primaire.

Pour mesurer la dose, on utilise les protocoles recommandés par L'AGENCE INTERNATIONALE A L'ENERGIE ATOMIQUE (AIEA) dans ses rapports : **TRS 277 [15]** en utilisant une chambre étalonnée en termes de débit de kerma dans l'air et **TRS 398 [16]** en utilisant une chambre étalonnée en termes de débit de dose dans l'eau.

2.3 Caractérisation des faisceaux photons

Les photons de hautes énergies utilisés en radiothérapie sont essentiellement des rayonnements de cobalt 60, qui est une source radioactive de milliers de curies, ou des rayons X générés par des accélérateurs linéaires (des électrons sont accélérés puis projetés sur une cible, ils interagissent alors avec les noyaux de la cible en émettant un spectre de rayons X (**Bremsstrahlung**) voir **figure II-4** [7])

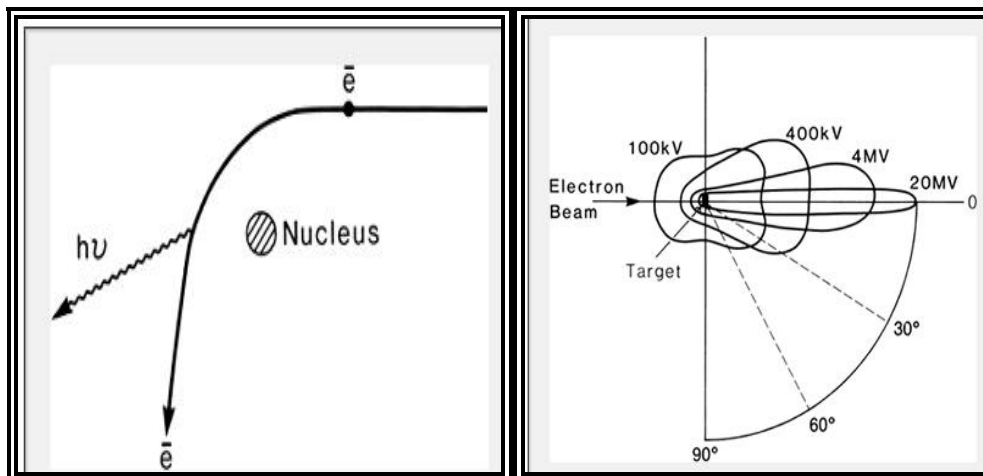


Figure II-4 : illustration de la diffusion d'un photon de Bremsstrahlung induit par l'interaction de l'électron incident avec un noyau de la cible et de l'angle de diffusion de ce photon en fonction de l'énergie cinétique des électrons (tension (volt) appliquée à l'accélération de cet électron).

Comme le montre la **Figure II-4** les photons de hautes énergies (4MV-20MV) sont essentiellement diffusés vers l'avant (des simulations par Monte Carlo (EGS) peuvent donner une distribution angulaire de particules émises) [17].

Les faisceaux de rayonnements générés par les appareils de traitements sont divergents, il est essentiel de savoir comment ils déposent la dose dans un fantôme d'eau **Figure II-5**. La distribution de la dose sur l'axe du faisceau, $D(z)$, et hors de son axe, $D(x,y)$, est variable d'un rayonnement à un autre, ce qui caractérise chaque rayonnement.

On parlera alors de rendement de dose en profondeur ou PDD l'acronyme de « Percent depth dose » quand on mesure la dose sur l'axe du faisceau $D(z)$.

On parlera de profils quand on mesure la dose hors de l'axe du faisceau.

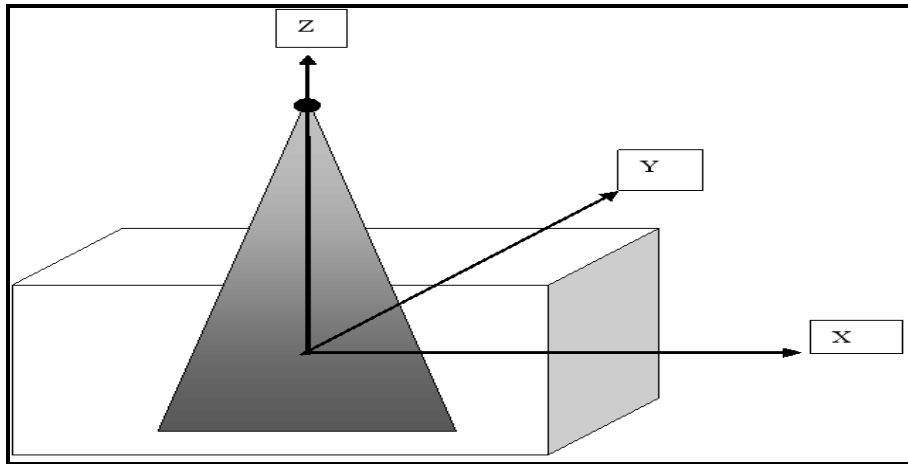


Figure II-5 : En traversant un fantôme d'eau le rayonnement dépose la dose différemment sur son axe (Axe Z), PDD et hors son axe (Axe X,Y) Profils.

2.3.1 Rendement de dose en profondeur « PDD »

Le faisceau de photons dépose de la dose au fur et à mesure qu'il traverse un fantôme d'eau **Figure II-5** (l'eau est le milieu de référence pour la mesure de la dose. Pour estimer la distribution de la dose dans le corps humains, il suffit de tenir compte des différentes densités os, air, poumon...). Cette dose augmente à partir de la surface jusqu'à atteindre un maximum de dose à une certaine profondeur (Z_{max}), qui dépend de la fluence énergétique du faisceau, puis elle recommence à diminuer à cause de l'atténuation du faisceau.

On appelle le rendement en profondeur ou PDD à une profondeur « z » le rapport :

$$\text{PDD} (Z) = [D(Z) / D(Z_{max})] * 100 \quad (\text{II-6})$$

$D(Z_{max})$: la dose à la profondeur Z_{max} le long de l'axe

$D(Z)$: la dose à une profondeur Z

Les PDD dépendent de la distance Source-Surface de fantôme et des dimensions du faisceau. Des **PDD** pour différentes énergies de photons (cobalt et rayons X) pour un champs $10 \times 10 \text{ Cm}^2$ et une distance source-fantôme égale 100 Cm sont représentés sur la **Figure II-6**.

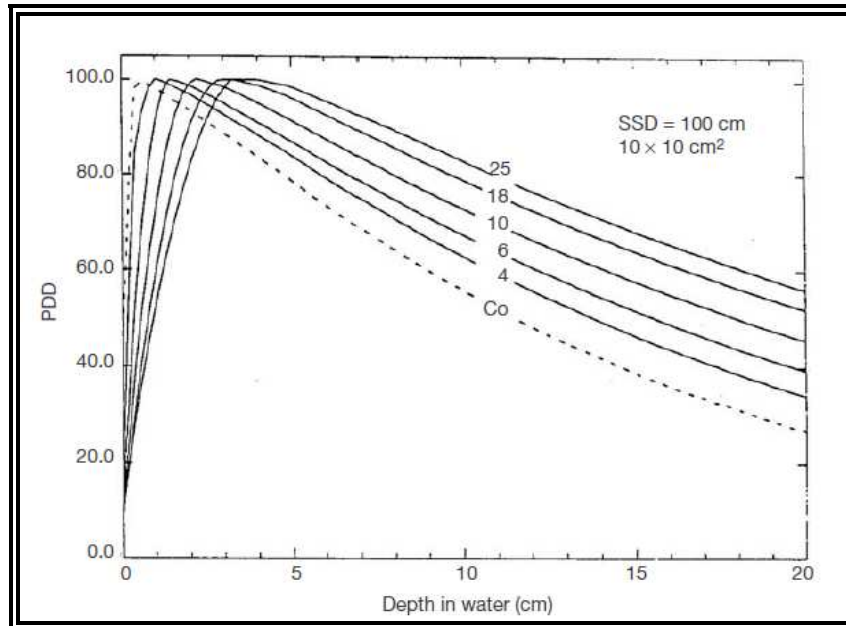


Figure II-6 [12] : PDD pour différentes énergies de photons (cobalt et rayon X) après la région de l'équilibre électronique plus l'énergie des photon est grande plus les PDD sont important.

2.3.2 Profils

On appelle profils (X,Y,Z) le rapport :

$$\text{Profil}(X,Y,Z) = [D(X, Y, Z) / D(Z_{\max})] * 100 \quad (\text{II-7})$$

$D(Z_{\max})$: la dose à la profondeur Z_{\max} sur l'axe centrale ($X=0, Y=0$)

$D(X, Y, Z)$: la dose à la position X,Y et Z ou Z est la profondeur.

Les profils sont mesurés à plusieurs profondeurs dans l'eau. Comme les PDD, les profils dépendent de la distance Source-Surface de l'eau et des dimensions du faisceau.

Généralement on mesure les profils dans une direction bien choisi, profil($X=0, Y$) ou Profil($X, Y=0$).

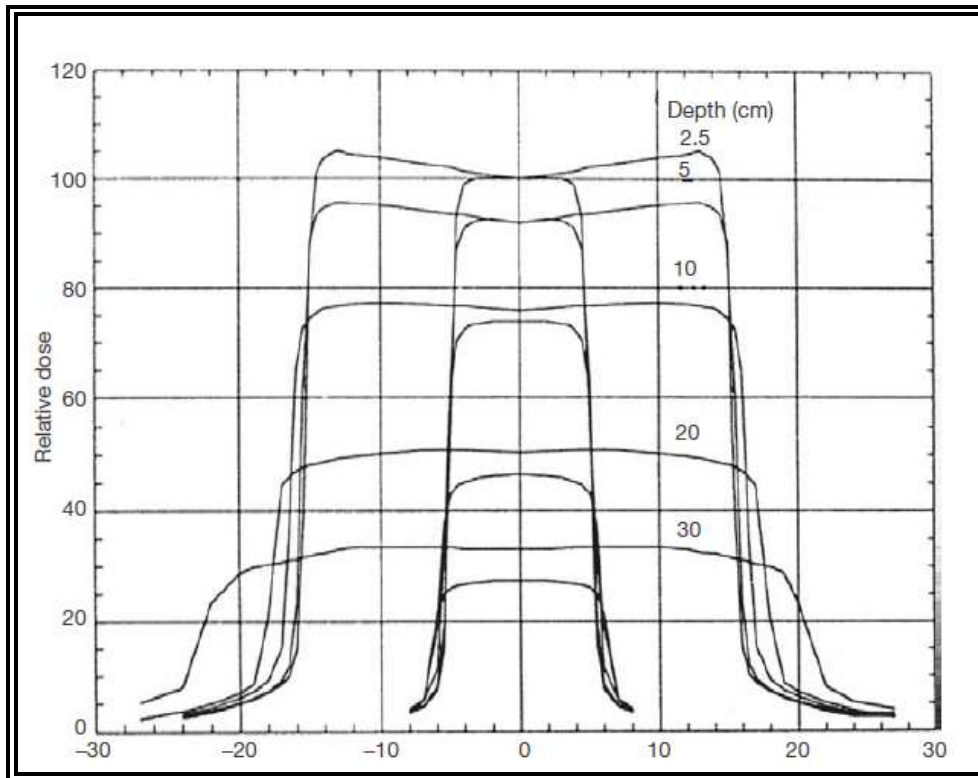


Figure II-7 : [12] Profils d'un faisceau de 10 MV pour des champs de 10 x 10 Cm x Cm et 30 x 30 Cm x Cm à des profondeurs 2.5(Max), 5, 10, 20, 30 Cm

En radiothérapie on a souvent recours à des modificateurs de faisceaux essentiellement des filtres en coin qui sont des plaques en plomb, ou en alliage, qui présentent une variation linéaire d'épaisseur, de telle façon que le faisceau de photon est de plus en plus atténué par les régions épaisses du filtre en coin. Bien sur ces filtres en coin provoquent des modifications des PDD et du profils, les nouveaux TPS modélisent les PDD et les Profils « Filtrés » à partir des PDD et profils « non Filtrés ».

2.4 Modélisation des PDD et Profils des Filtres en coin

Si les anciens systèmes de planification de dose TPS (traitement planing system), utilisés dans les services de radiothérapie calculaient la dose absorbée en utilisant les valeurs tabulées des PDD et des profils en recourant à l'interpolation pour les valeurs intermédiaires, les nouveau TPS essayent plutôt de modéliser ces PDD et ces profils par des fonctions pour un calcul plus direct de la dose sans recourir à des tableaux.

2.4.1 Faisceau de cobalt 60

Le faisceau de cobalt est constitué de photons gamma d'énergie, 1.17 MeV et 1.33 MeV, et d'intensités égales, en traversant le filtre ses raies sont atténuées tel qu'on a :

$$N = N_0 * \text{Exp}(-\mu x) \quad (\text{II-8})$$

N : Est le nombre de photons Transmis à travers le filtre.

N₀ : Est le nombre de photons incidents.

μ : Est le facteur d'atténuation du filtre.

x : L'épaisseur du filtre.

Puisque la dose déposée par le faisceau est proportionnelle au nombre de photons incidents, μ est mesuré en mesurant la dose avec ou sans la présence du filtre. $D/D_0 = N/N_0$

La fluence énergétique du faisceau de cobalt est très peu modifiée par la présence du filtre, les rendements en profondeurs avec et sans filtres sont presque identiques. Les profils filtrés sont calculés à partir des profils non filtrés juste en utilisant l'atténuation à travers les filtres.

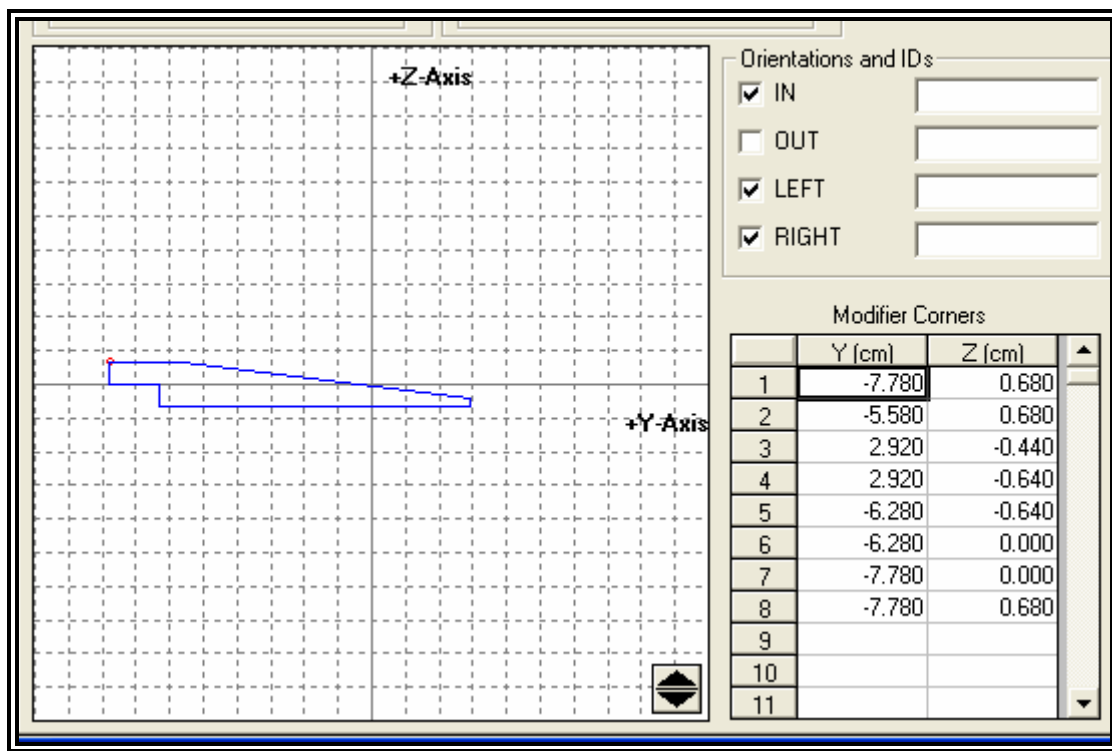


Figure II-8 : Illustration d'un filtre de cobalt 60 introduit dans un TPS (Theraplan Plus du service de Radiothérapie du centre Pierre et Marie Curie D'Alger) avec les coordonnées de tous les segments composant le filtre.

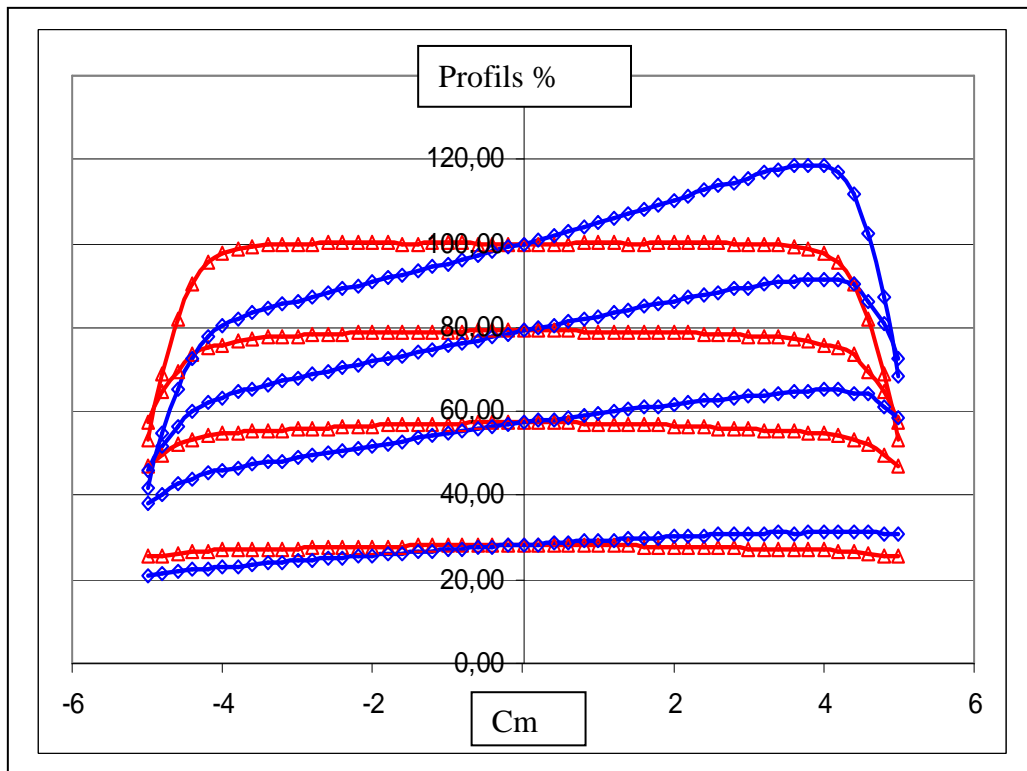


Figure II-9 : Profils filtrés calculés par le TPS (modélisé par le TPS) à partir des profils non filtrés de Cobalt 60 en utilisant le facteur atténuation du filtre en coin pour différentes profondeurs 0.5, 5, 10 et 20 cm, les PDD sont Identique (axe des ordonnés).

