

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur de la Recherche Scientifique
Université Abou Bekr Belkaid -Tlemcen-

Faculté des Sciences

Département de physique



Mémoire en vue de l'obtention

du diplôme de Master en

PHYSIQUE MÉDICALE

Option : Imagerie et Radioprotection

Thème

*La mise en œuvre de la dosimétrie in vivo
dans le centre anti cancer d'Oran*

Présenté par : M^{ELLE} Maârif Sihem
M^{ELLE} Radji Hakima

Soutenu devant le jury composé :

D ^r MEGUENNI Kaouel	Professeur	Président
M ^r HATTALI Belgacem	Physicien médical	Encadreur
D ^r MERAD Abdelkrim	Maitre de conférence	Examineur
D ^r LIANI Bachir	Professeur	Examineur
D ^r BENMOUNA Mustafa	Professeur	Invité

Année universitaire 2010-2011

Remerciements

Ce travail a été effectué au sein du service de Radiothérapie de l'Etablissement Hospitalier Anti-Cancer EL AMIR ABD EL KADAR d'Oran. Nous tenons à remercier le Professeur AIDE (chef de service de radiothérapie) de nous avoir accueillies dans son Service durant la réalisation de ce mémoire.

Nous exprimons à Messieurs le Professeur BENMOUNA Mustapha responsable de la physique médicale, le Professeur MEGUENNI Kaouel maitre de conférence , le Docteur MERAD Abdelkrim maitre de conférence et le Professeur LIANI Bachir toute notre gratitude pour l'intérêt qu'ils ont porté à ce travail en acceptant de faire partie du jury.

Nous tenons plus particulièrement à témoigner toute notre reconnaissance à Monsieur Hattali Belgacem physicien médical de l'établissement hospitalier contre le cancer EL AMIR ABD EL KADAR d'Oran, qui a su nous encadrer et sans lequel ce travail n'aurait jamais pu être réalisé. Nos remerciements les plus sincères pour sa disponibilité, la patience avec laquelle il a répondu à nos nombreuses questions, ses conseils et son aide. Encore une fois, nos remerciements pour toute sa disponibilité et son état réceptif.

Nos remerciements vont également à Monsieur BOUROUINA Mourad (physicien médical). Nos remerciements pour tout le temps qu'il a consacré pour nous, pour sa gentillesse, sa disponibilité et son aide le long de ce travail.

Comme nous tenons à exprimer également nos remerciements à tous les membres de l'équipe de physique et l'équipe des manipulateurs pour leur accueil chaleureux, leur amitié et leur bonne humeur constante. Merci de nous avoir accordé leur patience durant des moments parfois difficiles.

Nos remerciements s'adressent aussi à tous nos amis pour tous les bons moments que nous avons passés ensemble.

Enfin, nos remerciements les plus sincères pour toute personne ayant contribué à notre éducation, instruction et formation. Pour tout ce joli Monde, nous exprimons notre gratitude.

Melle Sihem et Melle Hakima

SOMMAIRE

INTRODUCTION	01
Chapitre I	
INTERACTIONS ENTRE LES RAYONNEMENTS IONISANTS ET LA MATIERE ET NOTIONS DOSIMETRIQUES	
I.1 INTRODUCTION.....	02
I.2 DEFINITION ET CLASSIFICATION DES RAYONNEMENTS IONISANTS	02
I.3 INTERACTIONS DES PARTICULES AVEC LA MATIERE	04
I.3.1. Interaction des particules chargées légères avec la matière	05
I.3.1.1 Interaction des électrons avec la matière	05
I.3.1.1.1 La collision	05
I.3.1.1.2 Rayonnement de freinage	07
I.3.1.1.3 Transfert linéique d'énergie (TEL)	08
I.3.1.1.4 Pouvoir linéique d'arrêt	08
I.3.1.1.5 .Parcours des rayonnements électroniques	09
I.3.1.2. Cas particulier des positons	10
I.3.2 Interaction des particules chargées lourdes avec la matière	10
I.3.3 Interaction des neutrons avec la matière	10
I.4 INTERACTIONS DES OEM (PHOTONS) AVEC LA MATIERE ..	11
I.4.1. Effet photoélectrique	11
I.4.2. Effet Compton	12
I.4.3. Effet de production de paires	13
I.4.4. Domaine de prépondérance de chacun des effets	14
I.5 ATTENUATION DES RAYONNEMENTS ELECTROMAGNETIQUES	15
I.5.1 Loi d'atténuation du rayonnement électromagnétique	15
I.5.2 Couche de demi-atténuation	16
I.6 NOTIONS DE DOSE ABSORBÉE ET DE DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE	16
I.6 .1 Dose absorbée	16
I.6 .2 Débit de dose absorbée	17

I.6 .3 Exposition	17
I.6 .4 Kerma	17
I.6 .5 L'équilibre électronique	19
I.7 EFFETS BIOLOGIQUES DES RAYONNEMENTS IONISANTS ..	20
I.8 SYSTEME REGLEMENTAIRE DE RADIOPROTECTION	21
I.8.1 Classification des zones de travail et des travailleurs	21
I.8.2 Principes de la radioprotection	21
I.8.2.1 Justification des pratiques	21
I.8.2.2 Optimisation	21
I.8.2.3 Limitation	22
I.8.3 Protection contre l'exposition externe	22
I.8.4 Normes internationales de radioprotection	22