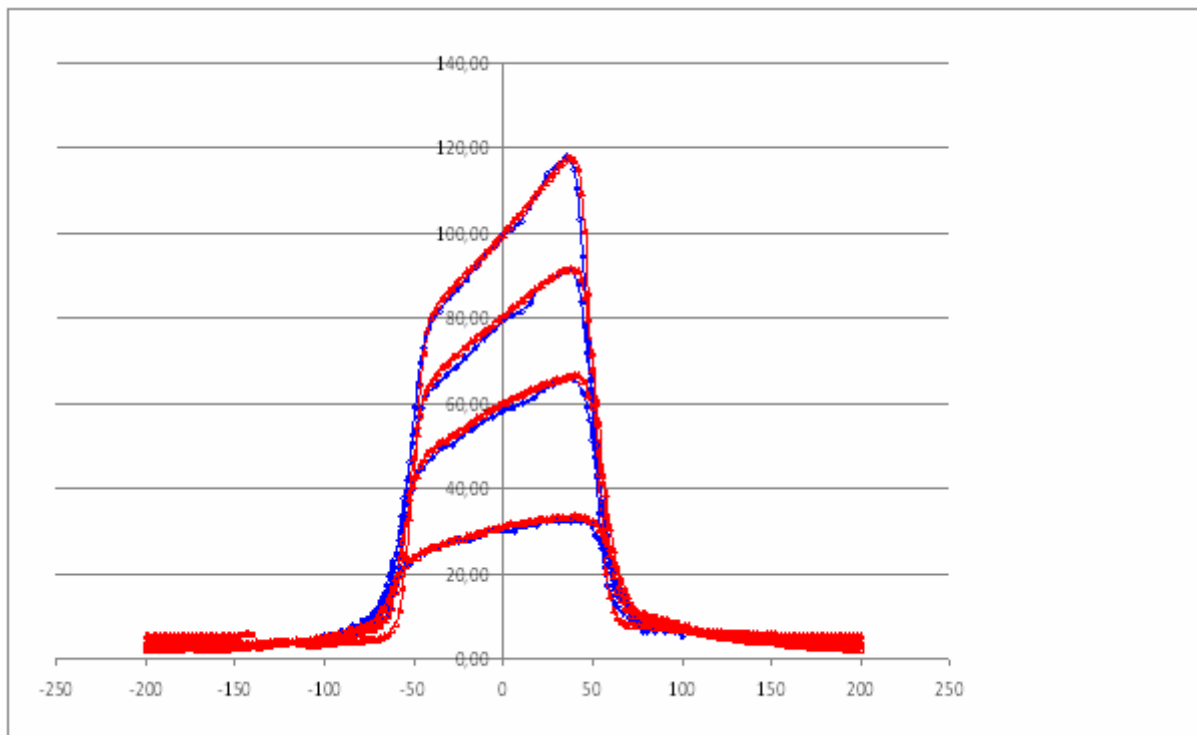


Figure II-10 : Comparaison des profils (%) filtrés mesurés à ceux calculés par le TPS (Theraplan plus CPMC) en fonction de la distance hors axe (mm) (Modélisés par le TPS) pour différentes profondeurs 0.5, 5, 10 et 20 Cm, respectivement de haut en bas.

2.4.2 Faisceau de rayons X d'un accélérateur linéaire

Les rayons X d'un accélérateur présentent une différence majeure par rapport aux rayons gamma du Cobalt60: c'est un spectre de photons dont l'énergie varie de zéro jusqu'à une énergie max, qui correspond à l'énergie cinétique des électrons accélérés. Ses spectres peuvent être modélisés par la méthode Monte Carlo (EGS) Electron Gamma Shower. [17, 18, 19, 20]. La fluence énergétique n'est pas la même sur l'axe central et lorsqu'on s'éloigne de cet axe. L'énergie moyenne des photons diminue au fur et à mesure qu'on s'éloigne de l'axe central. On dit que le faisceau est dur sur l'axe central du faisceau et mou en dehors de cet axe.

Radial distance	$E(\text{Nominal})$ (MV): $\langle E \rangle / E(\text{Nominal})$:	Mean energy				
		4	6	10	15	24
0-2		1.51 ± 0.06	1.92 ± 0.02	2.97 ± 0.15	4.11 ± 0.08	6.30 ± 0.13
2-3		1.41 ± 0.06	1.91 ± 0.02	2.88 ± 0.12	3.94 ± 0.04	5.97 ± 0.18
3-5		1.38 ± 0.03	1.88 ± 0.02	2.80 ± 0.06	3.88 ± 0.04	5.81 ± 0.06
5-10		1.34 ± 0.01	1.81 ± 0.02	2.52 ± 0.03	3.58 ± 0.04	5.33 ± 0.05
10-15		1.27 ± 0.01	1.69 ± 0.02	2.23 ± 0.02	3.28 ± 0.03	4.68 ± 0.05
15-20		1.17 ± 0.01	1.51 ± 0.02	1.92 ± 0.02	3.03 ± 0.03	3.95 ± 0.04

Tableau II-1 : Energie moyenne pour plusieurs faisceaux de photons mesurée à 100 Cm de la source et à une distance radiale R (Cm) de l'axe central [17].

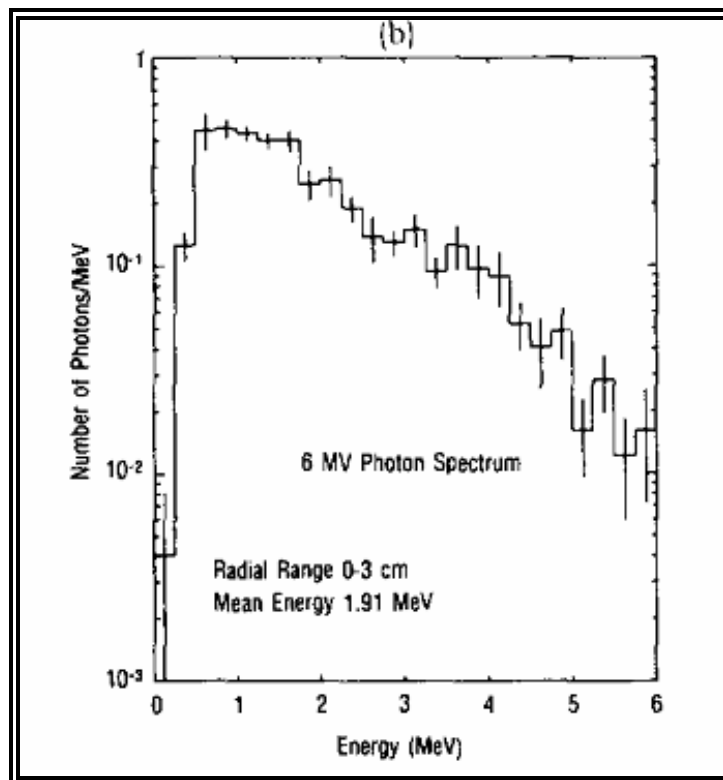


Figure II-11 : Fluence spectrale d'un faisceau de photon de 6MV [17]

La figure II-2 montre que les photons de basses énergies sont plus atténués que ceux de hautes énergies en traversant un matériau lourd comme le plomb, alors l'énergie moyenne des photons transmise sera plus grande que l'énergie moyenne des photons incidents. On dit qu'il y a durcissement du spectre et puisque l'énergie moyenne des photons transmis à travers le filtre en coin est plus grande que s'il n'y avait pas de filtres alors les PDD filtrés sont plus grand que les PDD non Filtrés **Figure II-6**, ce qui est confirmé par la mesure **Figure II-12**.

Donc pour modéliser les PDD dans le cas de l'utilisation des filtres en coin il faut tenir compte de ce durcissement du spectre, un PDD(Z') mesuré à une profondeur Z' sans la présence du filtre, sera égale à un PDD(Z) mesuré à une profondeur Z avec la présence du filtre, Z est plus grande que Z' , on définit alors un coefficient de durcissement C_{dur} telque :

$$Z' = Z * (1 - C_{dur} * E_p) \quad (II-9)$$

E_p est l'épaisseur du filtre sur l'axe du faisceau où on calcule le PDD.

Dans l'équation (II-9), les profondeurs Z et Z' correspondent à un même pourcentage de dose. C_{dur} peut être alors déterminé de l'équation (II-9), en remplaçant dans cette même équation les valeurs mesurées de Z' pour un (PDD= 50%) sans la présence du filtre et de Z pour un (PPD=50%) avec la présence d'un filtre.

Donc dans cette modélisation des PDD, chaque PDD mesuré sans la présence du filtre en coin à une profondeur Z' , sera affecté à une profondeur Z (qu'en détermine de l'équation II-9, une fois que C_{dur} est connu) dans le cas de la présence du filtre.

Aussi, le fait que l'énergie moyenne du faisceau diminue au fur et à mesure qu'en s'éloigne de l'axe central [17, 18, 19, 20], (on dit que le faisceau devient de plus en plus mou), le facteur d'atténuation mesuré sur l'axe central ne peut pas être affecté aux autres régions en dehors de l'axe, car dans le cas où on utilise le même facteur d'atténuation on sur estime la dose en dehors de l'axe jusqu'à 7%. Le facteur d'atténuation doit dépendre de la distance par rapport à l'axe du faisceau [21]. Puisque la moyenne d'énergie est plus petite au fur et à

mesure qu'on s'éloigne de l'axe central alors le facteur d'atténuation doit être de plus en plus grand.

$$\mu = \mu_0 * (1 + a_1 * r + a_2 * r^2) \quad (\text{II-10})$$

μ_0 est le facteur d'atténuation du filtre mesurer sur l'axe central

a_1, a_2 coefficients déterminés expérimentalement, pour un 6MV $a_1=0.025 \text{ cm}^{-1}$, $a_2 = 0.0025 \text{ cm}^{-2}$ environ [22]

De cette façon on obtient un facteur d'atténuation qui tient compte du faite que le faisceau devient de plus en plus mou au fur et à mesure qu'on s'éloigne de l'axe central.

Dans le TPS « Theraplan Plus » du service de radiothérapie du centre Pierre et Marie Curie d'Alger on fait varier les coefficients a_1, a_2 et C_{dur} jusqu'à que les profils calculés par le TPS soient confondus avec ceux mesurés. **Figure II-21**

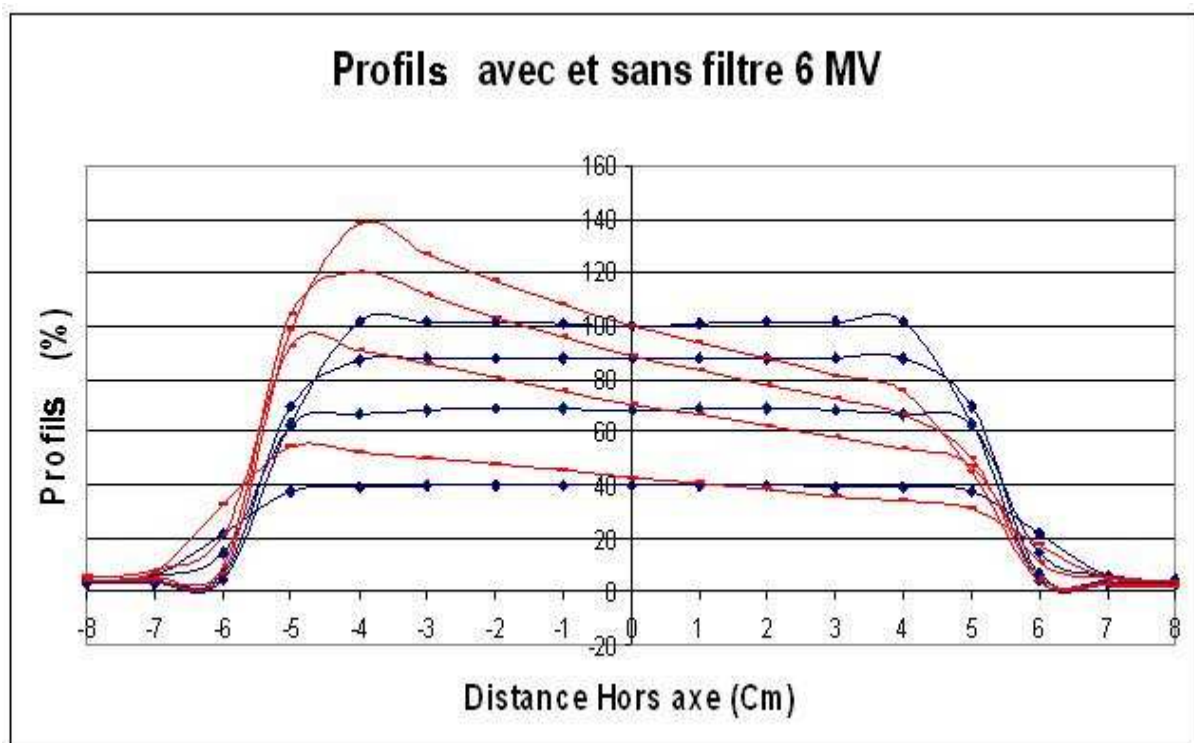


Figure II-12 : profils avec et sans filtres pour des photons 6 MV, les PDD avec filtres sont plus grand que les PDD sans filtres (axe des ordonnés), cela est du au faite que le faisceau devient plus dur en traversant le filtre.

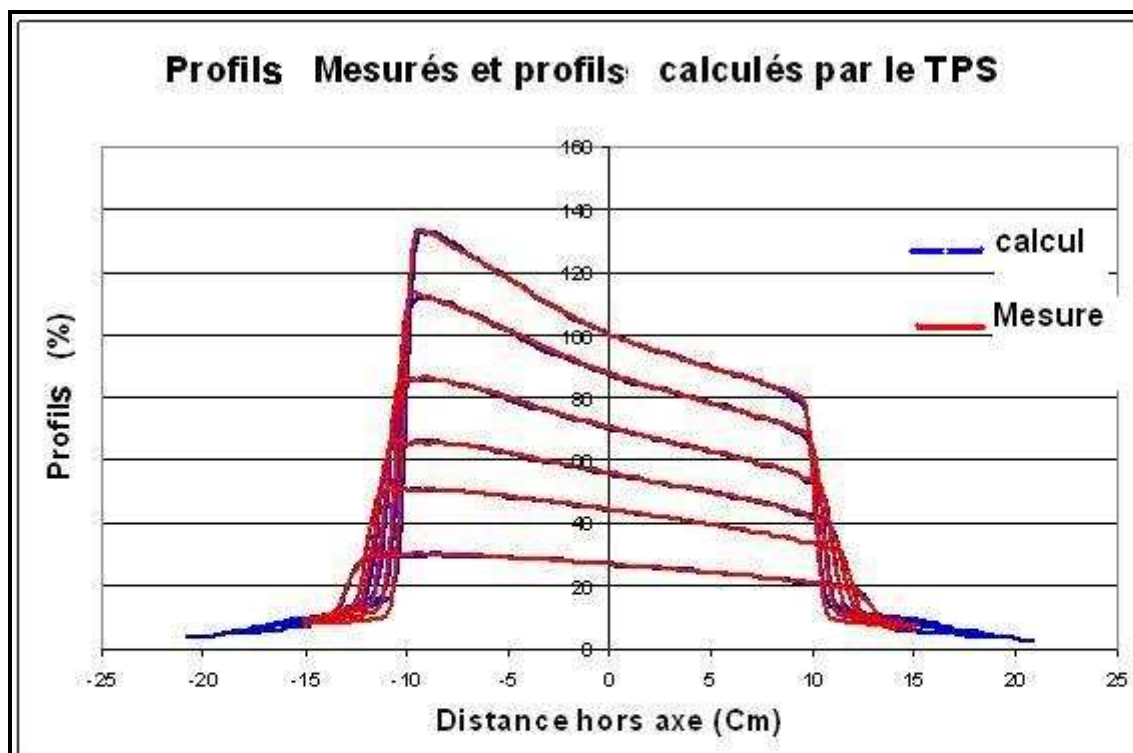


Figure II-13 : Profils mesurés et profils calculés par le TPS pour des photons 6 MV en tenant compte du facteur de durcissement et du facteur d'atténuation.

2.5 Dosimétrie in vivo

L'erreur humaine constitue l'un des principaux facteurs constitutifs des incidents ou accidents observés en radiothérapie externe, pour prévenir les erreurs systématiques et/ou aléatoires pouvant intervenir lors de la préparation et la réalisation d'un traitement par radiothérapie, il faut disposer d'un système capable de générer des signaux d'alerte auprès de l'équipe de traitement. La mesure in vivo sur les patients est le moyen le plus efficace pour éviter ces erreurs. D'ailleurs la Commission Internationale de Protection Radiologique, dans sa Publication 86 (CIPR86- 2000) conclut que la dosimétrie in vivo aurait permis d'éviter certains des accidents décrits, c'est pourquoi, la dosimétrie in vivo est devenue obligatoire. La dosimétrie in vivo consiste à placer un détecteur sur la peau du malade et sur l'axe central du faisceau de rayonnement, à un endroit facilement accessible. On mesure ainsi la dose à l'entrée qui nous permettra de contrôler les doses reçues par le volume cible et les organes à risques du malade. La diode à cause de sa sensibilité, sa bonne résolution en énergie et sa restitution immédiate du signal est un bon détecteur pour une utilisation routinière en clinique dans un service de Radiothérapie. Avant son utilisation, la diode, voir description **Annexe B [23,24]**, doit être calibré en termes de dose, voir la partie pratique.

Partie pratique

III Planification de traitement et dosimétrie in vivo

La partie pratique de notre travail repose sur deux volets :

- Planification de traitement.
- Dosimétrie in vivo.