Chapitre II

LA RADIOTHERAPIE EXTERNE CONFORMATIONNELLE 3D

II.1 LES ALTERNATIVES THERAPEUTIQUES DU CANCER	23
II.2 LA RADIOTHERAPIE	23
II.2.1 Bref historique	23
II.2.2 La radiothérapie externe	24
II.2.2.1 Définition	24
II.2.2.2 Radiothérapie conformationnelle 3D	25
II.2.2.2.1 La technique de l' IMRT	25
II.3 LE TRAITEMENTS PAR RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE	26
II.3.1 Détermination du plan de traitement	26
II.3.2 La simulation	28
II.3.3 Dosimétrie et durée d'irradiation	29
II.3.3.1 Dosimétrie	29
II.3.3.2 Calcul des temps d'irradiation	30
II.3.4 Mise en place - séance préliminaire à l'irradiation	31
II.3.5 La dosimétrie in vivo	31
II.4 PROBLEMATIQUE ET DETECTABILITE DES ERREURS	32
II.4.1 Les Erreurs en radiothérapie externe	32

II.4.2 Hiérarchie des erreurs détectables	32
II.5 INFRASTRUCTURE, EQUIPEMENTS ET RESSOURCES HUMAINES (PRINCIPE ET EVOLUTION TECHNIQUE)	34
II.5.1 Principe général de fonctionnement des accélérateurs linéaires	34
II.5.2 L'imagerie « portale »	39
II.5.3 La dosimétrie et les systèmes informatiques	41
II.5.4 Rôle des différents acteurs	43
II.5.4.1 Identification des acteurs	43

CHAPITRE III

PARTIE PRATIQUE CALIBRATION DES DIODES A SEMI-CONDUCTEUR DE MESURE IN VIVO

III.1. INTRODUCTION	45
III.2. LES TECHNIQUES LES PLUS DISPONIBLES DANS LA MESURE IN VIVO	45
III.2.1. Dosimétrie In Vivo par radiothermoluminescence (TLD)	45
III.2.1.1 Avantage	46
III.2.1.2 Inconvénients	46
III.2.2 Dosimétrie In vivo par détecteurs MOSFET	46
III.2.2.1 Principe de fonctionnement	46
III.2.2.2 Avantage	46
III.2.2.3 Inconvénients	47
III.2.3 Dosimétrie In vivo par les détecteurs à semi-conducteurs	47
III.2.3.1 Les détecteurs à semi-conducteurs	47
III.2.3.2 Principes physiques de la dosimétrie par semi-conducteurs	49
III.2.3.3 Caractéristique des sondes semi-conductrices utilisées dans les mesures	49
III.3 CALIBRATION DES DIODES A SEMI-CONDUCTEUR	50
III.3.1 Instruments de mesure requis	50
III.3.2 La calibration	50
III.3.3 détermination du facteur de calibration	50
III.3.3.1 Structure du système de mesure	51
III.3.3.2 Réponse de l'instrument de mesure en fonction de différentes grandeurs d'influence	52

III.3.3.2.1 Influence de la température	52
III.3.3.2.2 Réponse en fonction du champ d'irradiation	52
III.3.3.2.3 Réponse en fonction de l'angle d'incidence d'irradiation	54
III.3.3.2.4 Réponse en fonction de la DSP d'irradiation	56
III.3.3.2.5 Linéarité	58
III.3.3.3 Facteurs correctifs	61
III.3.3.3.1 Facteur de correction en fonction de l'ouverture du champ	61
III.3.3.3.2 Facteur de correction en fonction de la DSP	62
III.3.3.3.3 Facteur de correction en fonction de l'angle d'incidence	64
III.3.3.3.4 Facteur de correction en fonction de filtre en coin	65
III.3.3.3.5 Facteur de correction en fonction de tray sans trous	67
III.3.3.3.6 Facteur de correction en fonction de try avec trous	68
III.4 LA DOSIMETRIE IN VIVO	68
III.4 .1 Introduction	68
III.4.2 Mesure de la dosimétrie in vivo	69
III.4.3 Mesure de la dose à l'entrée	69
III.4.3.1 Tolérances	70
III.4.3.2 Les tests de vérification de la diode	70

Chapitre IV

L'APPLICATION DE LA DOSIMETRIE IN VIVO SUR PATIENTS

IV.1 INTRODUCTION	73
IV. 2 GENERALISATION	73
IV. 2.1 L'organisation de traitement	73
IV. 3. LA 1^{ERE} LOCALISATION	75
IV. 3.1 Cancer de rectum	75
IV. 3.2. Réalisation de la dosimétrie	75
IV. 3.2. 1. Limites prévisionnelles des faisceaux à adapter	76
IV. 3.2.2 Pondération le plus souvent utilisée	78
IV.3.3 La dosimétrie in vivo	78
IV.3.3.1. Teste sur fantôme	78
IV.3.3.2. Mesure sur patient	78
IV.3.3.3. Les calculs de dosimétrie in vivo	79

IV.4. LA 2^{EME} LOCALISATION	81
IV. 4.1. Cancer de coll	81
IV.4.2. Réalisation de la dosimétrie	81
IV.4.2.1.Limites prévisionnelles des faisceaux à adapter	81
IV.4.2.2.Pondérations le plus souvent utilisées	83
IV.4.3 La dosimétrie in vivo	84
IV.4.3.1.Teste sur fantôme	84
IV.4.3.2. Les calculs de dosimétrie in vivo	84
IV.5 LA 3^{EME} LOCALISATION	87
IV.5.1 Cancer de la vessie	87
IV.5.2 Réalisation de la dosimétrie	87
IV.5 .2.1.Limites prévisionnelles des faisceaux à adapter	87
IV.5 .2.2.Pondérations les plus souvent utilisées	88
IV.5 .3. La dosimétrie in vivo	89
IV.5 .3.1 Teste sur fantôme	89
IV.5 .3.2 Mesure sur patient	90
IV.6. LA 4^{EME} LOCALISATION	91
IV.6.1. Cancer de cavum	91
IV.6.2.Réalisation de la dosimétrie	91
IV.6.2.1.Limites prévisionnelles des faisceaux à adapter	92
IV.6.2.2. Pondérations les plus souvent utilisées	93
IV.6.3 La dosimétrie in vivo	94
IV.6.3.1.Teste sur fantôme	94
IV.6.3.2.Mesure sur patient	95
IV.7. LA 5^{EME} LOCALISATION	96
IV.7.1.Cancer de sein	96
IV.7.2.Réalisation de la dosimétrie	96
IV.7.3. La dosimétrie in vivo	97
IV.7.3.1. Testes sur fantôme	97
IV.7.3.2. Mesures sur patient	97
IV.8 LES RESULTAT	100
CONCLUSION	102
BIBLIOGRAPHIE	103