1 Planification de traitement

1.1 Matériel

Dans la première partie de notre travail nous avons étudié le traitement de 60 patientes pour une radiothérapie post opératoire, 50 pour une post-mastectomie et 10 pour une post-tumorectomie, pour lesquelles nous avons fait des coupes tomographiques. Ces coupes ont été prises grâce à un simulateur scanner AXsim du constructeur MECASERTO (**Figure III-1**). Le bras du simulateur peut faire une rotation de 360° autour des patientes et pour chaque rotation il restitue une coupe tomographique grâce à une barrette de détecteurs diode.



Figure III-14 : le simulateur scanners AXsim du centre de radiothérapie de CHU de Blida.

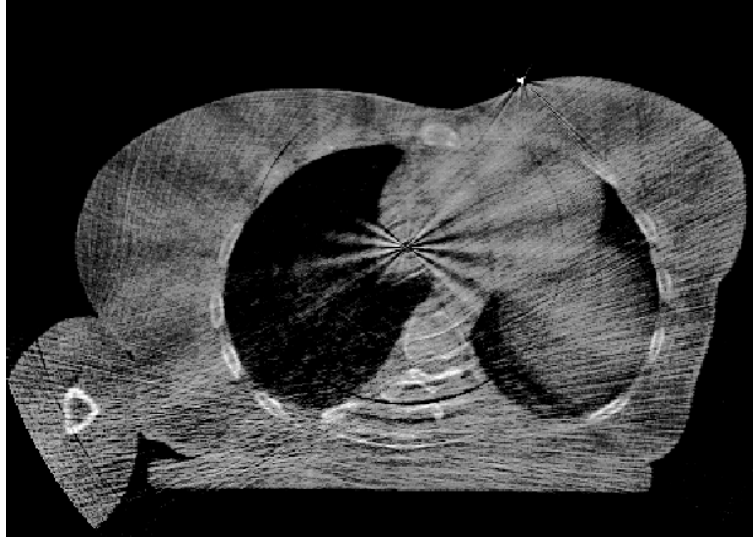


Figure III-15 : Une coupe tomographique prise avec le simulateur scanner, faisant apparaître le contour externe, le sein, le cœur et le poumon d'une patiente.

Puis les coupes tomographiques sont transférés du simulateur vers le TPS « **THERAPLAN PLUS** » du Fabricant **NUCLETRON**, pour une planification de traitement avec des faisceaux de photons, émis par un accélérateur linéaire et une source de Cobalt 60.

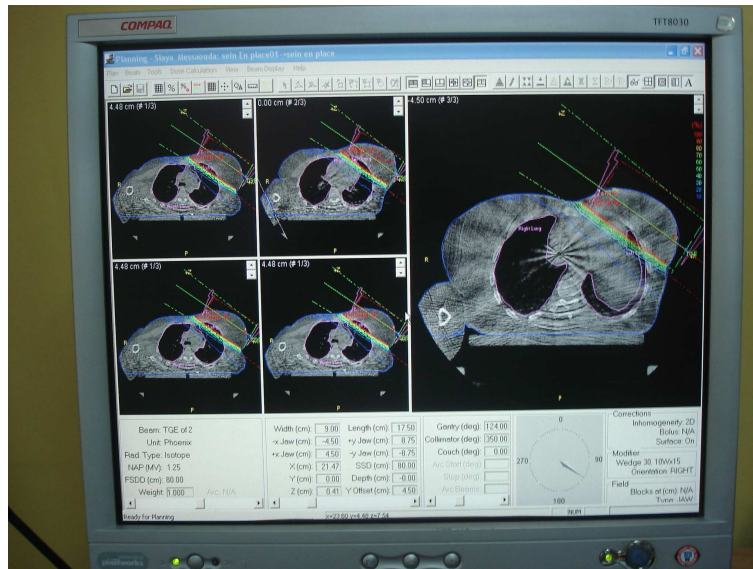


Figure III-16 : Le TPS Theraplan Plus utilisé au centre Pierre et Marie Curie D'Alger ainsi qu'au CHU de Blida.

1.2 Méthodes

1.2.1 Simulation et acquisition des coupes anatomiques

Pendant la simulation, les patientes étaient allongées sur un plan incliné en décubitus dorsal, à l'aide de la fluoroscopie on a déterminé les deux tangentiels qui couvrent le volume cible et on a repéré leurs deux points d'entrée grâce à des billes en plomb.

Des coupes tomographiques ont été prises uniquement sur le centre du champ (malgré qu'une seule coupe, ne peut pas, à elle seule, être représentative, l'anatomie des patientes présente une grande disparité comme le montre la figure III-4), car la charge de travail ne le permettait pas.

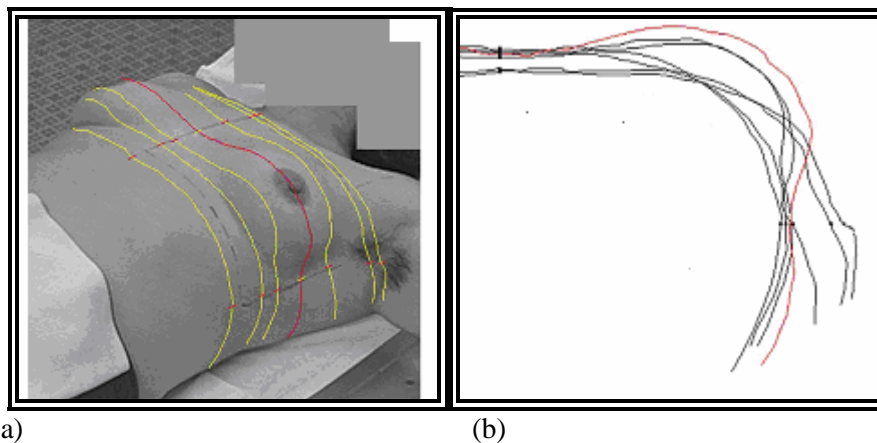


Figure III-17 [25]: (a) : Contours externes visualisés sur une patiente à l'aide de lasers.
(b) : projection de ces mêmes contours sur un même plan où l'on voit les variations topographiques d'un contour par rapport à un autre.

1.2.2 Planification de traitement

Avant de mettre en œuvre une radiothérapie, il est nécessaire de disposer de deux informations fondamentales [26] :

- La prescription du traitement, qui consiste à définir les volumes cibles, la dose qui doit y être délivrée, et la dose à ne pas dépasser au niveau des organes à risques.

- La prescription de la technique d'irradiation, qui conduit à préciser le type et le nombre de faisceaux, la géométrie de l'irradiation, et les paramètres de réglage de l'appareil.

Dans notre cas le PTV, englobe tout le sein (glande mammaire), ainsi qu'une partie du poumon (organe à risque) sur une profondeur de deux centimètres environ.

Les coupes anatomiques sont introduites dans le TPS, la planification des traitements est réalisée, une fois avec du Cobalt et une autre fois avec des photons de 6 MV et pour chaque énergie la planification est effectuée avec et sans filtre.

Le traitement été réalisé avec deux faisceaux tangentiels. On positionnait les patientes de telle façon que l'isocentre des deux faisceaux se trouvait sur leur peau. (on parlera de technique DSP). Les deux points d'entrée des faisceaux été repérés par des billes en plomb. On normalise la dose au point qui se trouve à mi distance entre les deux points d'entrée et on lui affecte la valeur 100% (la courbe qui englobe tous les points qui possèdent cette même dose est appelée l'isodose* 100%) (**Figure III-5**), et on vérifie si elle englobe tout le PTV, si ce n'est pas le cas, on prescrit la dose sur l'isodose qui couvre tout le PTV (**Figure III-6**) on relève son pourcentage ainsi que le pourcentage du point qui possède la plus grande dose dans le PTV.

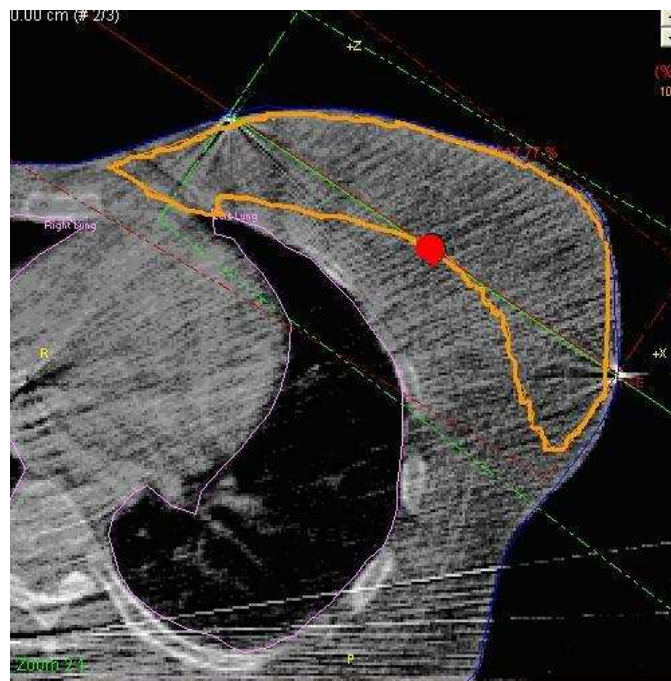


Figure III-18 : Isodose 100% qui passe par le milieu des deux points d'entrée des tangentiels on voit qu'elle ne recouvre pas tout le PTV.



Figure III-19 : montre l'isodoses (88%) qui englobe tout le PTV

1.2.3 Traitement

Une fois que le meilleur traitement a été sélectionné au cours de la planification dans le TPS, c'est-à-dire qu'on a choisi l'énergie adéquate et la filtration, on calcule dans le TPS le temps de traitement par séance qu'il faut pour que la patiente reçoive une dose de 2 Gy sur l'isodose de normalisation, et on peut alors transférer le dossier à l'équipe de traitement.

1.3 Résultats

				Cobalt	
		Dose max (%)		Isodose qui couvre le PTV (%)	
Sans Filtre		122,5		91	
Avec filtre		30°	115,5	96	
		45°	117,5	98	
		60°	122	100	
				Photon 6 MV	
		Dose max (%)		Isodose qui couvre le PTV (%)	
Sans Filtre		118		92	
Avec filtre		30°	114,5	94	
		45°	111	95	
		60°	116,5	97	

Tableau III-1 : exemple d'une patiente où on voit les pourcentages des doses maximums et les pourcentages des isodoses qui couvre le PTV en fonction des énergies et des filtres

1.3.1 Traitements au Cobalt

Dans le tableau III-2 figure les écarts relevés entre l'isodose choisie et la plus grande dose dans le volume cible avec et sans utilisation de filtre.

Cobalt			
Patients	Ecart sans filtre (%)	Ecart avec filtre (%)	Gain avec filtre/sans filtre (%)
1	36,5	34	2,5
2	38		
3	36	29	7
4	22	25	-3
5	35	23,5	11,5
6	46		
7	25	26	-1
8	35,5		
9	30,5	25	5,5
10	25	21	4
11	15,5	11,5	4
12	19	18	1
13	28	18	10
14	54,5	41	13,5
15	54	43,5	10,5
16	26	32,5	-6,5
17	30,5	27,5	3
18	58,5	50,5	8
19	42	35	7
20	34	19	15
21	37,5	39	-1,5
22	28,5	15,5	13
23	24	26,5	-2,5
24	38	29	9
25	40,5		
26	25	15,5	9,5
27	21,5	21,5	0
28	42,5		
29	26	15	11
30	22	13	9
31	27	16,5	10,5
32	19,5	19	0,5
33	31,5	19,5	12
34	38,5	28,5	10
35	19,5	27,5	-8
36	45,5	41,5	4
37	35	31	4
38	34,5	24,5	10
39	54	50	4

40	35,5	32	3,5
41	41	53,5	-12,5
42	26	36,5	-10,5
43	20	24	-4
44	37	35	2
45	23	14	9
46	19	17	2
47	41	34,5	6,5
48	44		
49	28	17,5	10,5
50	30,5	28	2,5
51	27,5	19,5	8
52	44	51	-7
53	45	35,5	9,5
54	20,5	11,5	9
55	35	23,5	11,5
56	42	29	13
57	27	22	5
58	23,5	20,5	3
59	18	18	0
60	13,5	24	-10,5

Tableau III-2 : les écarts en % obtenus pour le cobalt avec et sans filtre pour les 60 Patientes
Pour certaines patientes, la planification avec un filtre, ne peut pas être réalisé, car les dimensions des champs prescrits par le médecin les limites d'utilisation du filtre, d'où les case vide dans le tableau.

1.3.2 Traitements au photon 6 MV

Dans le tableau III-3 figure les mêmes résultats pour les Patientes dans le cas où on utilise les photons de 6 MV.

Photon 6 MV			
Patients	Ecart sans filtre (%)	Ecart avec filtre (%)	Gain avec filtre/sans filtre (%)
1	36,5	22,5	14
2	32,5	26	6,5
3	30,5	22	8,5
4	20	14,5	5,5
5	28	18	10
6	37,5	24	13,5
7	18,5	14	4,5
8	31,5	20	11,5
9	26,5	14	12,5
10	18	12,5	5,5
11	15	8	7
12	14,5	11,5	3
13	23	18	5

14	41,5	31,5	10
15	43,5	28	15,5
16	24	20,5	3,5
17	23,5	18	5,5
18	48	34	14
19	36	24	12
20	27	16	11
21	32	21,5	10,5
22	23,5	13	10,5
23	24	16	8
24	32	19,5	12,5
25	35,5	21	14,5
26	22,5	14,5	8
27	17	13	4
28	35,5	32,5	3
29	21	9,5	11,5
30	20	12	8
31	22	13	9
32	16,5	12,5	4
33	26	16	10
34	33,5	22	11,5
35	16	13	3
36	40,5	26,5	14
37	30	19	11
38	29	19,5	9,5
39	46,5	32	14,5
40	30	21	9
41	38,5	30	8,5
42	22	21,5	0,5
43	17	14	3
44	27,5	22	5,5
45	18	11	7
46	16	11,5	4,5
47	35	22,5	12,5
48	38,5	22	16,5
49	23,5	18,5	5
50	25,5	17,5	8
51	23	18	5
52	49	34	15
53	37	25,5	11,5
54	17	11	6
55	29	19	10
56	34,5	23	11,5
57	23	15,5	7,5
58	17,5	11,5	6
59	17	12,5	4,5
60	14	13	1

Tableau III-3: les écarts en % obtenus pour les Photons 6 MV avec et sans filtre

Dans le tableau III-4 figure les écarts obtenus en fonctions des épaisseurs des patientes (la distance qui sépare les deux points d'entrée des deux tangentiels).

Epaisseur (cm)	l'ecart du Meilleur choix au photon 6 MV (%)	l'ecart du Meilleur choix au cobalt(%)	Meilleur choix du traitement (Energie,avec ou sans filtre)	Gain en % d'écart obtenu en photon /cobalt
6,5	8	11,4	Filtre photon 6MV	3,4
7	11	11,5	Filtre photon 6MV	0,5
7,5	9,5	15	Filtre photon 6MV	5,5
8	13	16,5	Filtre photon 6MV	3,5
8	11	14	Filtre photon 6MV	3
8,5	22	29	Filtre photon 6MV	7
8,5	14	25	Filtre photon 6MV	11
8,5	12	13	Filtre photon 6MV	1
8,5	18,5	17,5	filtre cobalt	-1
9	12,5	19	Filtre photon 6MV	6,5
9	13	19,5	Filtre photon 6MV	6,5
9	11,5	17	Filtre photon 6MV	5,5
9,5	12,5	21	Filtre photon 6MV	8,5
9,5	11,5	18	Filtre photon 6MV	6,5
9,5	13	15,5	Filtre photon 6MV	2,5
9,5	14,5	15,5	Filtre photon 6MV	1
9,5	13	21,5	Filtre photon 6MV	8,5
10	22,5	34,5	Filtre photon 6MV	12
10	11,5	20,5	Filtre photon 6MV	9
10,5	16	19,5	Filtre photon 6MV	3,5
10,5	18	19,5	Filtre photon 6MV	1,5
11	14,5	22	Filtre photon 6MV	7,5
11	18	23,5	Filtre photon 6MV	5,5
11	18	18	Filtre photon 6MV	0
11,5	16	19	Filtre photon 6MV	3
11,5	12,5	18	Filtre photon 6MV	5,5
11,5	13	24	Filtre photon 6MV	11
12	18	27,5	Filtre photon 6MV	9,5
12	14	20	Filtre photon 6MV	6
12	17,5	28	Filtre photon 6MV	10,5
12	19	23,5	Filtre photon 6MV	4,5
12	15,5	22	Filtre photon 6MV	6,5
12,5	20	35,5	Filtre photon 6MV	15,5
12,5	14	25	Filtre photon 6MV	11
12,5	20,5	26	Filtre photon 6MV	5,5
12,5	19,5	24,5	Filtre photon 6MV	5
12,5	21,5	26	Filtre photon 6MV	4,5
13	22	28,5	Filtre photon 6MV	6,5
14	16	24	Filtre photon 6MV	8
14,5	19	31	Filtre photon 6MV	12
14,5	23	29	Filtre photon 6MV	6

15	19,5	29	Filtre photon 6MV	9,5
15	21	32	Filtre photon 6MV	11
15	30	41	Filtre photon 6MV	11
15	22	35	Filtre photon 6MV	13
15,5	22,5	34	Filtre photon 6MV	11,5
15,5	21	40,5	Filtre photon 6MV	19,5
16	26	38	Filtre photon 6MV	12
16	25,5	35,5	Filtre photon 6MV	10
16,5	21,5	37,5	Filtre photon 6MV	16
16,5	22	44	Filtre photon 6MV	22
17	24	46	Filtre photon 6MV	22
17	31,5	41	Filtre photon 6MV	9,5
17	24	35	Filtre photon 6MV	11
18	32,5	42,5	Filtre photon 6MV	10
18	34	44	Filtre photon 6MV	10
19,5	28	43,5	Filtre photon 6MV	15,5
19,5	26,5	41,5	Filtre photon 6MV	15
21	32	50	Filtre photon 6MV	18
22,5	34	50,5	Filtre photon 6MV	16,5

Tableau III-4: sont représentés les 60 patientes dans l'ordre croissant des épaisseurs (Distance séparant les deux points d'entrée des deux champs opposés).