Chapitre I

Figure I.1 : Phénomène d'ionisation	6
Figure I.2 : Phénomène d'excitation	7
Figure I.3 : Rayonnement de freinage	8
Figure I.4 : Parcours et portée d'un faisceau d'électrons	9
Figure I.5 : Phénomène d'annihilation de la matière	10
Figure I.6 : Effet photoélectrique.....	12
Figure I.7 : Effet Compton.....	13
Figure I.8 : Effet de production de paires	13
Figure I.9 : Domaine de prépondérance de chaque effet	14
Figure I.10 : Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé	18
Figure I.11 : Equilibre électronique	19

Chapitre II

Figure II.1 : Comparaison entre la radiothérapie conventionnelle et l'IMRT.....	25
Figure II.2 : Les collimateurs multi-lames	26
Figure II.2 : Les différents volumes irradiés.....	27
Figure II.3 : Appareil de simulation.....	28
Figure II.4 : la section accélératrice.....	36.
Figure II.5 Circuit haute fréquence	37
Figure II.6 Composants principaux accélérateur linéaire (image Siemens)	38
Figure II.7 accélérateur linéaire Primus siemens	38
Figure II.7 principe de fonctionnement d'imagerie portale	40
Figure II.8 Imagerie portale (image Primus siemens)	40
Figure II.9 : Les différents acteurs en radiothérapie	43

Chapitre III

Figure III.1: Représentation schématique nue jonction PN.....	49
Figure III.2: Schéma représentatif de la structure du système de mesure	51
Figure III.3: La réponse de la chambre en fonction du champ.....	53
Figure III.4: La réponse de la diode en fonction du champ.....	54
Figure III.5: La réponse de la chambre en fonction du champ.....	55
Figure III.6: La réponse de la diode en fonction du l'angle	56
Figure III.7: La réponse de la chambre en fonction du la DSP	57
Figure III.8: La réponse de la diode en fonction du la DSP.....	58
Figure III.9: La réponse de la diode et la chambre en fonction de la variation des UM (6MV)	59
Figure III.10: La réponse de la diode et la chambre en fonction du la variation des UM (18MV).....	60
Figure III.11 : Facteur de correction champs	62
Figure III.12: Facteur de correction DSP	63
Figure III.13 : Facteur de correction de l'angle.....	65
Figure III.14: Facteur de correction du filtre en coin (6 MV)	66
Figure III.14: Facteur de correction du filtre en coin (6 MV)	67
Figure III.16: Schéma représente la mesure à l'entrée	70

Chapitre IV

Figure IV.1: DRR champs antérieur	76
Figure IV.2: DRR du champ latéral	76
Figure IV.3: Les défibrant champ de traitement du rectum par TPS.....	77
Figure IV.4: La distribution de la dose	77
Figure IV.5: Les champs du traitement	78
Figure IV.6: DRR du champ antérieur	82

Figure IV.7: DRR du champ latéral	82
Figure IV.8 : les défibrant champ de traitement du coll Par TPS	83
Figure IV.9 : la distribution de la dose.....	83
Figure IV.10 : Les champs du traitement.....	84
Figure IV.11 : DRR champs antérieur	88
Figure IV.12 : DRR champs latéral	88
Figure IV.13: la distribution de la dose.....	89
Figure IV.14: Les champs du traitement	89
Figure IV.15: DRR champs latéral	92
Figure IV.16: DRR champs antérieur	93
Figure IV.17: la distribution de la dose.....	94
Figure IV.18 . Les champs du traitement	94
Figure IV.19 : La réalisation d'une mesure in vivo sur le patient.....	95
Figure IV.20: Les champs du traitement du sien	97
Figure IV.21: Mesure in vivo sur patiente	97
Figure IV.22 : La comparaison entre la dose mesurée sur patient, la dose mesurée sur fantôme, et la dose attendue calculée par TPS	101
Figure IV.23 : Histogramme de l'écartype entre les trois mesures.....	101

INTRODUCTION

L'activité de soins en radiothérapie a la particularité d'être un des secteurs de la santé où la complexité technologique est la plus importante dans la prise en charge des patients. Cet aspect et les événements indésirables graves recensés ces dernières années ont incité les tutelles à renforcer réglementairement les exigences de qualité et de sécurité dans cette spécialité. Un des moyens de ce renforcement est d'introduire l'obligation de vérifier directement la dose absorbée reçue par le patient lors d'une séance d'irradiation, grâce à la dosimétrie in vivo (DIV).

Nombreuses recommandations ont été édités pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe précisant la nécessité d'effectuer un contrôle de qualité lors de la réalisation du traitement, en particulier en effectuant des mesures in vivo de la dose délivrée pour détecter des erreurs systématiques.

Les mesures in vivo effectuées dans ce travail consistent à réaliser des mesures de dose sur le patient pendant l'irradiation à l'aide de détecteurs semi-conducteur placés dans des sites facilement accessibles tels que la peau ou des cavités naturelles du corps. Il faut rappeler qu'en radiothérapie, une précision de 5% est souhaitable et qu'une variation de dose de 10% au volume cible peut modifier de façon significative le contrôle local de la tumeur ou le taux de complications. Le traitement idéal consisterait à délivrer pour tous les patients une dose égale à la dose prescrite.

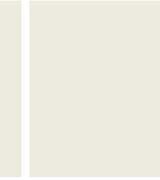
Ce mémoire se divise en quatre chapitres :

Le premier traite des objectifs généraux, des phénomènes de l'interaction des rayonnements ionisants avec la matière.