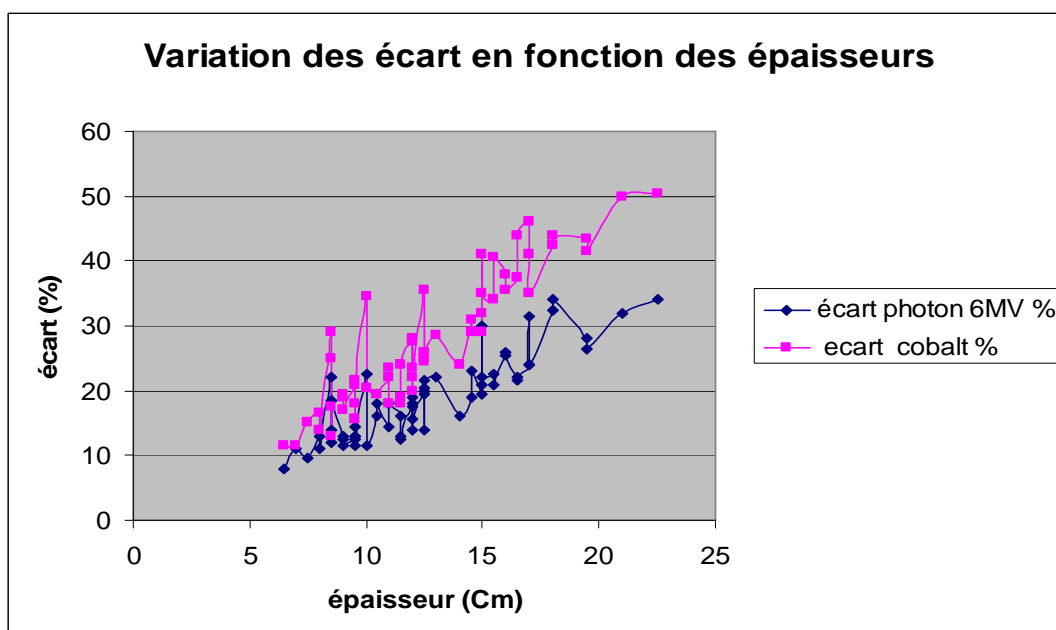


Figure III-20 : variation des écarts en fonction des épaisseurs.

1.4 Discussions

Le tableau III-1 représente les valeurs détaillées pour une patiente, sachant que toutes les patientes ont été étudiées de cette manière là, tous les résultats sont donnés à $\pm 0.5\%$ près. C'est-à-dire si le TPS affiche une valeur de 122.43%, nous, on arrondi la valeur à 122.5%.

Le meilleur traitement est ce lui qui donne la plus petite différence (écart) entre l'isodose qui couvre le volume cible et le maximum de dose à l'intérieur de ce même volume. Un exemple de calcul de cet écart pour une patiente (voir Tableau III-1) est détaillé ci dessous :

Pour le cobalt

Sans filtre : $122.5-91=31.5\%$

Filtre 30 : $115.5-96=19.5\%$

Filtre 45 : $117.5-98=19.5\%$

Filtre 60 : $122-100=22\%$

Donc le meilleur choix est de traiter soit avec le filtre 30 ou le filtre 45 degré et on obtient un écart de 19.5%, c'est cette valeur qui est reportée dans le tableau III-2 pour cette patiente dans la colonne du filtre (Patiente 33 dans notre cas).

Pour les Photons 6 MV

Sans filtre : $118-92=26\%$

Filtre30 : $114.5-94=20.5\%$

Filtre45 : $111-95=16\%$

Filtre60 : $116.5-97=19.5\%$

Donc le meilleur choix est de traiter avec le filtre 45 degré et on obtient alors un écart de 16%, c'est cette valeur qui est reportée dans le tableau III-3 pour cette patiente dans la colonne du filtre (Patiente 33 dans notre cas)

Donc le plus faible écart (meilleur) obtenu au cobalt est celui obtenu avec le filtre 30° ou 45° qui est de 19.5%, et le plus faible écart obtenu avec le photon 6 MV est celui obtenu avec le filtre 45° qui est de 16%.

Et puisque avec les photons 6 MV on obtient un plus faible écart qu'avec le Cobalt 60, alors le meilleur traitement pour cette patiente est de la traiter aux photons 6 MV avec un filtre de 45 degré.

En analysant le tableau III-4 on constate :

Les meilleurs résultats ont tous été obtenus en utilisant le photon 6 MV à l'exception d'un qui a été à l'avantage du cobalt mais avec 1 % de différence seulement et la moyenne du gain qu'on réalise en utilisant les photons 6MV au lieu du rayonnement émis par la source de cobalt est de 8.5%.

Tous les meilleurs résultats ont été obtenus avec un filtre ce qui confirme les avantages de son utilisation, on obtient un gain moyen en homogénéité de 4.3% en utilisant un filtre dans le cas du cobalt Tableau III-2, et un gain de 8.6% en utilisant un filtre dans le cas du photon 6MV Tableau III-3.

Ce qui veut dire que sur les 60 patientes, 59 patientes vont être traitées au photon 6MV et une seule patiente va être traitée au cobalt, mais dans tous les cas on utilisera un filtre.

Quand l'épaisseur augmente l'écart augmente et cela est plus perceptible dans le cas du cobalt **Figure III-7**

Pour quelques cas où on a de petites épaisseurs, on peut avoir de grands écarts car dans ces cas, les rayonnements traversent de grandes épaisseurs hors de l'axe central du faisceau comme l'illustre la **Figure III-8**

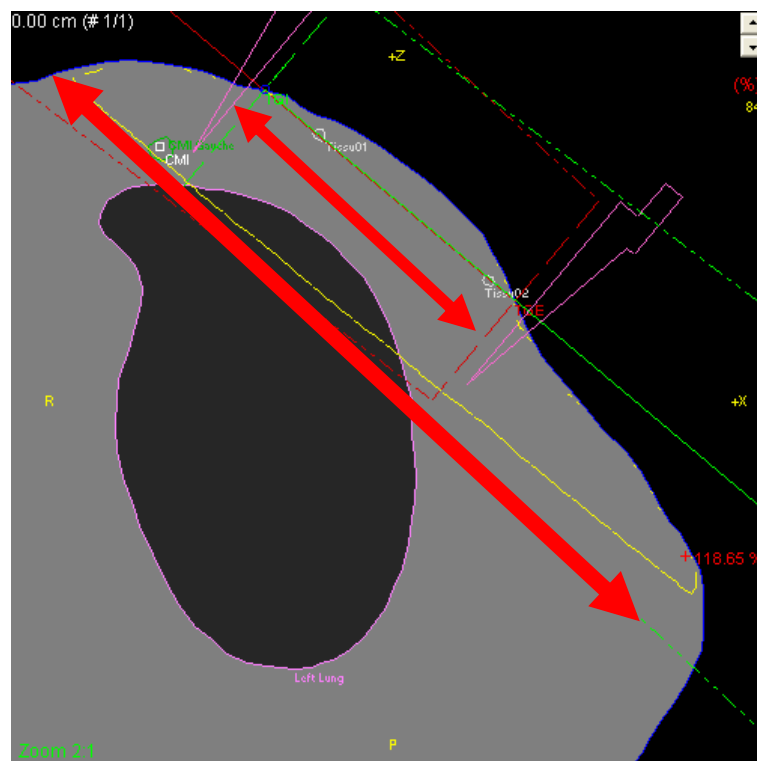


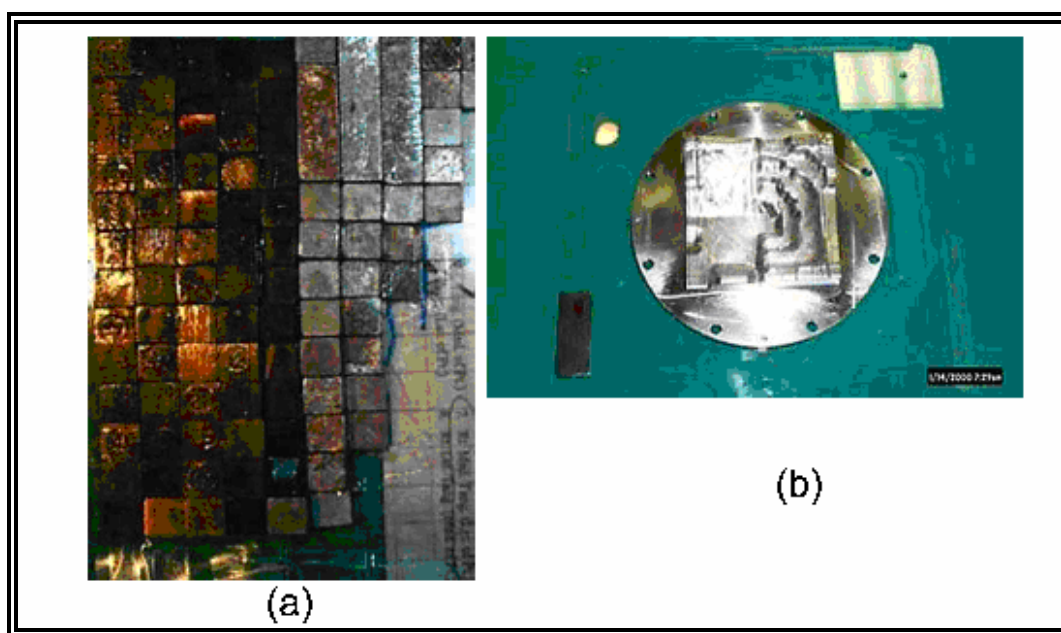
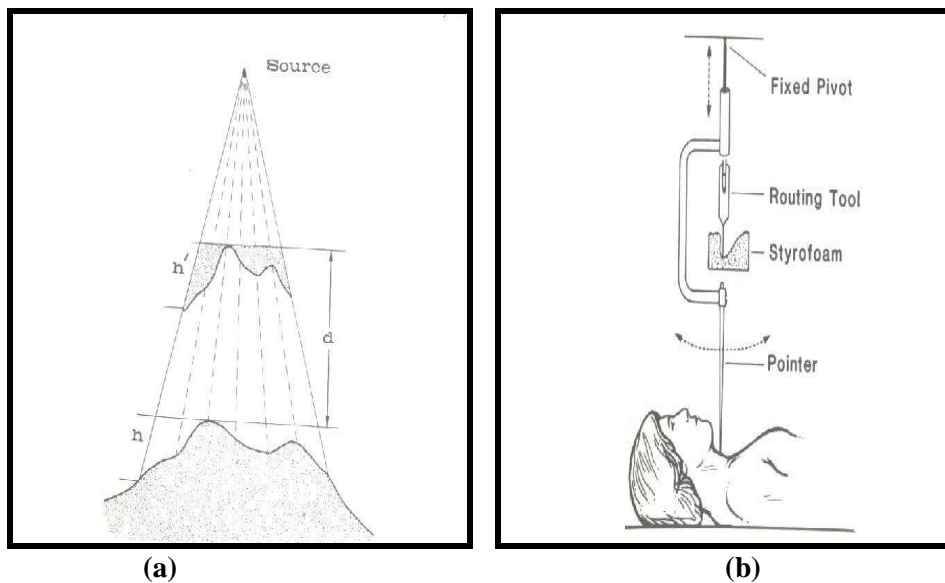
Figure III-21 : exemple d'un patient où l'épaisseur sur l'axe central des faisceaux n'est que de 10 cm alors qu'elle peut atteindre 25 cm en dehors de l'axe.

Bien que l'apport du filtre est prouvé, seulement 68% des patientes avaient un écart de dose dans le volume cible qui dépasse les 20% toléré dans le cas du traitement au cobalt et de 40% dans le cas des photons 6 MV, avec des maxima allant jusqu'à 34% pour les photons 6MV et 50 % pour le cobalt, ce qui est loin des 20% recommandé.

Mais le fait qu'on a travaillé en 2D et qu'on a pris qu'une seule coupe centrale et que la dose maximum qu'on a choisi ne représente que la dose d'un pixel calculé par le TPS, les écarts relevés n'ont de sens que lorsqu'on peut estimer le volume qui possède cet écart là. Car les complications dus à la radiothérapie n'apparaissent que si un tout volume de tissu reçoit une certaine dose.

Le volume cible des patientes irradié présente une disparité anatomique d'une coupe à une autre comme le montre la **figure III-4**, alors que la variation d'épaisseur sur chaque coupe est la cause de l'inhomogénéité de la dose dans le volume. Le filtre avec sa forme uniforme ne peut pas compenser les disparités anatomiques. L'idéal c'est d'avoir un compensateur qui présente une variation d'épaisseur tout au long de sa surface pour qu'il puisse compenser toutes les hétérogénéités anatomiques du patient. Des études ont montré que l'utilisation du compensateur améliore l'homogénéité de la dose de 5% dans le cas du sein [27,28]. La confection de ce genre de compensateur est faisable mais très lente et très difficile à réaliser.

Des modèles de machines pour la fabrication de compensateurs on été mis sur le marché mais ils n'ont pas été très diffusés, vu leur complexité et la difficulté de leur utilisation en pratique, le compensateur peut être soit en équivalent tissu (même densité que l'eau) **Figure III-9** ou en alliage **Figure III-10**.



Mais maintenant avec le développement de l'informatique et des appareils de traitement surtout avec l'avènement des mutilâmes on peut avoir des compensateurs « virtuels », où on peut modifier la fluence du faisceau comme l'aurait fait un compensateur physique. En

contrôlant le déplacement des lames, on compense ainsi d'une façon électronique les irrégularités anatomiques des patients comme aurait pu le faire un compensateur physique (**Figure III-10**). Peu d'études ont concerné les résultats de la compensation virtuelle [30], néanmoins des études [31,32] ont conclu que cette technique apportait une meilleure homogénéité de dose dans le volume cible que la filtration (en utilisant un filtre) dans le cas du sein. Dans la dernière décennie une technique de traitement très prometteuse appelé IMRT (Intensity Modulated Radiation Therapy) elle aussi utilise la modulation d'intensité comme le compensateur virtuel (**Figure III-11**), en plus dans cette technique on peut imposer la dose à avoir dans le volume cible et les dose à ne pas dépasser dans les organes à risque. Des études ont montré les avantages de cette technique à rendre la dose plus homogène dans le volume cible par rapport à la filtration et avoir une moindre dose dans les volumes à risque, poumon et le cœur [32, 33,34].

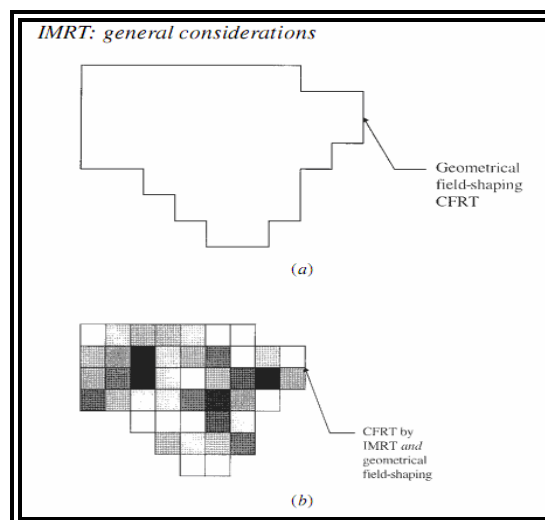


Figure III-24[35] : **Champ IMRT**

figure (a) : montre un champ d'irradiation irrégulier réalisé par un collimateur multi lames pour un traitement conformationnel.

Figure (b) : montre le même champ pour un traitement en IMRT ou les différents niveaux de gris présente une variation d'intensité.

2. Dosimétrie in vivo

2.1 Matériel

Dans la deuxième partie de notre travail, nous avons réalisé des mesures in vivo sur 70 patientes parmi elles des patientes incluses dans notre première étude (Planification de traitement).

Les patientes sont traitées en décubitus dorsal sur un plan incliné à l'aide d'un faisceau de photon Gamma (Cobalt), le sein était irradié par deux faisceaux tangentiels (Technique DSP), on délivre une dose de 2 Gy par fraction, à raison de cinq fractions par semaine jusqu'à une dose totale de 50 Gy.

On mesure la dose d'entrée pour chaque faisceau en mettant la diode sur la peau des patientes, sur l'axe du faisceau, ces mesures se font en tout début de traitement afin de permettre une correction rapide des erreurs éventuellement détectés, la lecture de la mesure se faisait sur un électromètre dédié du même fabricant que la diode (**Sun Nuclear**).

Pendant la calibration on a utilisé deux fantôme l'un en eau et l'autre en PMMA ainsi qu'une chambre d'ionisation, la Farmer 2571, et un électromètre UNIDOS du fabricant PTW.



Figure III-25 : Chambre d'ionisation, électromètre, baromètre thermomètre et fantôme d'eau utilisés dans la mesure du débit de dose de référence.



Figure III-26: schéma représentant la position de la diode par rapport à la chambre d’ionisation au cours des mesures des facteurs correctifs

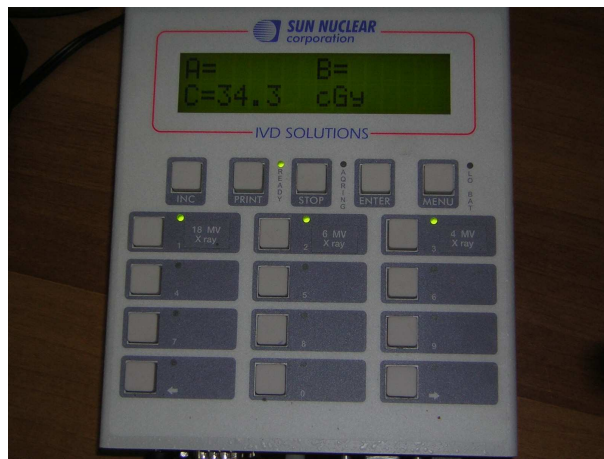


Figure III-27 : Electromètre programmé après la calibration à afficher directement la dose absorbée

2.2 Méthodes

2.2.1 Validation avant utilisation

Avant d’utiliser la diode pour la mesure in vivo sur les patientes, on a tout d’abord vérifié si elle répondait aux critères de reproductibilité et de linéarité pour valider son utilisation.

Pour vérifier la reproductibilité on a répété la même mesure plusieurs fois pour un même temps de collection, et on a trouvé une déviation standard σ_x de 0.14 % par rapport à la moyenne, ce qui est inférieure à la valeur 0.5% recommandé [36] donc la diode présente une bonne reproductibilité.

$$\sigma_x = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (x_i - \bar{x})^2} \quad \text{(III-1)}$$

$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i \quad (\text{III-2})$$

Représente la moyenne des lectures

Aussi on a vérifié la linéarité de la réponse de la diode en effectuant des mesures pour des temps variant de 0.5 à 4 minutes avec des pas de 0.5 minutes (pour vérifier que la réponse de la diode au cumul de dose est linéaire). La diode présentait une bonne linéarité comme le montre la **figure III-15**. Où on voit la courbe de tendance et le facteur de corrélation « r » est égale à 1.

$$r = \frac{\sum (x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sqrt{\sum (x - \bar{x})^2 \sum (y - \bar{y})^2}} \quad (\text{III-3})$$

r : Facteur de corrélation

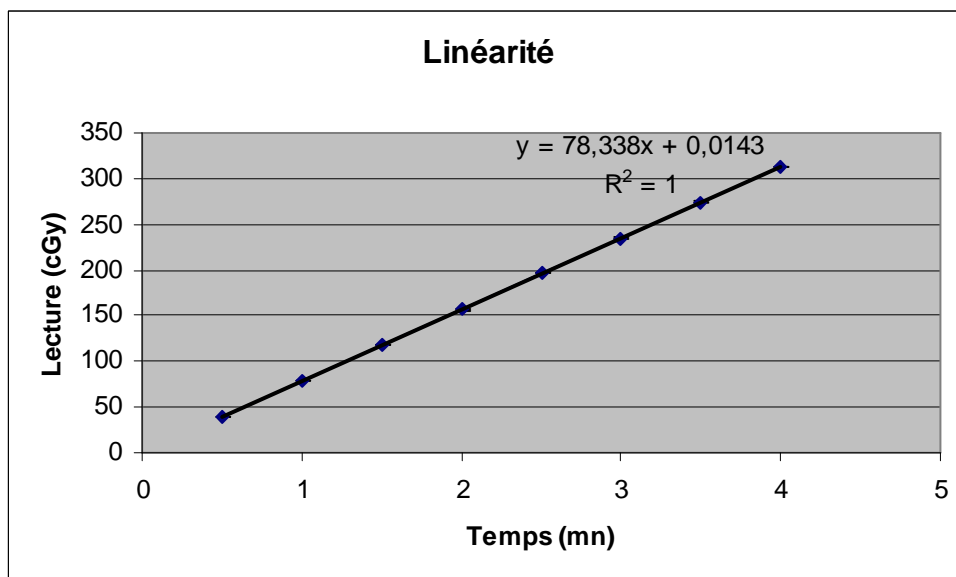


Figure III-28 : droite montrant la linéarité de la réponse de la diode.

2.2.2 Calibration :

Avant de commencer les mesures in vivo sur les patientes, on a calibré la diode dans des conditions de référence, cela a été fait en deux étapes, dans la première étape on a mesuré le débit de dose de référence dans un fantôme d'eau avec une chambre d'ionisation (**Figure III-12**) comme l'a recommandée AIEA dans son rapport 398. Dans la deuxième étape on a placé

la diode sur un fantôme solide dans les mêmes conditions de références que la première étape et on a mesuré la charge récoltée à l'aide d'un électromètre dédié. La calibration consiste alors à correspondre à la charge mesurée par la diode L_{diode} la dose mesurée à la profondeur max par la chambre d'ionisation D_{ic} (0.5 cm dans le cas du cobalt) dans les conditions de références en déterminant le facteur de calibration F_{cal} :

$$F_{cal} = \left[\frac{D_{ic}}{L_{diode}} \right]_{ref.condition} \quad (III-4)$$

Une fois la calibration faite, l'électromètre relié à la diode sera programmé pour afficher la dose directement en Gray **Figure III-14**

Huit mois après la date de calibration et après un certain cumul de dose on a calculé l'écart de la dose mesurée par la diode et celle mesurée par la chambre d'ionisation dans les mêmes conditions de références qu'on a utilisé pendant la calibration et on a trouvé un écart de seulement 0.28 %, ce qui représente une bonne stabilité de la réponse de la diode par conséquent il n'était pas nécessaire de calibrer la diode une deuxième fois.

2.2.3 Détermination des facteurs correctifs

La diode est sensible à l'énergie, or au cours des traitements des malades on est amené à utiliser des accessoires comme le filtre et le porte cache et à utiliser des ouvertures de champs et des distances source peau autre que celles de calibration, ce qui modifie l'énergie par rapport au rayonnements utilisés au cours de la calibration aussi à cause de sa forme semi sphérique (**Figure III-16**) la diode est sensible à l'angulation des rayonnements. Donc des facteurs correctifs CF_i doivent être mesurés pour tenir compte des conditions réelles de traitement par rapport aux conditions de calibration.

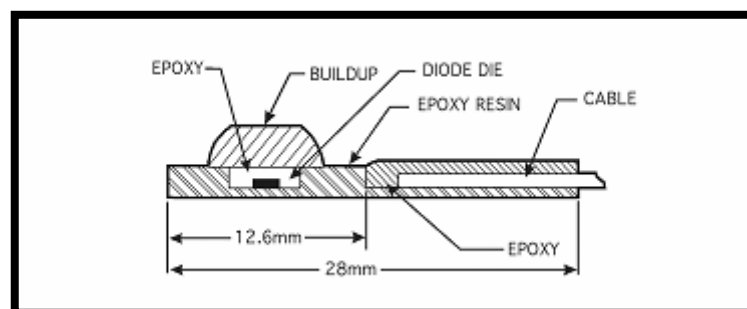


Figure III-29 : schéma de la diode de SUN NUCLEAR CORPORATION utilisée dans nos mesures

$$CF_i = CF_{FS}, CF_{SSD}, CF_{Wedge}, CF_{tray}, CF_{block}, CF_{angle} \quad (III-5)$$

CF_{FS} : facteur correctif d'ouverture du champ.

CF_{SSD} : facteur correctif de variation de la distance source peau.

CF_{Wedge} : facteur correctif d'utilisation de filtre.

CF_{tray} : facteur correctif d'utilisation de porte cache.

CF_{block} : facteur correctif d'utilisation de cache.

CF_{angle} : facteur correctif de l'angle d'irradiation.

Donc la dose d'entré D_{entr} est égale à la dose mesurée par la diode multipliée par le produit des facteurs correctifs **équation (III-5)**.

Les facteurs correctifs sont égaux au rapport des lectures de la chambre ionisation L_{ic} et de la diode L_{diode} dans les conditions de traitements sur le même rapport dans les conditions de référence **équation (III-7)**

$$D_{entr} = L_{entr,diode} \cdot F_{cal} \cdot \prod CF_i \quad (III-6)$$

$$CF = \frac{\left(\frac{L_{ic}}{L_{diode}} \right)_{conditions\ clinique}}{\left(\frac{L_{ic}}{L_{diode}} \right)_{conditions\ de\ référence}} \quad (III-7)$$

Au cours des mesures des facteurs correctifs, la chambre d'ionisation a été positionnée sur l'axe central du faisceau et la diode un peu décalée comme le montre la **figure III-13**, la diode est placée à la surface du fantôme et la chambre d'ionisation à 0.5 cm de profondeur, la diode a été décalé de l'axe centrale pour qu'elle ne perturbe pas la collection du signal par la chambre d'ionisation. La collection des signaux des deux détecteurs se faisait au même moment. Seulement dans la mesure du facteur correctif des filtres, les deux détecteurs, la diode et la chambre d'ionisation étaient tout les deux positionnés sur l'axe central, bien sur la mesure ne se faisait pas au même moment, pour chaque détecteur seul, on faisait la mesure avec et sans filtres pour plusieurs variations de champs, car dans le cas du filtre on ne pouvait

pas laisser la diode décalé de la chambre d'ionisation, car le filtre présente un gradient d'épaisseur tout au long de sa longueur et l'atténuation du faisceau au niveau de la diode et au niveau de la chambre d'ionisation n'aurait pas été la même si les deux détecteurs n'étaient pas sur un même axe par conséquent le calcul du facteur correctif aurait été faussé.

Aussi pour la correction de l'effet de l'angulation on a fait la mesure juste avec la diode pour plusieurs angulations comprise entre -90° et $+90^\circ$ comme le montre la (**figure III-17**), dans ce cas le facteur correctif de l'angulation corrige juste la non homogénéité de la réponse de la diode en fonction de l'angulation du faisceau cette non homogénéité de la réponse de la diode en fonction de l'angulation est due à sa forme géométrique semi sphérique comme le montre la **figure III-16**.



Figure III-30 : le bras de l'appareil de traitement est tourné d'une certaine angulation pour mesurer la réponse de la diode en fonction de l'angulation.

2.2.4 Mesures sur les patientes et calcul des écarts avec le TPS :

On a effectué 154 mesures pour 154 champs d'irradiations sur 70 patientes. 130 champs étaient des tangentiels, 23 champs des axillo-sus-claviculaires et un champ de CMI (**Figure I-3**).

La diode était placée sur la peau des patientes sur l'axe central. On mesurait la dose d'entrée reçue, indiquée par l'électromètre, puis on calculait l'écart entre la dose mesurée par rapport à celle prévue par le TPS.

L'écart était calculé à l'aide d'un programme qu'on a réalisé sur Excel ou on a introduit tous les tableaux des facteurs correctifs, il suffisait d'introduire les dimension du champ, la DSP, le type de cache s'il y en avait, l'angle du filtre, l'angle du bras (incidence des rayonnements) par rapport à la diode, la dose mesurée par la diode et celle prévue par le TPS pour que le programme calcule la dose mesurée par la diode corrigée avec tous les facteurs correctifs et l'écart entre la mesure et celle prévue par le TPS.

calcul de la dose in vivo Phoenix 30	
Valeur des X (Cm)	10
valeur desY(Cm)	10
Distance Source peau "DSP" (Cm)	80
Type du Porte cache	Sans porte cache
Angulation du filtre	Sans filtre
L'angle du bras par rapport à la diode	0
Dose Mesurée par la diode (Gy)	100
Dose calculée par le TPS (Gy)	100
Carré équivalent (Cm)	10,00
Facteur Champ	1,000
Facteur DSP	1,000
facteur porte cache (champs)	Sans porte cache
facteur porte cache (DSP)	Sans porte cache
Facteur Porte Cache	Sans porte cache/ Facteur = 1
Facteur filtre	Sans filtre/ Facteur = 1
facteur angulation	1,000
Produit de tous les facteurs	1,000
Dose mesurée Corrigée	100,00
Ecart dose mesurée /Dose calculée	0,00%

Tableau III-5 : programme réalisé sur Excel permettant de calculer l'écart entre la mesure in vivo sur les patientes et les valeurs prédites par le TPS en tenant compte de tous les facteurs correctifs.

2.3 Résultats

Tous les facteurs correctifs sont donnés par les tableaux suivants :

Facteur Angulation		Facteur Angulation	
Angulation	Facteur angulation	Angulation	Facteur angulation
-90	1,079	5	0,999
-85	1,034	10	1
-80	1,013	15	1
-75	1,011	20	1,001
-70	1,009	25	1,001
-65	1,009	30	1,001
-60	1,009	35	0,999
-55	1,011	40	0,997
-50	1,009	45	0,997
-45	1,009	50	0,996
-40	1,008	55	0,995
-35	1,007	60	0,993
-30	1,008	65	0,993
-25	1,005	70	0,991
-20	1,003	75	0,990
-15	1,003	80	0,993
-10	0,999	85	1,011
-5	1	90	1,172
0	1		

Tableau III-6 : facteurs correctifs d'angulation

Facteur Tray porte cache (Champs)	
Champs	Facteur Tray
5	1,005
10	1,001
15	1,002
18	1,001

Tableau III-7 : facteurs correctifs du porte cache en fonction du champ

facteur tray porte cache (DSP)	
DSP Cm	facteur tray
60	0,997
65	1,001
70	1,000
75	1,002
80	1,003

Tableau III-8 : facteurs correctifs du porte cache en fonction de la DSP

Facteur champs	
champs	Facteur champs
5	1,002
6	1,002
7	1,000
8	1,002
9	1,001
10	1,000
11	0,998
12	1,000
13	1,000
14	1,000
15	0,997
16	0,997
17	0,997
18	0,996

Tableau III-9 : Facteurs correctifs d'ouverture de champs

Facteur Filtre 30 °	
Champs	facteur filtre 30°
5,00	1,001
6,00	1,005
7,00	1,008
8,00	1,007
9,00	1,007
10,00	1,009
10,91	1,007
12,00	1,005
12,86	1,006
13,33	1,005
13,75	1,005

Facteur Filtre 45°	
Champs	facteur filtre 45°
5,00	0,990
6,00	0,991
7,00	0,994
8,00	0,996
8,89	0,989
9,60	0,989
10,43	0,992
11,08	0,988
11,43	0,992
11,73	0,989

Tableau III-10 : facteurs correctifs de filtres en coins

Facteur DSP	
DSP	Facteurs DSP
56	0,991
58	0,990
60	0,993
62	0,992
64	0,993
65	0,995
66	0,995
68	0,995
70	0,999
72	0,999
74	1,000
75	0,999
76	1,002
78	1,000
80	1,000

Tableau III-11 : facteur correctif de la distance source peau

Dans le tableau III-12 sont classés par ordre croissant les 154 écarts entre la mesure et le calcul du TPS, le signe «**moins**» indique que la mesure est plus petite que celle du TPS.

-11,44%	-6,26%	-3,87%	-2,30%	-0,84%	0,63%	8,05%
-10,61%	-6,20%	-3,82%	-2,24%	-0,82%	0,77%	9,11%
-10,05%	-6,13%	-3,73%	-2,13%	-0,78%	1,00%	9,52%
-9,71%	-5,84%	-3,61%	-2,05%	-0,60%	1,04%	37,79%
-9,37%	-5,83%	-3,60%	-2,04%	-0,58%	1,09%	
-9,18%	-5,80%	-3,54%	-2,02%	-0,57%	1,10%	
-9,08%	-5,59%	-3,52%	-1,89%	-0,53%	1,11%	
-8,90%	-5,46%	-3,45%	-1,81%	-0,52%	1,48%	
-8,89%	-5,39%	-3,42%	-1,79%	-0,47%	1,56%	
-8,76%	-5,38%	-3,24%	-1,61%	-0,36%	1,65%	
-8,05%	-5,37%	-3,21%	-1,53%	-0,34%	1,74%	
-8,00%	-5,36%	-3,09%	-1,50%	-0,28%	1,81%	
-7,80%	-5,19%	-2,83%	-1,49%	-0,26%	1,88%	
-7,77%	-5,14%	-2,74%	-1,40%	-0,22%	2,00%	
-7,70%	-5,06%	-2,65%	-1,39%	-0,14%	2,17%	
-7,60%	-5,01%	-2,63%	-1,32%	0,02%	2,33%	
-7,51%	-5,00%	-2,52%	-1,30%	0,02%	2,39%	
-7,17%	-4,80%	-2,45%	-1,27%	0,14%	4,18%	
-7,14%	-4,77%	-2,44%	-1,25%	0,15%	4,61%	

-6,94%	-4,63%	-2,44%	-1,24%	0,21%	4,70%	
-6,94%	-4,61%	-2,44%	-1,23%	0,24%	5,02%	
-6,43%	-4,58%	-2,41%	-1,19%	0,29%	6,66%	
-6,41%	-4,48%	-2,41%	-1,15%	0,38%	6,95%	
-6,36%	-4,03%	-2,37%	-1,01%	0,39%	7,06%	
-6,29%	-3,88%	-2,36%	-1,00%	0,54%	7,80%	

Tableau III-12 : l'ensemble des écarts relevés entre les doses mesurées par la diode est celles estimées par le TPS

Ces mêmes écarts sont classés dans des classes de -11% jusqu'à 11% avec des pas de 1% , chaque classe englobe le nombre de champs situés à plus ou moins 0.5%, c'est-à-dire par exemple la classe « -5% » englobe le nombre de champs dont l'écart est situé entre -4.5% et 5.5%, sauf pour la classe « 11% » qui englobe tous les champs dont l'écart est supérieur à 11% et la classe « -11% » qui englobe tous les champs dont les écart sont inférieurs à 11%. Ces classes sont représentées dans la **figure III-18**.

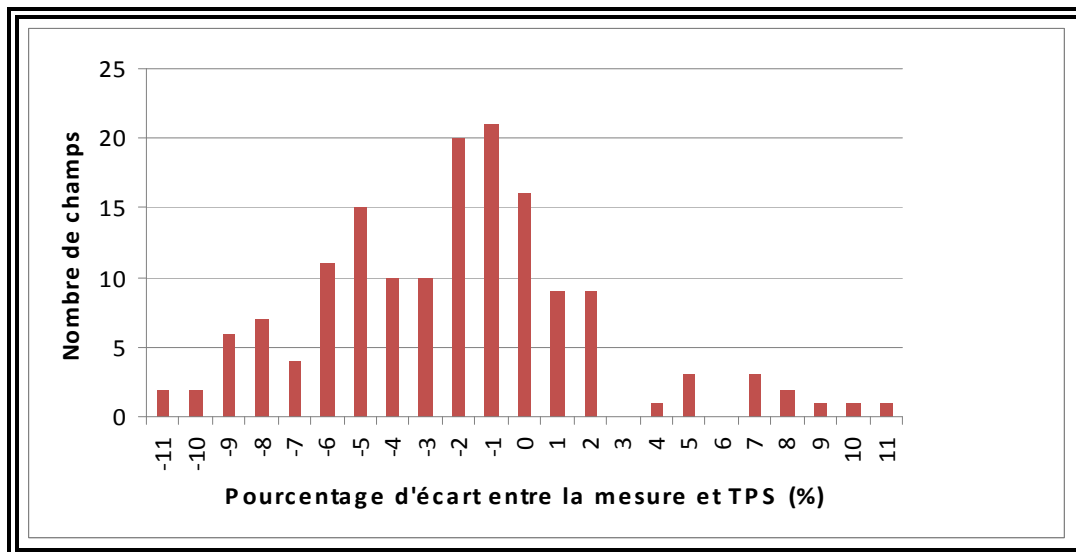


Figure III-31 : Nombres de champs par pourcentage d'écart entre la mesure et celle prévue par le TPS.