Dans le deuxième chapitre, on a fait une place particulière à la technique de la radiothérapie conformationnelle utilisé actuellement dans les traitements des patients.

Le troisième chapitre décrit les procédures de calibration des diodes à semi-conducteur utilisées dans nos mesures et la détermination des facteurs de correction par la méthode de la dose à l'entrée.

En fin, dans le quatrième Chapitre est mené sur la pratique de la dosimétrie in vivo appliqué à une dizaine de patients de différentes localisations qui était au cœur de traitement dans le centre anti-cancer d'Oran.



Chapitre I

INTERACTIONS ENTRE LES RAYONNEMENTS IONISANTS ET LA MATIERE ET NOTIONS DOSIMETRIQUES

I.1 Introduction

Le rayonnement ionisant est un rayonnement qui peut ioniser la matière lorsqu'il entre en interaction avec celle-ci, c'est-à-dire qu'il peut enlever un ou plusieurs électrons à ses atomes. Un atome (ou une molécule) qui perd un électron avec sa charge négative devient chargé positivement. On appelle ionisation la perte (ou le gain) d'un électron, et on appelle ion un atome ou une molécule de charge non neutre. [PCE RP]

Ces rayonnements pourvus d'énergies vont interagir avec les structures constitutives de la matière, c'est-à-dire essentiellement les électrons et les noyaux des atomes. En interagissant, le rayonnement va céder tout ou partie de cette énergie à la matière. En contrepartie, cette dernière subit des modifications du fait de cette interaction.

Il est important de noter dès à présent qu'il existe de nombreux types d'interaction

rayonnements-matière en fonction de la nature du rayonnement et de la quantité d'énergie qu'il transporte. [PCE RP]

Les rayonnements rencontrés en médecine et en biologie sont constitués, soit par des particules, chargées ou non chargées, soit par des photons. Leur interaction avec la matière se traduit par un transfert d'énergie. Donc une interaction est nécessaire pour détecter un rayonnement, d'où l'importance de cette notion en imagerie diagnostique. De même, un transfert d'énergie est la première étape de l'action biologique des rayonnements. [PCE RP]

I.2. DEFINITION ET CLASSIFICATION DES RAYONNEMENTS IONISANTS :

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

- Un rayonnement ionisant est un transport d'énergie sous la forme de particules ou d'ondes électromagnétiques d'une longueur d'ondes inférieure ou égale à 100 nanomètres.

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

- Tout d'abord un rayonnement ionisant est un transport d'énergie : sans énergie, pas de radioprotection puisque c'est l'énergie transférée à la matière qui va occasionner des dégâts dans celle-ci ;
- ensuite la nature de ce rayonnement : elle a une très grande importance dans la mesure où les types d'interactions dans la matière en seront dépendants.

Autrement dit, une particule ou une onde électromagnétique vont céder leur énergie d'une façon bien caractéristique.

- Les rayonnements pourront être classés en fonction de leur nature et de leur énergie.

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

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

$$\mathbf{E = mc^2}$$

Où m est la masse et c la vitesse de la lumière.

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

$$\mathbf{E = mc^2 = T + m_0c^2}$$

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

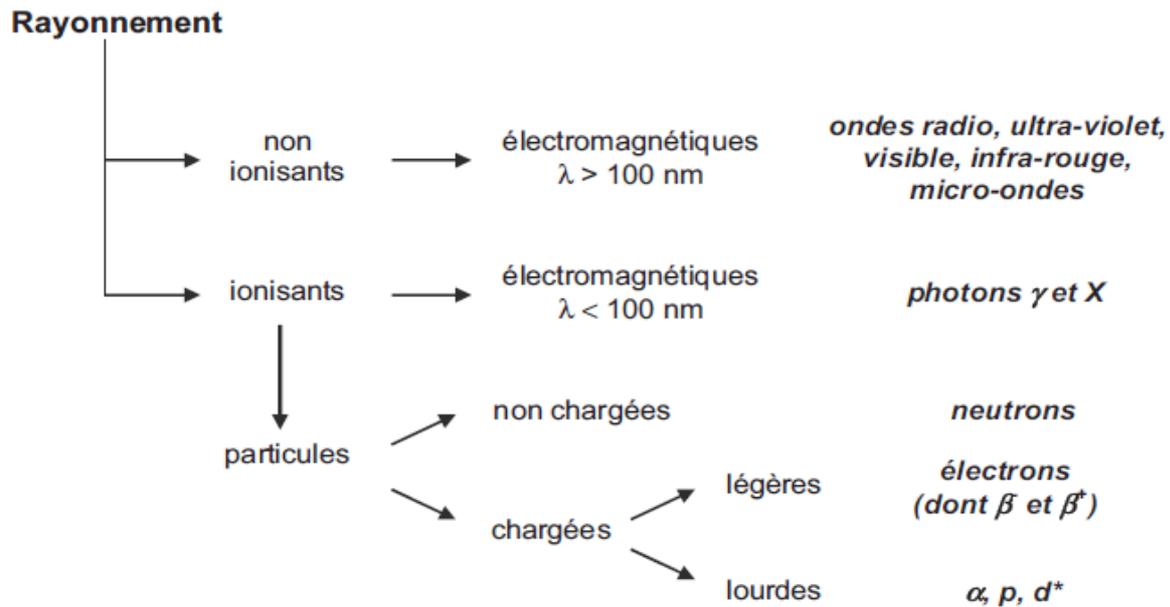
– Les rayonnements électromagnétiques, qui sont constitués par un flux de photons et donc n'ont pas de masse. On emploie parfois à leur égard le terme « énergie qui se déplace ».

Cette énergie est donnée par la relation :

$$\mathbf{E = hv = hc/\lambda}$$

Où h est la constante de Planck ($6,6 \cdot 10^{-34}$ J.s) et ν la fréquence du rayonnement (en s^{-1})

Égale au rapport entre c et la longueur d'onde λ du rayonnement (en m).



α : ${}^4\text{H}$, p : ${}^1\text{H}$, d^* : ${}^2\text{H}^+$

Dans la plupart des cas, les rayonnements électromagnétiques seront caractérisés soit par leur énergie E , soit par leur longueur d'onde .

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

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

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

I.3.INTERACTIONS DES PARTICULES AVEC LA MATIERE

Les particules chargées sont directement ionisantes. Elles interagissent avec une probabilité de 100% avec les électrons du milieu à cause de la force électromagnétique Le neutron est indirectement ionisante. Pour ioniser la matière, le neutron doit tout d'abord interagir avec un proton. Le proton va ensuite perdre leur énergie cinétique en ionisant le milieu. C'est donc un processus indirect, moins probable. [PCE RP]

I.3.1. Interaction des particules chargées légères avec la matière

L'ionisation et l'excitation coulombienne d'atomes sont les processus dominants dans l'interaction de particules chargées avec la matière. [PCE RP]

I.3.1.1 Interaction des électrons avec la matière

- Les électrons sont des particules légères porteuses d'une charge électrique élémentaire, négative pour les **négatons** et positive pour les **positons**.
- Les électrons en mouvement dans un milieu matériel perdent leur énergie cinétique au cours d'interactions avec les atomes du milieu traversé. Ils agissent soit avec les électrons des atomes constituant le milieu, soit avec leur noyau.
- Dans le cas d'une interaction **électron-électron**, on parlera de collision. Il en existe deux types : l'ionisation et l'excitation; dans le cas d'une interaction **électron-noyau**, On parlera de freinage. [PCE RP]

I.3.1.1. 1 La collision :

- C'est une interaction entre l'électron projectile et les électrons de la matière. Dans cette interaction il y a ionisation ou excitation ou transfert thermique. Ces processus sont à la base des méthodes de détection et à l'origine des effets biologiques.
- Un électron d'énergie cinétique, T , pénètre dans un milieu (nuage d'électrons). Il interagit avec tous les électrons du milieu qui sont plus ou moins distants de lui. Les pertes d'énergies Q qu'il subit sont donc comprises entre 0 pour une collision à très grand paramètre d'impact et la totalité de l'énergie T dans le cas d'une collision frontale. Statistiquement, les collisions frontales sont beaucoup moins probables que les autres, ce qui signifie que les pertes d'énergie sont plus souvent proches de 0 que de T . Pour les collisions à grand paramètre d'impact, les transferts sont d'autant plus importants que l'énergie cinétique de l'électron incident est faible. Cela est dû au temps d'interaction entre les deux électrons considérés. Ces transferts sont caractérisés par le pouvoir d'arrêt par collision que l'on définit par la relation suivante :

$$S_c = \Delta T / \Delta X \text{ en MeV/cm}$$

- Qui correspond donc à l'énergie moyenne perdue par centimètre de matière.
- D'une façon générale :

❖ Phénomènes d'ionisation

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

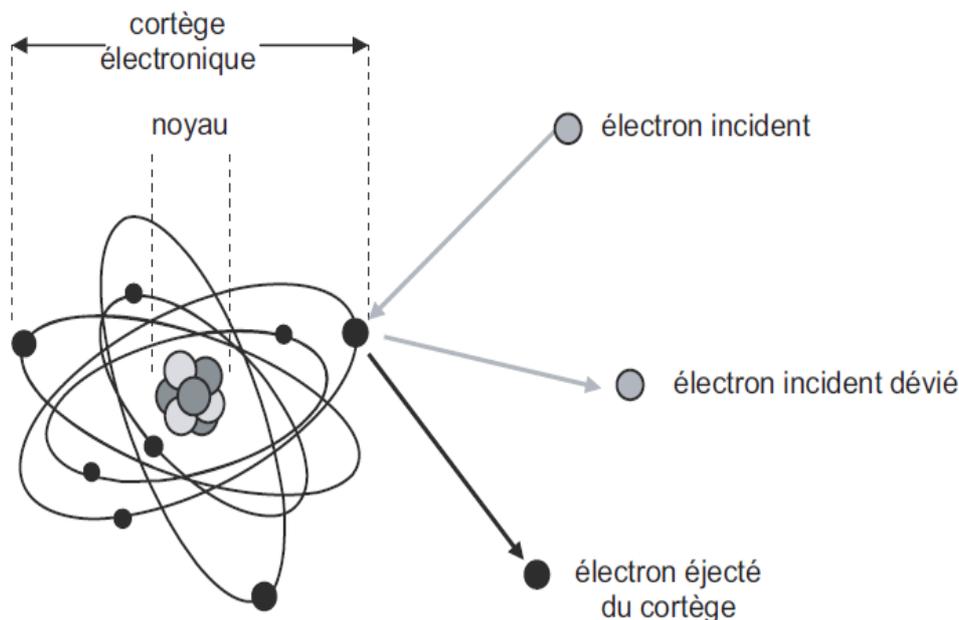


Figure1.1 : Phénomène d'ionisation

❖ Phénomène d'excitation :

- L'énergie transférée est exactement égale à la différence entre les énergies de liaison de deux couches électroniques. L'électron atomique saute sur une orbite correspondant à une couche électronique moins liée, on dit qu'il est **excité**.
- Cet électron va chercher à retrouver son niveau énergétique de départ. Lors de son retour à sa couche originelle, de l'énergie est libérée sous la forme d'un photon dont la valeur d'énergie dépendra de la différence entre les deux niveaux énergétiques. On parle de réarrangement du cortège électronique. [PCE RP]

- Ce phénomène s'observe également dans le cas d'une Ionisation ou il aboutit généralement à une émission en cascade de rayonnements Électromagnétiques et/ou électroniques de faibles énergies.