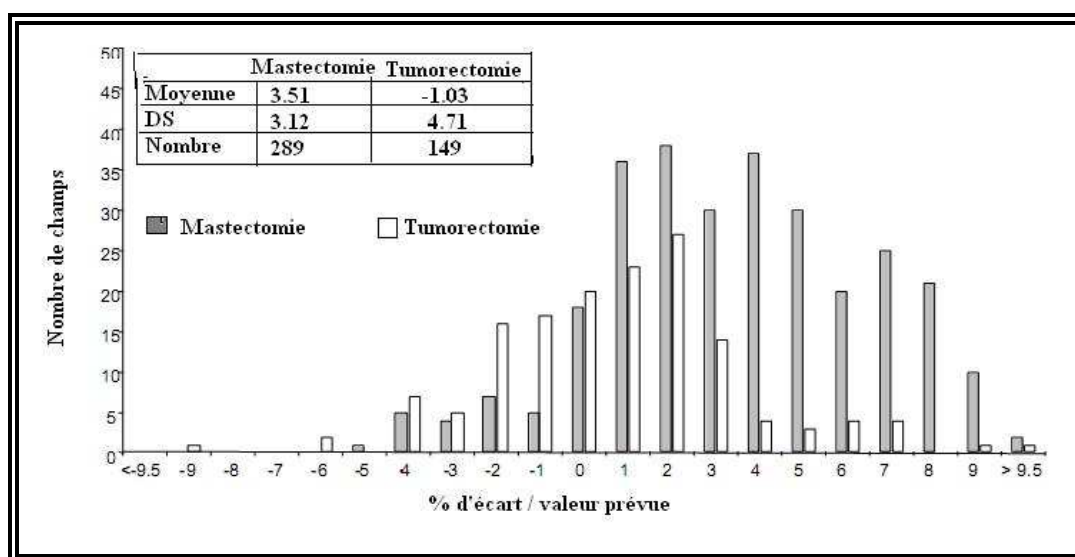


Figure III-32 [36]: nombre de champs par pourcentage d'écart entre la mesure et celle prévue par le TPS réalisé dans un centre au Danemark (source : ESTRO, BOOKLET No.5)

2.4 Discussions

C'est pour éviter les erreurs, surtout humaines, qui constituent l'un des principaux facteurs constitutifs des incidents ou accidents observés (80%) [37] que la mesure in vivo a été instaurée. La diode est placée à la surface du patient, sur l'axe du faisceau, elle mesure une dose qui est égale à la dose absorbée à la profondeur max (rendu possible par la calibration de la diode). Ces deux doses ne sont pas mesurées dans un même endroit, elles ne sont pas égales mais elles sont liées par un rapport de proportionnalité, ce rapport peut varier, de celui des conditions de calibration, dans le cas où il y a une hétérogénéité de la surface ou une présence de densités. Ce qui empêche la diode d'évaluer exactement la dose à la profondeur max. Pour cela l'ESTRO [36] recommande des niveaux de tolérance et des types de diodes pour chaque région du corps, comme le montre le **tableau III-13**.

Site Traité	Technique de traitement	Niveau de tolérance	Type de diode
Sein, Tumorectomie	Champ tangentiel, 6-8 MV	±8%	Isorad-p (Sun Nuclear) Capuchon de Buil-up cylindrique
Sein, Mastectomie	Champ Antérieur, 6-18 MV	±8%	P20, P30 MDS (Nordion AB) QED 1115/1116 (Sun Nuclear)
Tête et Cou	Technique personnalisable, 4-6 MV,	±8%	P10,p20 MDS (Nordion AB) QED 1115 (Sun Nuclear)
Thorax et Abdomen	Technique personnalisable, 6-18 MV	±5%	P20, P30 MDS (Nordion AB) QED 1115/1116 (Sun Nuclear)

Tableau III-13 : Niveaux d'écart tolérés et model de diode recommandés par l'ESTRO

Dans le cas du sein, l'ESTRO recommande un niveau de tolérance de 8%, et recommande dans le cas des champs tangentiels, toujours dans le cas du sein, l'utilisation des diodes qui ont un build-up cylindrique, cela se comprend du fait de leurs réponse angulaire constante, malheureusement on ne dispose pas de ce genre de diodes et on était obligé d'utiliser des diodes semi sphériques.

Au cours de la vérification de la reproductibilité de la diode on a relevé un écart max de 0.3% entre les valeurs mesurées. Aussi quand on a mesuré le débit de dose de référence, avec la chambre d'ionisation, on a trouvé un écart max de 0.05% entre les valeurs. Quand on a déterminé les facteurs correctifs, on ne faisait qu'une seule mesure, donc on prendra 0.3%, comme erreur au lieu de l'écart type de 0.14% (si on veut majorer l'erreur), sur la mesure de la diode et de 0.05%, sur la chambre d'ionisation.

Dans les facteurs correctifs il n'y a que des rapports, donc leurs erreurs relatives est égale à la somme des erreurs relatives de tous les termes qui le composent. Dans les facteurs correctifs d'angulations, il y a le rapport de deux valeurs mesurées avec la diode, donc leurs erreurs relatifs sont données par : $2 \times 0.3\% = 0.6\%$. Pour les autres facteurs correctifs, il y a un rapport de quatre valeurs, deux mesurées avec la diode et deux mesurées avec la chambre d'ionisation, leurs erreurs relatives sont alors données par : $2 \times 0.3\% + 2 \times 0.05\% = 0.7\%$.

En analysant le Tableau III-6, qui représente les facteurs correctifs d'angulations et en tenant compte des erreurs relatives (0.6%), on voit qu'ils sont constants sauf pour les valeurs des angles se rapprochant de 90° et -90° , et pour ces dernières angulations on trouve 1.172 et 1.079 comme valeur respective. Cette différence de près de 9% entre les deux valeurs s'explique par le fait que pour l'angulation de 90° l'axe du faisceau traversait le fantôme, par conséquent le rayonnement était plus atténué. Les valeurs 1.172 et 1.079 ont été retrouvées malgré tous les précautions qu'on a prise (vérifier l'angulation du bras de l'appareil de traitement et la surface du fantôme sur lequel reposait la diode avec un niveau à bulle), dans une première mesure faite 2 mois plutôt, on a retrouvé des valeurs respectives de 1.431 et 1.065, ce qui représente une différence de 37% entre deux valeurs, qui normalement sont très proche.

Pour s'assurer de notre hypothèse, on a placé la diode sur des plaques de polystyrène (équivalent air) pour éliminer l'atténuation du fantôme, on a trouvé alors les valeurs 1.116 et 1.094 respectivement pour les angle 90° et -90° , ce qui est plus raisonnable et conforte notre hypothèse, mais on a laissé les valeurs 1.172 et 1.079 car il est recommandé de faire les mesures dans un fantôme équivalent eau, pour tenir compte du diffusé, aussi dans notre cas, cela ne nous gêne pas, puisque à aucun cas, on va tenir compte de ces deux valeurs extrêmes.

Pour les autres facteurs correctifs, on tenant compte de l'erreur relative de 0.7%, ils restent constants sauf pour les facteurs correctifs de DSP (quand on se rapproche du collimateur) et les facteurs correctifs de filtres (surtout le filtre de 45°), où dans ces deux cas là, l'énergie moyenne du faisceau augmente, on se rapprochant du collimateur il y a augmentation de diffusé et la présence du filtre rend le faisceau plus dur, bien qu'il n'est pas aussi accentué que dans le cas des rayons X. La diode est plus sensible à cette augmentation de l'énergie.

La figure III-19 qui représente le nombre de champs par pourcentage d'écart entre la mesure et celle prévue par le TPS réalisé dans un centre au Danemark (source : ESTRO, BOOKLET No.5) [36], n'est donnée qu'à titre indicative elle n'est à aucun cas une référence, les valeurs peuvent varier d'un centre à un autre, elles sont influencées par les matériels qu'ils disposent et des habitudes de personnel traitant.

En analysant le tableau III-12 on voit que 90% des mesures sont inférieures à 8% recommandé, ce qui est très satisfaisant, mais pour les 10% restant il y a une valeur qui sort du lot et qui attire l'attention est la valeur 37.79%, cette écart est intolérable, il est inconcevable d'avoir un tel surdosage en radiothérapie. En vérifiant d'où venait ce surdosage mesuré par la diode on s'est aperçu que le manipulateur qui traité la patiente avait oublié de placer le filtre en coin planifié au TPS, mais heureusement que l'erreur n'a été commise que pour une seule séance, sinon les conséquences aurait été dramatiques pour la patiente, cette exemple à lui seul montre toute l'importance de la mesure in vivo, et cette erreur aléatoire aurait pu être une erreur systématique, car c'est le physicien qui mentionne sur la fiche de traitement s'il y a lieu d'utiliser un filtre ou pas, si le physicien oublie de mentionner qu'il y a un filtre(et cela peut arriver, l'erreur est humaine), comme on l'a dit précédemment 80% des erreurs sont humaine, le manipulateur traitera la patiente sans filtre en coin alors que le calcul au TPS a été fait avec un filtre en coin, la patiente recevra alors un surdosage avec tous les conséquence qui s'en suivent.

Parmi les 10% qui dépasse les 8% il y a deux valeurs 8.05% et 9.11% où le traitement se faisait avec un filtre et la diode s'est déplacée vers la partie la moins épaisse du filtre d'où ce surdosage, les diodes étaient fixées sur la peau des malades avec une bande adhésive transparente, et il faut reconnaître que cette bande adhésive ne maintenait pas toujours bien la diode, et même des fois cette dernière avait une tendance à se courber et par conséquent à augmenter l'angle d'incidence de la diode, l'estimation de l'angle d'incidence se faisait à l'œil nu et ce n'était pas évident, des fois, on se demandait même, si l'angle d'incidence ne dépassait pas les 90° ce qui aurait fossé la mesure car on ne pourra pas utiliser le facteur correctif, se facteur correctifs est égal à 1.17 pour 90° (si on tourne le bras dans le sens de rotation d'une montre) et à 1.08 pour -90° (si on tourne le bras dans le sens contraire de rotation d'une montre) voir **Tableau III-6**, on soupçonne que l'angle d'incidence du bras soit la raison d'une grande partie des écarts dépassant les 8% (valeurs négatives), le facteur d'erreur d'angulation est le seul facteur qui peut causer une mauvaise estimation de la dose mesuré par la diode car les autres facteurs ne peuvent pas engendrés une erreur de plus de 1.2%. **Tableau III-7, III-8, III-9, III-10 et III-11.**

Ce qui augmente notre soupçon est que pour les 28 mesures des champs axillo-susclaviculaire et CMI où l'angle d'incidence était égale à zéro **tableau III-14** tous les écarts étaient inférieurs à 8%, car les trois plus grands écarts -8.05%, -7.7% et -6.94% ont été sous-estimés du fait que le physicien a sélectionné un porte-cache dans le TPS autre que celui utilisé au cours du traitement de la patiente alors que la différence entre les transmissions des deux porte-caches est de 4% (0.93 et 0.97), donc s'il n'y avait pas l'erreur du physicien on aurait trouvé un écart de respectivement -4.05%, -3.7 % et -2.94% au lieu de -8.05%, -7.7% et -6.94%.

Donc il aurait été préférable pour éliminer tout problème d'angulation d'utiliser des diodes cylindriques qui ont une repense angulaire constante. **figure III-20.**

-8,05%	-4,77%	-2,52%	-0,22%
-7,70%	-3,88%	-2,44%	0,63%
-6,94%	-3,61%	-2,44%	1,81%
-5,80%	-3,54%	-2,41%	
-5,38%	-3,42%	-2,13%	
-5,19%	-3,09%	-2,04%	
-4,80%	-2,74%	-1,19%	

Tableau III-14 : les 23 écarts des champs axillo-susclaviculaire et l'unique champ CMI (-0.22%).



Figure III-33 : diode à build-up cylindrique recommandé pour la mesure in vivo du sein pour les champs tangentiels.

Pour les autres cas qui dépassent les 8% il y a ceux qui n'ont pas d'explications, la première chose qu'il y a lieu de faire est de prendre une nouvelle mesure pendant une autre séance de traitement (en répétant la mesure sur plusieurs séances on aurait pu aussi vérifier si le manipulateur positionne la patiente à la même distance source-peau, ce qui représente une

autre vérification que permet aussi d'avoir la dosimétrie in vivo [38]), si l'erreur est $<8\%$ alors la première erreur n'était que aléatoire mais si au contraire l'erreur $>8\%$ alors des recherches approfondies doivent être menées à commencer par le TPS pour expliquer d'où vient cet erreur.

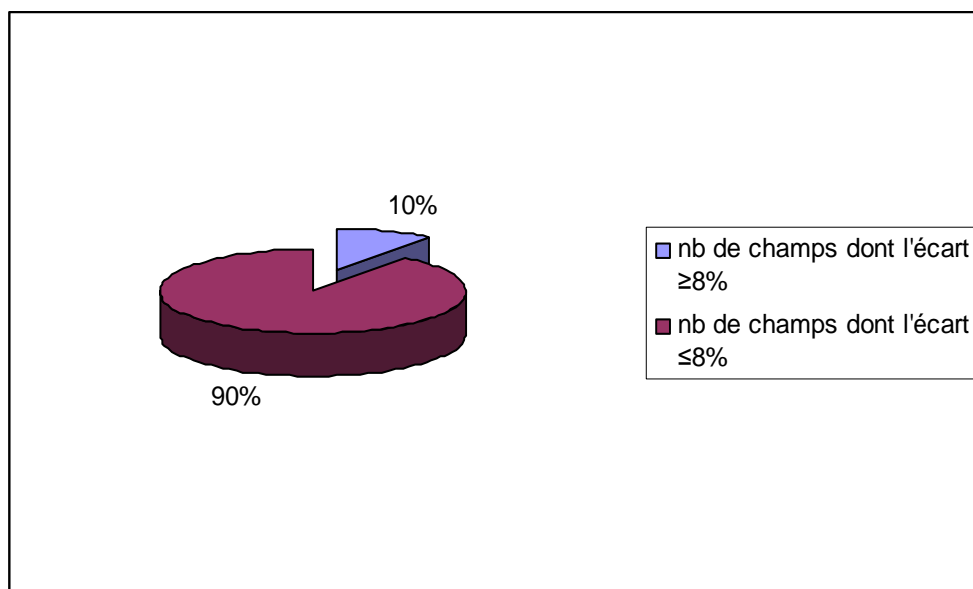


Figure III-34: Répartition en pourcentage des écarts dépassant les 8% (niveau de tolérance) et ceux ne les dépassant pas

Conclusion

L'objectif de notre travail consistait à déterminer, l'énergie qui assure la meilleure planification de traitement et est ce que la filtration fournit une meilleure distribution de dose dans le volume cible et d'estimer les écarts entre la dose prescrite et la dose planifiée par la dosimétrie in vivo.

On a trouvé que sur les 60 patientes qu'on a planifié des traitements, 59 ont eu une meilleure distribution de doses avec les photons 6 MV.

les meilleurs résultats ont été réalisés avec un filtre en coin, le gain qu'on réalisé avec le filtre était en moyenne de 4.3 % dans le cas du cobalt et de 8.6 % dans le cas du photon 6 MV.

Bien que l'apport du filtre est indéniable 68% des patientes avaient un écart de dose dans le volume cible qui dépasse les 20% toléré, dans le cas du traitement au cobalt et de 40% dans le cas des photons 6 MV.

Sur les 154 mesures in vivo effectuées 90% étaient inférieure au 8 % recommandées. Et les mesures dépassant ces 8 % nous ont permis de détecter des erreurs commises par le manipulateur comme utiliser un porte cache pendant le traitement autre que celui planifié dans le TPS et surtout d'oublier d'utiliser un filtre pendant le traitement alors que celui-ci était planifié, ce qui a engendré un surdosage de 37 % dans le volume cible !!

Ces résultats montrent que les photons 6 MV assurent une meilleure distribution de doses dans le volume cible par rapport au le cobalt, ceci est d'autant plus notable dans le cas des gros seins ou des épaisses parois. Si l'utilisation du filtre est avérée, ce dernier est incapable de toujours assurer un écart de dose ne dépassant pas les 20 % dans le volume cible.

La dosimétrie in vivo avait la capacité de détecter des erreurs commises par le personnel traitant, cela confirme son importance et l'exemple du filtre nous a permis d'éviter que ces erreurs ne deviennent systématiques.

L'utilisation d'un compensateur au lieu d'un filtre en coin améliore la distribution de dose dans le volume cibles comme l'ont montré certaines études [27,28], seulement la confection de ses compensateurs est très fastidieuse et très difficile à la mettre en pratique, la solution serait alors de recourir au compensateurs virtuels [31,32], où de recourir à l'IMRT, une technique d'irradiation, très prometteuse, développée, depuis à peu près une dizaine d'année qui consiste à délivrer une intensité variable sur la surface d'irradiation dictée par la dose délivrée dans le volume cible, et la dose à ne pas dépasser dans les organe à risque, cette technique peut être l'avenir du traitement du cancer du sein, elle est plébiscitée dans certaines études surtout pour son pouvoir de diminuer la dose dans les organes à risque, le poumon et le cœur [32,33,34].

Annexe A

Pencil Beam Algorithm

Le TPS « THERAPLAN PLUS » exploité, pour calculer la dose, utilise le Pencil Beam algorithm.

Avant de décrire cet algorithm, il faut introduire quelques concepts [12,13] :

Tissue phantom-ratio (TPR)

Le TPR d'un point Q situé à une profondeur z dans l'eau pour un champ d'irradiation de largeur A_Q est donné par la relation :

$$TPR(Z, A_Q) = \frac{D_Q}{D_{Qref}}$$

Ou D_Q et D_{Qref} sont respectivement les doses au point Q et Qref, situé à une profondeur de référence z_{ref} **figure1**

Les doses D_Q et D_{Qref} sont mesurés à une même distance « SAD » par rapport à la source.

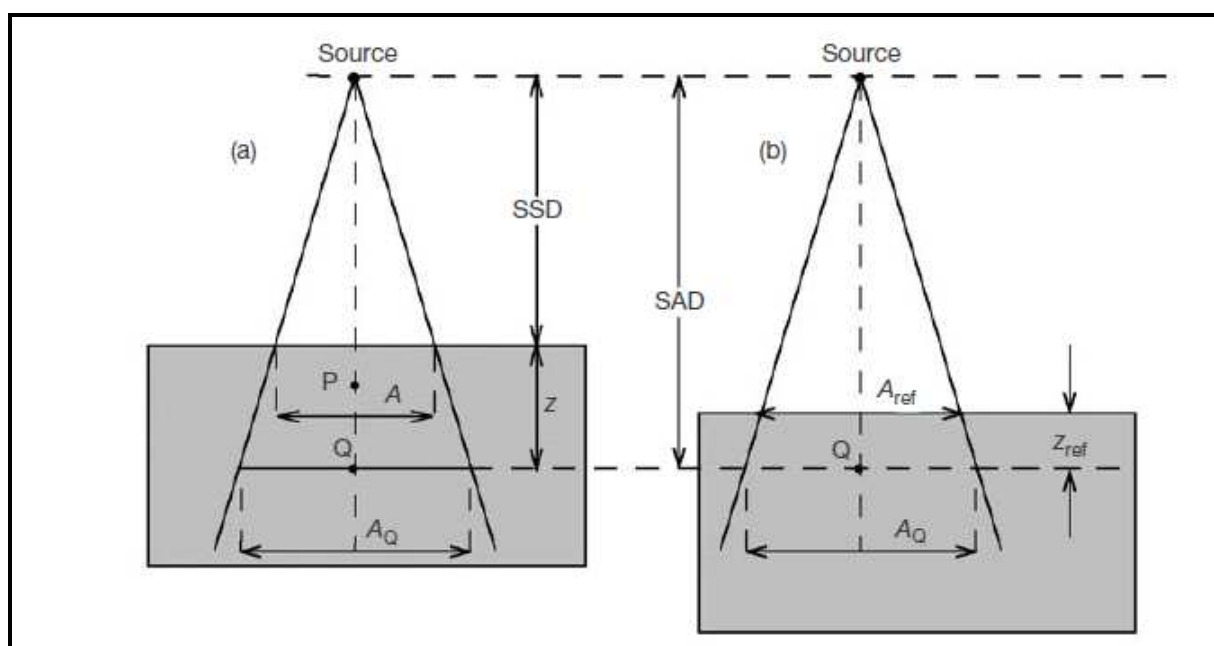


Figure 1 : schéma illustrant la configuration géométrique pour la mesure du TPR.