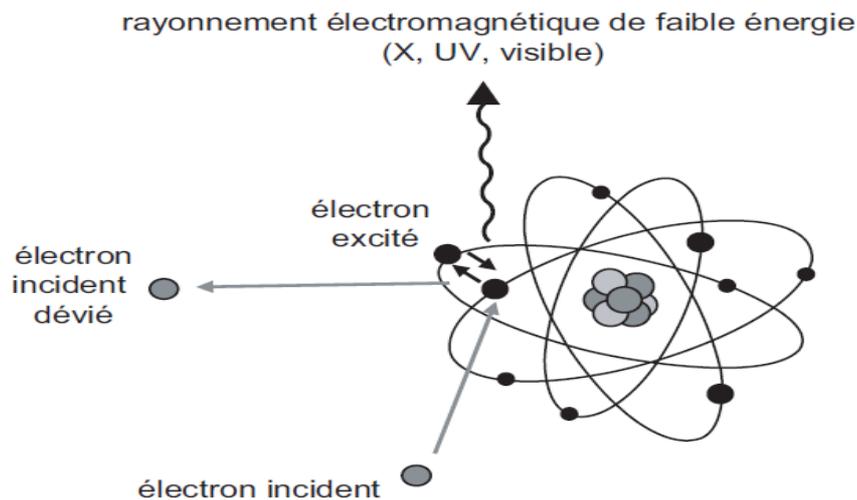


Figure 1.2 :Phénomène d'excitation

I.3.1.1.2 Rayonnement de freinage :

- Les électrons incidents peuvent interagir avec les noyaux des atomes de la substance traversée. Ils subissent l'influence du champ coulombien du noyau : ils sont alors déviés et cèdent une partie de leur énergie au noyau. Cela se manifeste par un ralentissement ou freinage. L'énergie perdue est émise sous la forme de rayonnements X, dits de **freinage**. [PCE RP]
- Ce phénomène n'est important que dans le cas d'électrons de forte énergie (supérieure à 1 MeV) traversant une matière constituée d'atomes lourds (numéro atomique Z élevé).
- Toute charge décélérée (ou accélérée) émet un rayonnement électromagnétique sous la forme de photons.
- énergie perdue proportionnelle à la (décélération) :

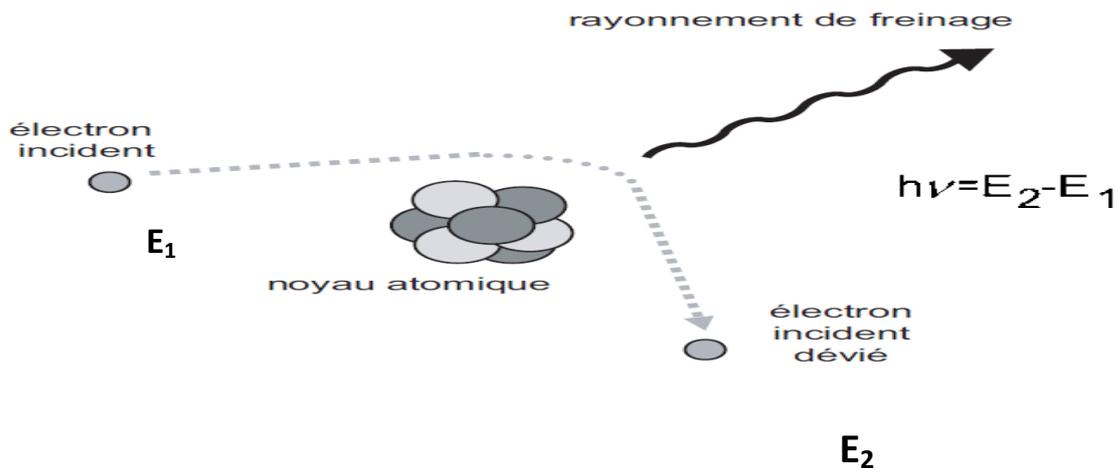


Figure 1.3 :Rayonnement de freinage

I.3.1.1.3. Transfert linéique d'énergie (TEL) :

Les trois mécanismes décrits précédemment permettent aux électrons de transférer leur énergie à la matière traversée.

Le transfert linéique d'énergie (TEL) c'est l'énergie moyenne transférée par les électrons à la matière par unité de longueur de la trajectoire parcourue. Le TLE, qui s'exprime en général en keV.cm^{-1} ou en MeV.cm^{-1} , est en fonction de l'énergie des électrons et de la nature de la substance traversée. [PCE RP]

Le TEL est donc une grandeur importante dans la détermination de l'effet biologique. Le T.L.E. reflète directement la nuisance biologique d'un rayonnement donné.

TLE=énergie cédée par unité de longueur par 1 particulaire

$$\mathbf{T.L.E=dE/dr}$$

le T.L.E. est proportionnel a la masse volumique.

Dans l'eau

$$\text{- 1 p de 1 MeV} \rightarrow \text{T.L.E.} = 20 \text{ keV/mm}$$

$$\text{- 1 é de 0.5 a 5 MeV} \rightarrow \text{T.L.E.} = 0.2 \text{ keV/m}$$

I.3.1.1.4. Pouvoir linéique d'arrêt

On définit le pouvoir linéique d'arrêt S de la matière :

$$\mathbf{S=dE/dl}$$

S est généralement donne en MeV.cm^{-1} .

On peut séparer $S = S_c + S_r$ avec S_c pouvoir d'arrêt par collision et S_r pouvoir d'arrêt par freinage.

I.3.1.1.5 .Parcours des rayonnements électroniques :

Les électrons ont une trajectoire très sinueuse : en effet, on observe généralement une déviation lors de chaque mode d'interaction (ionisation, excitation, freinage).

Certains peuvent même subir une déviation de 180° (phénomène de rétrodiffusion). Pour caractériser la trajectoire d'électrons ou de rayonnements électroniques, deux grandeurs peuvent être définies

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

La portée: elle représente la profondeur maximale atteinte par un faisceau d'électrons dans un milieu considéré. Cette grandeur est très utilisée en radioprotection lors de la conception d'écran. Il est important de noter que dans le langage courant le mot parcours est souvent utilisé improprement pour désigner la portée.

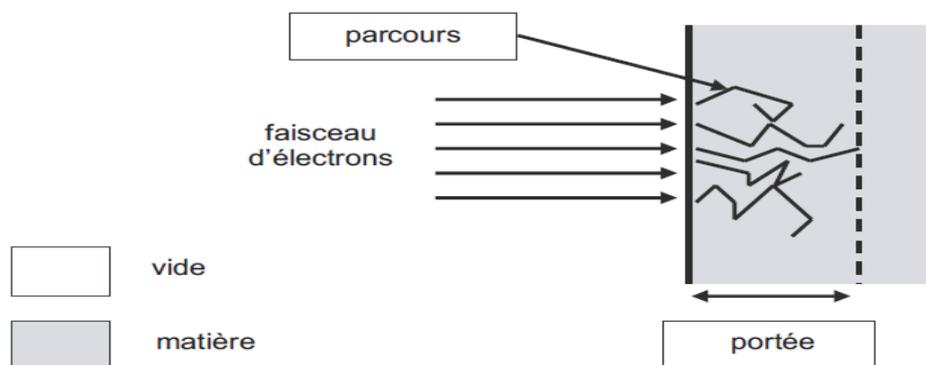


Figure 1.4 : Parcours et portée d'un faisceau d'électrons

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

I.3.1.2.Cas particulier des positons :

Tout ce qui a été écrit précédemment s'applique aussi bien aux négatons qu'aux positons. Une particularité importante apparaît cependant dans le cas des positons lorsqu'ils ont perdu la totalité de leur énergie cinétique.

Au repos, le positon s'associe à un électron négatif et ces deux particules se dématérialisent. Ce phénomène **d'annihilation de la matière** s'accompagne de l'émission de deux rayonnements électromagnétiques. Les lois générales de la conservation de l'énergie et de l'impulsion appliquées à l'annihilation montrent que ces deux rayonnements X d'énergie 511 KeV sont émis dans des directions opposées (angle de 180°). [PCE RP]

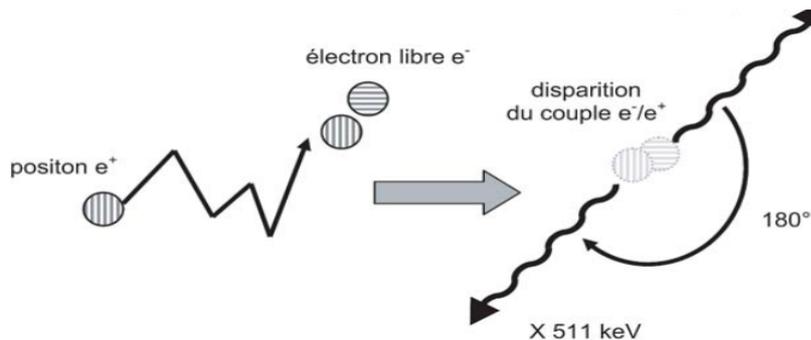


Figure 1.5 : Phénomène d'annihilation de la matière.

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

Les processus de ralentissement des particules dans la matière s'effectuent par ionisation ou par excitation. Leur charge électrique et leur masse plus élevées que celles des électrons ne font que la probabilité d'interaction avec les noyaux atomiques (freinage) est très faible. Leur trajectoire est pratiquement rectiligne et très courte. Ainsi, on peut considérer que portée et parcours sont identiques. [PCE RP]

Leur charge électrique et leur masse plus élevées que celle des électrons font que la probabilité d'interaction avec les noyaux atomiques (freinage) est très faible.

Leur trajectoire est pratiquement rectiligne et très courte. Ainsi, on peut considérer que portée et parcours sont identiques.

L'ordre de grandeur du parcours des particules dans l'air est de **quelques centimètres**.

I.3.3 Interaction des neutrons avec la matière :

Le neutron est une particule non chargée de masse voisine de celle du proton. Il est instable

Lorsqu'il n'est pas lié, avec une demi-vie de 12 minutes.

Les neutrons sont généralement classés en fonction de leur énergie. Cette classification est résumée dans le tableau suivant :

Tableau 1 : Classification des neutrons en fonction de leur énergie.

Neutron	Énergie cinétique
thermique	inférieure à 0,4 eV
intermédiaire	comprise entre 0,4 eV et 200 keV
rapide	comprise entre 200 keV et 10 MeV
relativiste	supérieure à 10 MeV

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

I.4 INTERACTIONS DES OEM (PHOTONS) AVEC LA MATIERE :

De par leur absence de masse, les rayonnements électromagnétiques sont très pénétrants dans la matière. Cela veut donc dire que leurs interactions avec la matière ont un caractère rare ou aléatoire par rapport à celles des particules chargées que l'on qualifie souvent d'interactions obligatoires. [PCE RP]

- Définition :

Difficile à définir car il présente simultanément des propriétés d'ondes électromagnétiques et de corpuscule (sans charge électrique et sans masse) on dit du photon qu'il a une dualité onde corpuscule très importante : de l'ordre de plusieurs centaines de mètres dans l'air. Les rayonnements électromagnétiques sont également appelés rayonnements indirectement ionisants. En effet lors de leurs interactions, ils mettent en mouvement des électrons, lesquels vont ioniser la matière selon les phénomènes vus précédemment. [PCE RP]

Dans la gamme d'énergie étudiée ici (de 0 a quelques MeV), nous nous limiterons aux trois processus d'interaction suivants entre les rayonnements électromagnétiques et la matière :

- L'effet photoélectrique;
- L'effet Compton;
- L'effet de production de paires.