Dans le cas particulier où on a $Z_{ref} = Z_{max}$ on parle alors du TMR

$$TMR(z, A_Q) = \frac{D_Q}{D_{Q_{max}}}$$

Tissue air-ratio (TAR)

Le TAR représente le rapport de la dose dans l'eau sur la dose dans l'air (mesurée avec un capuchon de buil-dup) **figure 2**.

$$TAR(Z, Q) = \frac{D_{Q_{eau}}}{D_{Q_{air}}}$$

Les doses $D_{Q_{eau}}$ et $D_{Q_{air}}$ sont mesurés à une même distance « SAD » par rapport à la source.

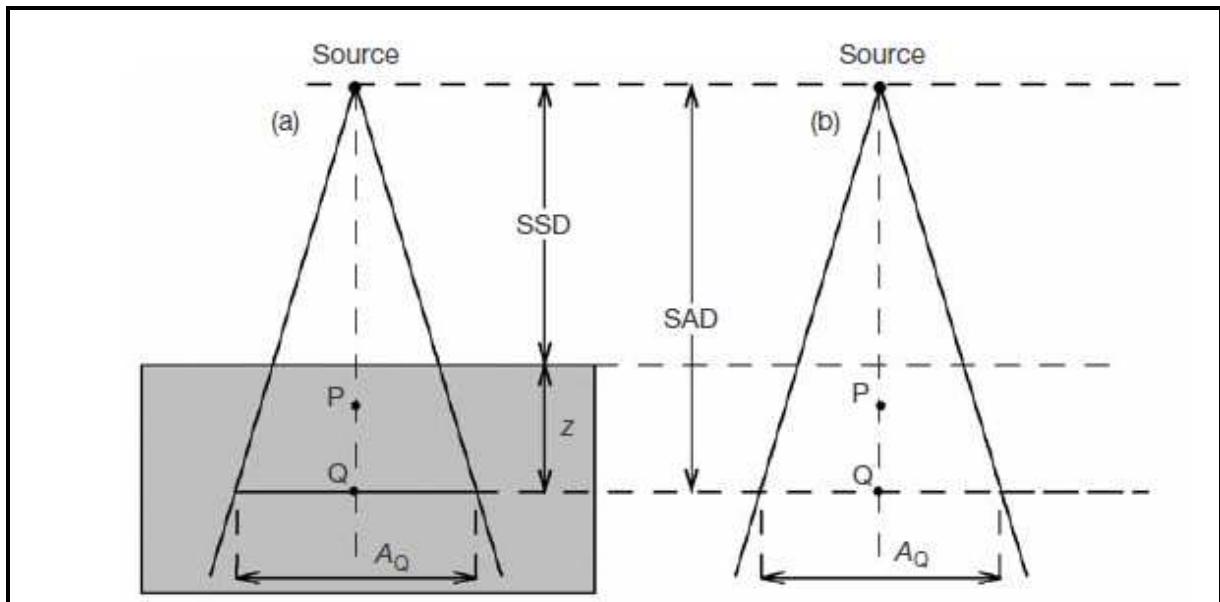


Figure 2 : schéma illustrant la configuration géométrique pour la mesure du TAR.

Dans le cas particulier où $Z = Z_{\max}$ on parle alors de **PSF** (peak scatter factor) **Figure 3**

$$PSF(A) = \frac{DQ_{eau}}{DQ_{air}}$$

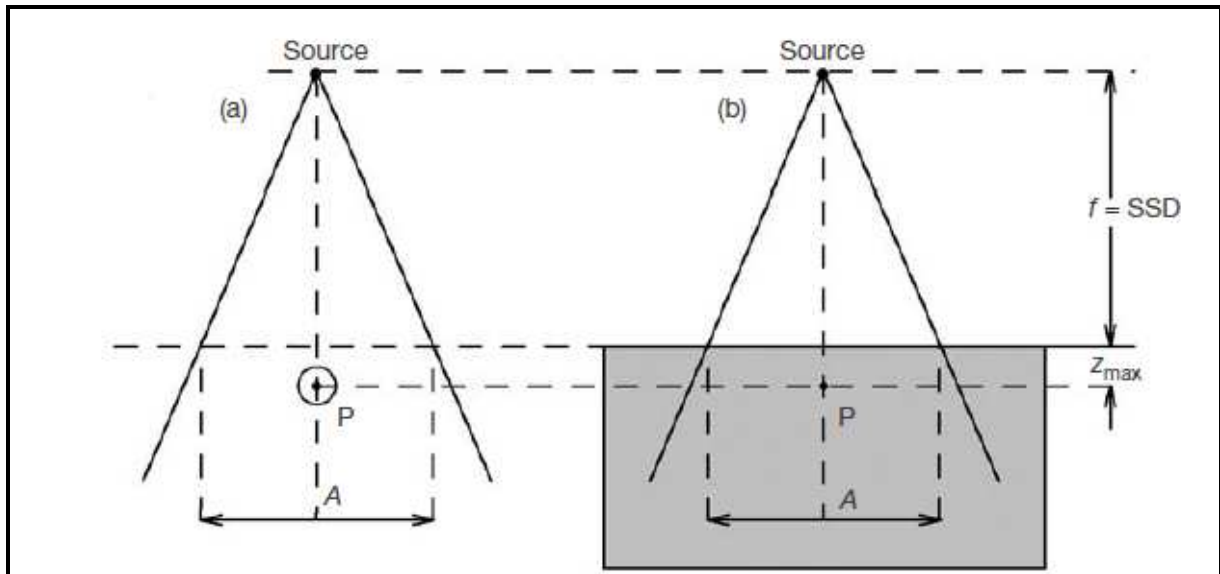


Figure 3 : schéma illustrant la configuration géométrique pour la mesure du TAR.

Bien que maintenant des fantômes automatiques permettent maintenant de mesurer les TMR, ces derniers sont plutôt calculer à partir des PDD qui sont plus facilement mesurable par la relation [12] :

$$TMR(z, AQ) = \frac{PDD(z, A)}{100} \times \frac{PSF(A)}{PSF(AQ)} \times \left[\frac{f + z}{f + Z_{\max}} \right]^2$$

Et les TAR sont aussi donnés par la relation :

$$TAR(Z, AQ) = TMR(Z, AQ) \times PSF(A)$$

En pratique on préfère convertir les champs carrés A_Q en champs circulaire « r » avec

$$\pi \cdot r^2 = A_Q \Rightarrow r = \frac{A_Q}{\sqrt{\pi}}$$

On posera :

$$TAR(z, AQ) = TAR(z, r)$$

Pour un champ rectangulaire (A x B) **figure 4** on divise la surface en N secteur chacun avec un angle θ tel que : $N = 2\pi / \theta$ cette méthode est appelé méthode de Clarkson, c'est lui qui l'a introduit pour la première fois.

$$TAR(z, A \times B) = \frac{1}{N} \times \sum_{i=1}^N TAR(z, r_i)$$

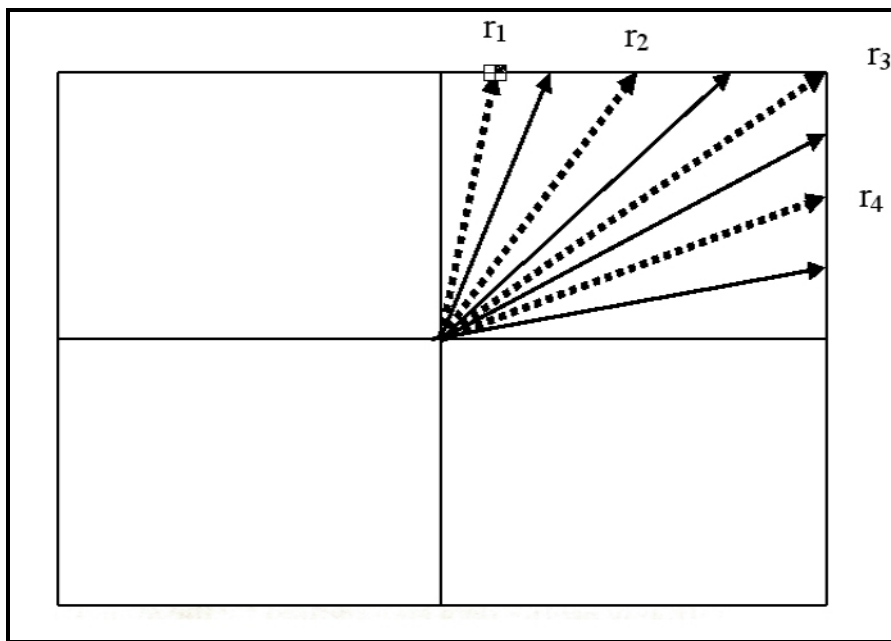


Figure 4 : subdivision d'un rectangle en N secteurs

Champs irréguliers

Pour les champs irréguliers **figure 5** on divise la surface irradiée en j zones définies par les arêtes du champ (5 Zones dans notre exemple) et chaque zone contient N_j secteur si la sommation se fera sur N secteurs égaux on aura alors :

$$TAR(p) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^M \delta_j \sum_{i=1}^{N_j} TAR_i(p)$$

$$\delta_j = \pm 1$$

En pratique, on oriente les arrêtes dans le sens de rotation d'une montre on trace une ligne qui passe par le point p et qui coupe chaque arrête (qui détermine une zone j), si cette ligne est traversé par l'arrête dans le sens de rotation d'une montre alors $\delta_j = +1$, dans le cas contraire $\delta_j = -1$.

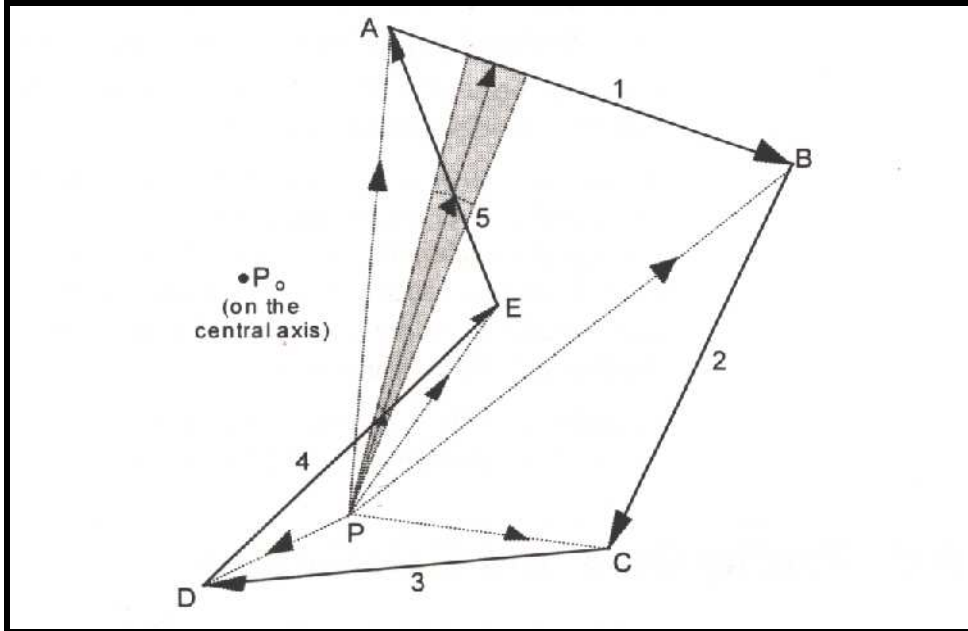


Figure 5 : subdivision d'un champ irrégulier en N secteurs

On définit le TAR(0):

$$TAR(Z, r = 0) = \lim_{r \rightarrow 0} TAR(Z, r)$$

Le TAR(0) n'est pas directement mesuré mais déterminé par extrapolation des valeurs du TAR comme le montre la figure 6 [13]

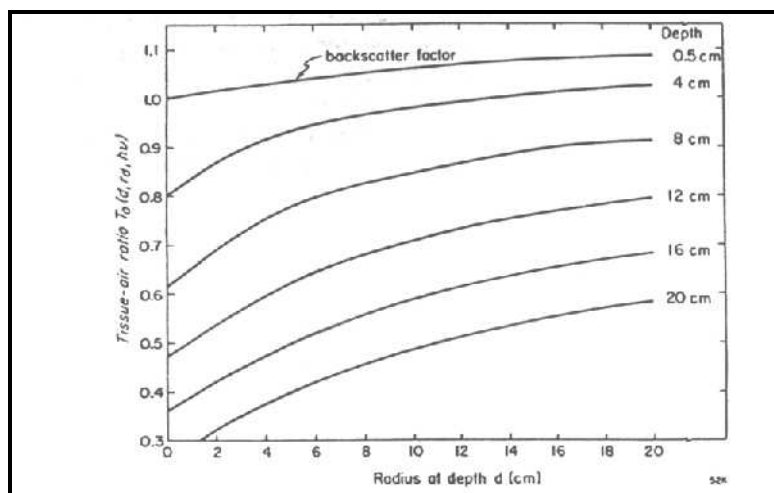


Figure 6 : détermination du TAR(0) par extrapolation pour un faisceau de cobalt

Le TAR (Z,0) représente la transmission du faisceau primaire au point p.

Scatter-Air Ratios

Le scatter-Air ratio est défini par :

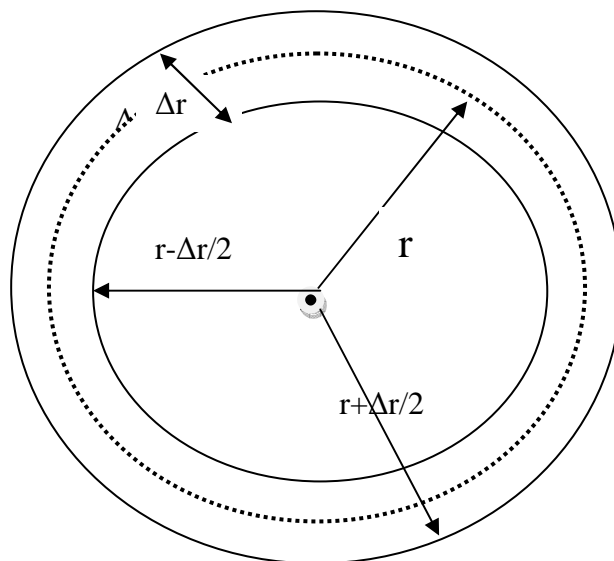
$$SAR(Z, r) = TAR(Z, r) - TAR(Z, 0)$$

Il représente la contribution du diffusé au point p

On définit alors la fonction Pencil Beam PB :

$$PB(z, r) = \frac{1}{2\pi r \Delta r} \left[SAR\left(Z, r + \frac{\Delta r}{2}\right) - SAR\left(Z, r - \frac{\Delta r}{2}\right) \right]$$

Qui représente la contribution du diffusé par unité de surface.



On sommant tous les « Pencil Beam » on obtient la contribution de tout le diffusé

$$PB_{tot} = \sum_{j=1}^J \sum_{i=1}^I PB(r_{ij}) \Delta x_i \cdot \Delta y_j$$

La dose au point p est donnée alors par la dose du faisceau primaire plus la dose de tous les « Pencil Beam » PB_{tot}

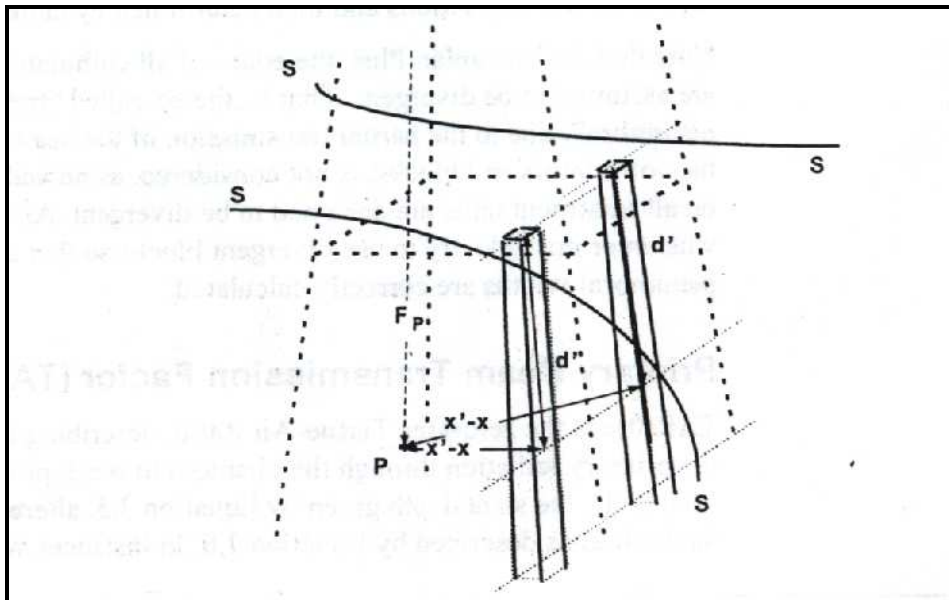


Figure 7 : schéma illustrant deux « Pencil Beam »

Annexe B

Dosimètre Diode

Un dosimètre diode est une jonction entre deux cristaux semi-conducteurs, tous les deux sont des cristaux de Silicium, qui présentent une structure diamant, et chaque atome est lié par des liaisons covalentes à quatre atomes voisins (quadrivalent) **Figure 1**. Un est de type n, dopé par un élément pentavalent comme l'arsenic ou le phosphore, appelé donneur. L'autre de type p, dopé par un élément trivalent comme le Bore ou l'Aluminium appelés accepteur **Figure II-15**.

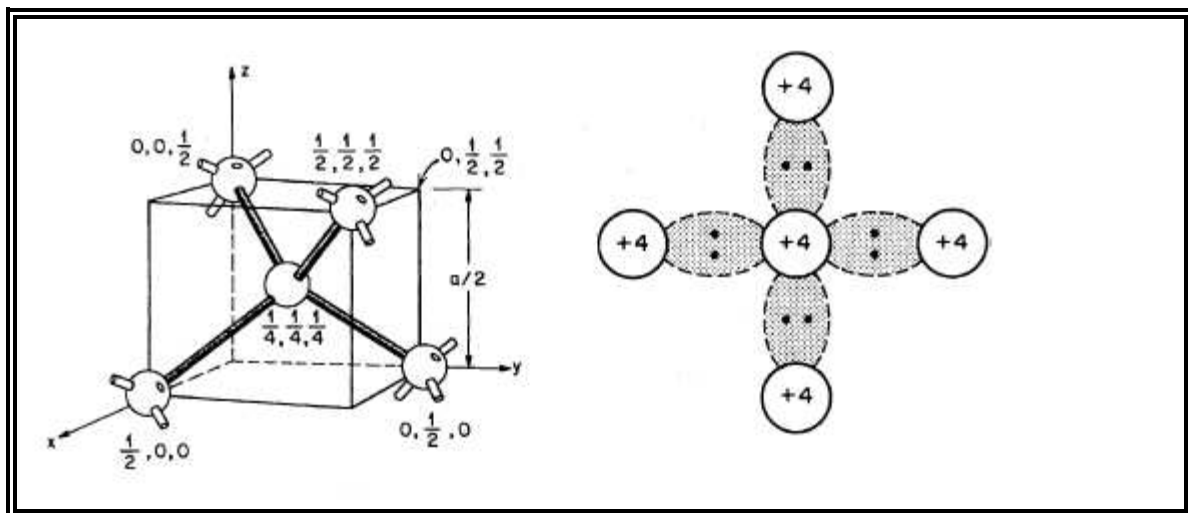


Figure 1 [23] : Illustration d'une structure Diamant et d'une liaison quadrivalente du Silicium(Si)

Le Silicium, comme les autres semi-conducteurs, sa bande de valence est complètement remplie par des électrons, alors que sa bande de conduction est vide à zéro degré Kelvin. A température ambiante, par l'effet de l'excitation thermique, un certain nombre d'électrons passent vers la bande de conduction en laissant le même nombre de trous dans la bande de valence, l'énergie séparant les deux bandes (gap d'énergie) n'est que de 1.12 eV [23]. Dans le cas d'un semi-conducteur de type n, les électrons peuplant la bande de conduction sont

beaucoup plus importants que les trous peuplant la bande de valence, au contraire pour un semi-conducteur de type p, les trous dans la bande de valence sont beaucoup plus nombreux que les électrons de la bande de conduction **Figure 3**

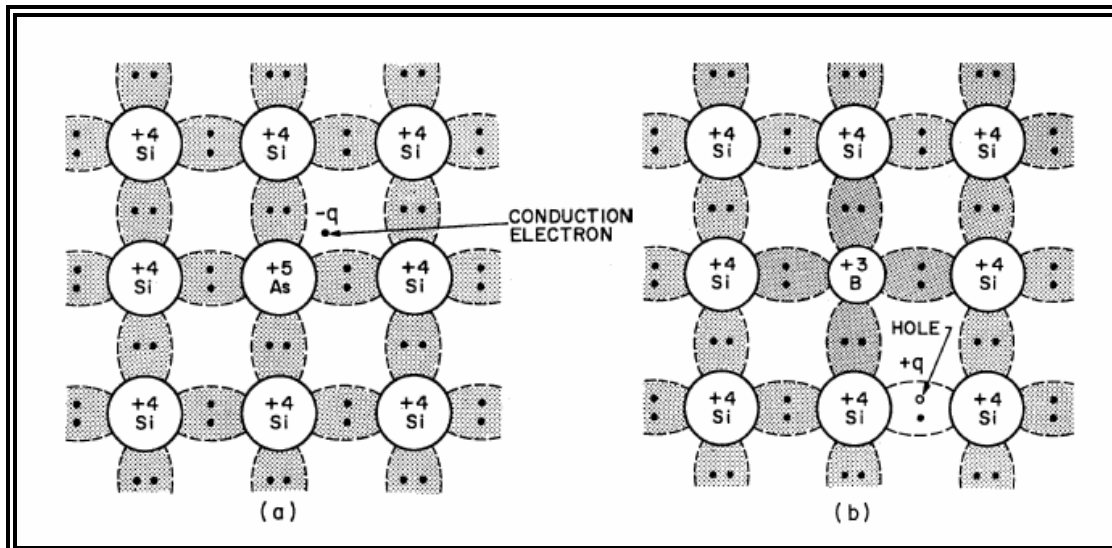


Figure 2 [23] : Schéma illustrant un semi-conducteur Silicium de type n, dopé à l'arsenic (donneur) (a) et un semi-conducteur Silicium de type p dopé au Bore (accepteur) (b).

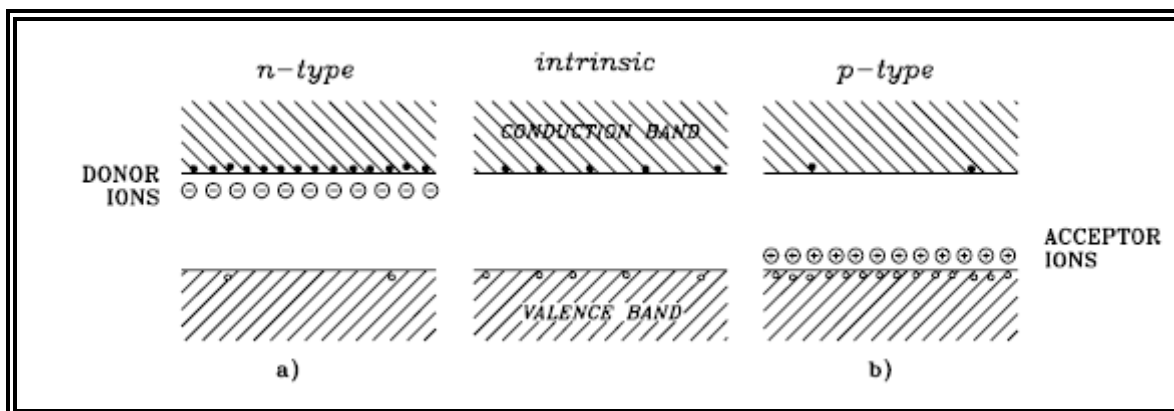


Figure 3 [23] : Illustration des occupations des bandes de conduction par les électrons et des bandes de valences par les trous pour un semi-conducteur non dopé (Intrinsèque), de type n et de type p.

Quand les deux semi-conducteurs de type n et de type p sont mis en contact, les électrons majoritaires dans le semi-conducteur de type n diffusent vers le semi-conducteur de type p alors que les trous majoritaire dans le type p diffusent dans le sens inverse, mais un très fort champ électrique (supérieur à 10^3V/cm) [24] dû à l'excès de charges positives dans le semi-conducteur de type n et à l'excès de charges négatives dans l'autre type de conducteur, stoppera la diffusion des trous et des électrons en créant un barrière de quelques microns [24] appelée zone de déplétion **Figure 4**

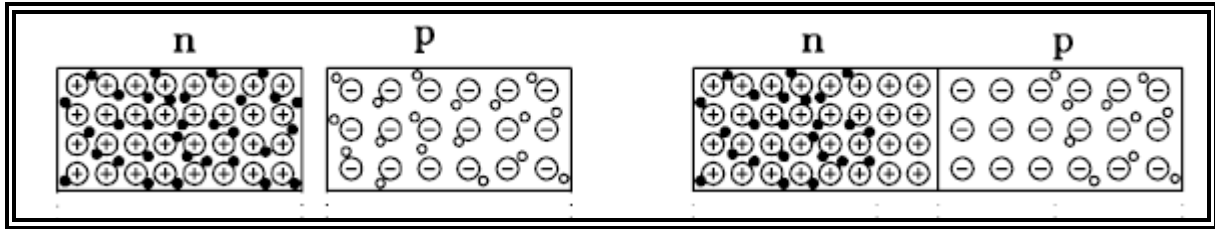


Figure 4 [23] : illustration de semi-conducteur de type n et de type p et de leurs jonction. Ou une concentration de charges opposées de part et d'autre engendrant un champ électrique qui stoppe la diffusion des électrons du type n vers le type p et inversement pour les trous.

En mettant la diode sous une différence de potentiel **Figure 5** et en irradiant la diode, les électrons induis par l'irradiation dans le semi-conducteur de type p et les trous dans le type n peuvent atteindre la zone de déplétion et ainsi être récoltés à cause du très fort champ électrique qui règne dans cette zone, et on récoltera ainsi un signal électrique proportionnel à l'intensité de l'irradiation. Le champ électrique intense intrinsèque à la diode rend inutile d'appliquer une très grande différence de potentiel à la diode comme c'est le cas pour les chambres d'ionisations pour pouvoir récolter les charges induites par les rayonnements.

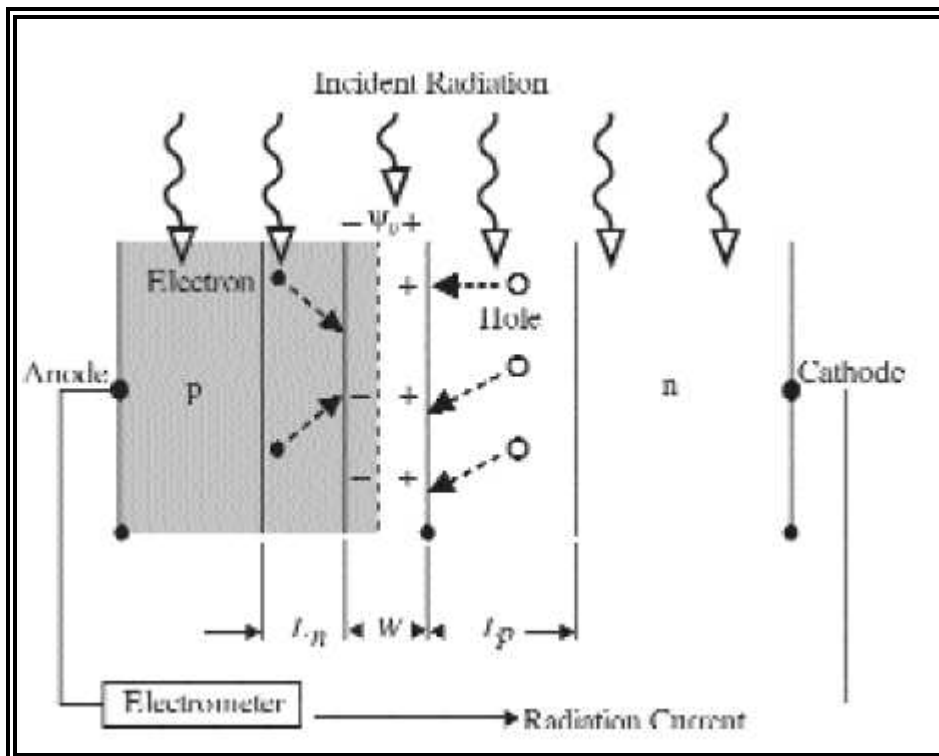


Figure 5 [24] : illustration des électrons induits par l'irradiation dans le semi-conducteur de type p et les trous dans le type n. Qui une fois arrivés dans la zone de déplétion, ils sont récoltés grâce au champ électrique intense qui y règne.

- (1) D.Hammouda, A.Afiane, Belhadef, Enquête nationale 2002
- (2) J.P Lebourgois, J. Chavaudra, F.Eschwege, Radiothérapie Oncologie, Hermann 1992, Paris.
- (3) ICRU Report 50, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy. Bethesda, MD, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
- (4) ICRU Report 62, Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50).Bethesda, MD, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999.
- (5) ICRU Report 29, Dose Specification for Reporting External Beam Therapy with Photons and Electrons, Washington DC, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1978.
- (6) Current ICRU definitions of volumes: limitations and future directions. James A. Purdy. Seminars in Radiation Oncology, Vol 14, No 1, pp 27-40, (January), 2004.
- (7) F.M.Khan, Physics of Radiation Therapy, The, 3rd Edition , Lippincott Williams & Wilkins 2003.
- (8) E.B.Podgorsak, Radiation Physics for Medical Physicists, Springer 2006.
- (9) E.B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: a Handbook For Teachers And Students International Atomic Energy Agency Vienna, 2005.
- (10) ICRU Report 33, Radiation quantities and units. Washington, DC. International Commission on Radiation Units and Measurements, 1980.
- (11) F.H.Attix, Radiation Dosimetry, Volume I, Academic Press.1968, Second Edition.
- (12) ICRU Report 37, Stopping Powers for Electrons and Positrons, Bethesda MD, International Commission on Radiation Units and Measurements , 1984.
- (13) M.Tubiana, Radiobiologie, Hermann 1986.
- (14) H.E. Johns, J.R. CUNNINGHAM. The Physics Of Radiology, 4th edition Charles C Thomas.Publisher,1983.
- (15) International Atomic Energy Agency, "Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams: An International Code of Practice", Technical Report Series no. 277 (2nd ed in 1997), IAEA, Vienna (1987).

- (16) International Atomic Energy Agency “Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water” Technical Report Series no. 398, IAEA, Vienna (2000).
- (17) R.Mohan,C.Chui, Energy and angular distributions of Photons From medical linear accelerators, Medical Physics, Vol. 12, No. 5, 592-597 Sep/Oct 1985
- (18) W. van der Zee and J. Welleweerd, Calculating photon beam characteristics with Monte Carlo techniques, Medical Physics, Vol. 26, No. 9, 1883-1892, September 1999.
- (19) J.Deng, S.B Jiang, A Kapur, J. Li, T.Pawlicki and C-M Ma, Photon Beam Characterization and Modelling for Monte Carlo treatment Planning, Phys. Med. Biol. 45 (2000) 411–427.
- (20) D.S.Bagheri and D.W.O Rogers , Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code, Medical Physics, Vol. 29, No. 3, 391-402, March 1999.
- (21) J. Sun, G. Doswell and J Cunningham, Modeling off-axis beam-softening to improve 3D dose-calculation accuracy for wedged photon beams, Engineering in Medicine and Biology Society, 2000 , 1813 - 1815 vol.3.
- (22) M.K. Yu, R.S. Sloboda and B. Murray, “Linear accelerator photon beam quality at off-axis points”, Med. Phys. 24, 233-239 (1997).
- (23) G.Lutz, Semiconductor Radiation Detectors, 2nd printing of the 1st ed. 1999, Springer- Berlin 2007.
- (24) American Association Of Physicists In Medicine (AAPM) Report No. 87, Diode In Vivo Dosimetry For Patients Receiving External Beam Radiation Therapy, Medical Physics Publishing, February 2005.
- (25) R. J Wilks, P. Bliss, The use of a compensator library to reduce dose inhomogeneity in tangential radiotherapy of the breast. Radiotherapy and Oncology 62 (2002) 147–157.
- (26) J. Chavaudra, Dernières recommandations de l’ICRU pour la prescription, l’enregistrement et le compte rendu de la radiothérapie externe. Cancer / Radiothérapie 1998, 2 : 607- 614, Elsevier, Paris.

- (27) P.M Evans, V.N Hansen, W.P.M Mayles, W Swindell, M Torr, J.R Yarnold, Design of compensator for breast radiotherapy using electronic portal imaging, *Radiothr Oncol* 1995; 37; 43-54.
- (28) V.N Hansen, P.M Evans, G.S Shentall, S.J Helyer, J.R Yarnold, W Swindell, Dosimetric evaluation of compensation in radiotherapy of the breast: MLC intensity modulation and physical compensator. *Radiother oncol* 1997; 42; 249-256.
- (29) S. H. Levitt, J. A. Purdy · C. A. Perez and S. Vijayakumar, *Technical Basis of Radiation Therapy, Practical Clinical Applications*, 4th Revised Edition, Springer- Berlin 2006.
- (30) D Corsetti, A Bellière, P Romestaing, Optimisation de la radiothérapie du cancer du sein : filtration compensation électronique, modulation d'intensité. *Cancer/Radiothérapie* 9 2005 ; 411- 413.
- (31) R Kawamorita, K Iwai Y Takeuchi, D Kuroda, S Iguchi, K Satou. Usefullnes of intensity-modulated radiation therapy for breast conserving radiation therapy: a three-dimensional treatment planning system comparison of irradiation methods [abstract]. *Nippon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi* 3003; 59 (6); 751-758.
- (32) B.C.J Cho. Improving radiotherapy treatment for left-side breast cancer.Ph.D Thesis Abstract. *Med. Phys.* 32; 2005.
- (33) B.C.J Cho, M Schwarz, B.J Mijnheer, H Bartelink, Simplified intensity-modulated radiotherapy using predefined segments to reduce cardiac complications in left-side breast cancer. *Radiother Oncol* 2004; 70; 231-241.
- (34) J.S Li, G.M Freedman, R Price, L Wang, P Anderson, L Chen, et Al. Clinical implementation of intensity-modulation tangential beam irradiation for breast cancer. *Med phys* 2004; 31: 1023-1031.
- (35) S.Webb, *Intensity-Modulated Radiation Therapy*. Institute of Physics Publishing Bristol and Philadelphia 2001.

- (36) Estro, Booklet No.5 ,Practical Guidelines For The Implementation Of In Vivo Dosimetry With Diodes In External Radiotherapy With Photon Beams (Entrance Dose) 2001 – First Edition
- (37) Guide pour la pratique quotidienne de la Dosimétrie in Vivo en radiothérapie externe : l’Institut National du Cancer (INCa) avec la collaboration de la Société Française de Physique Médicale (SFPM) et de l’Autorité de Sûreté Nucléaire (ASN) octobre 2008.
- (38) B Malfait, T Sarrazin, C Fournier, J.M Caudrelier, L Poupon, J Mazurier, B Castelin, E. Lartigau. Dosimétrie in vivo et radiothérapie des cancers du sein. Cancer/Radiother 6 (2002) 296-299.