I.4.1.Effet photoélectrique

Le rayonnement incident transfère toute son énergie a un électron atomique de la substance Traversée ; celui-ci est alors expulsé de son atome avec une certaine énergie cinétique.

La valeur de l'énergie cinétique E_c est donnée par la relation suivante :

$$E_c = E_\gamma - E_l$$

Où E_γ est l'énergie du rayonnement électromagnétique incident (ici un rayon γ) et E_l est l'énergie de liaison de l'électron atomique à sa couche électronique. Sous réserve que l'énergie du rayonnement électromagnétique soit suffisante, plus l'énergie de liaison est grande, plus ce phénomène est probable.

Les effets photoélectriques correspondent donc à des ionisations des couches électroniques très liées (K ou L) des atomes qui se réorganisent en émettant des rayonnements secondaires électromagnétiques X ou électroniques (électrons Auger). [PCE RP]

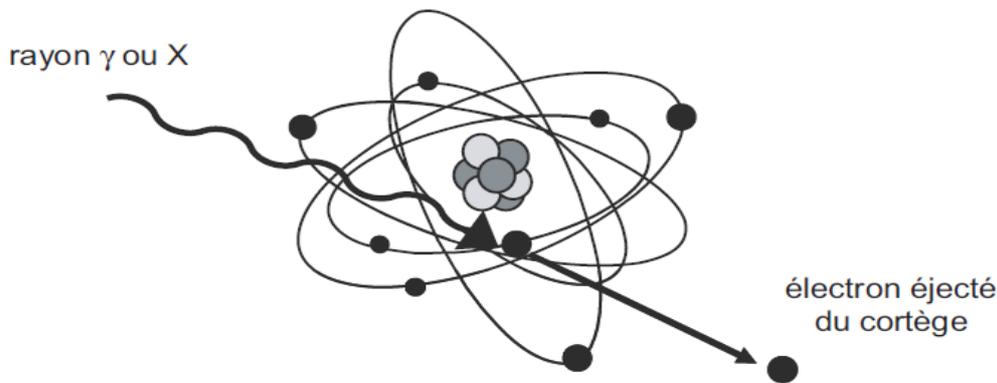


Figure 1.6 : Effet photoélectrique.

I.4.2. Effet Compton

L'énergie du rayonnement X ou γ incident (E_α) est partagée entre l'électron atomique avec lequel ce rayonnement a interagi (E_c) et un rayonnement électromagnétique diffuse (E_α')

$$E_\gamma = E_{\gamma'} + E_c$$

Où E_γ est l'énergie du rayonnement électromagnétique incident (ici un rayon γ) et E_c est l'énergie cinétique de l'électron éjecté.

Ce phénomène assimilable à une diffusion est d'autant plus probable que l'énergie de liaison de l'électron atomique est faible ; au contraire de l'effet photoélectrique, l'effet Compton concerne les électrons atomiques appartenant à des couches électroniques peu liées. C'est pour cette raison que l'énergie de liaison E_l a été omise dans la formule ci-dessus. [PCE RP]

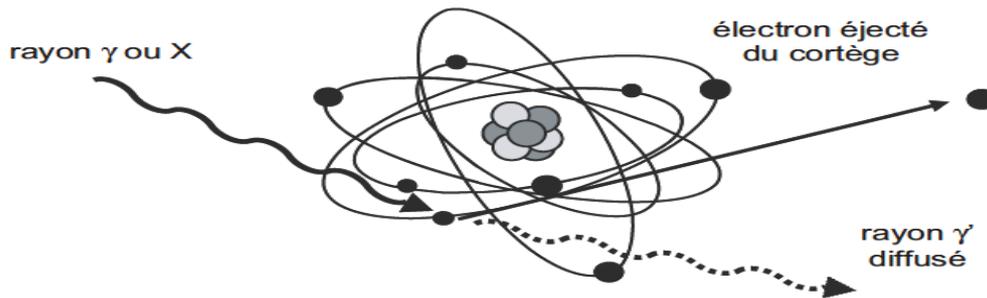


Figure 1.7 :Effet Compton

I.4.3.Effet de production de paires :

Cet effet résulte de l'interaction d'un rayonnement électromagnétique avec les noyaux des atomes de la substance traversée. Le rayonnement incident disparaît et donne naissance à un positon et un négaton. L'énergie nécessaire pour obtenir la matérialisation de cette paire est égale à 1,022 MeV; au-dessous de cette valeur, la réalisation de cet effet est énergétiquement impossible, au-dessus l'excédent d'énergie ($E_\gamma > 1,022$) apparaît sous forme d'énergie cinétique du positon et du négaton.

Il apparaît donc que les rayonnements électromagnétiques, grâce aux trois effets que nous venons de décrire, créent (paire positon-négaton) ou mettent en mouvement (photoélectron, Électron Compton) des électrons qui vont ioniser la matière. C'est la raison pour laquelle on les qualifie de rayonnements indirectement ionisants. [PCE RP]

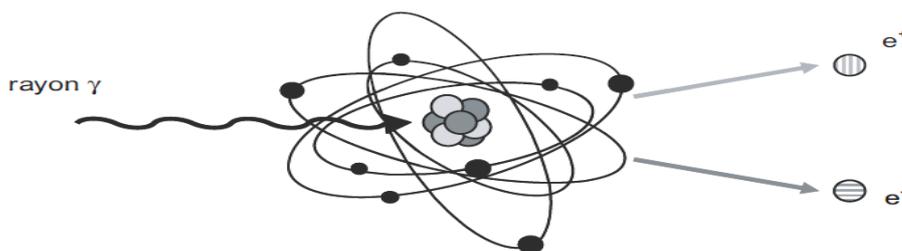


Figure 1.8 :Effet de production de paires

I.4.4. Domaine de prépondérance de chacun des effets

La probabilité d'occurrence de l'un des trois effets est fonction de l'énergie du rayonnement électromagnétique considéré et de la nature de la matière dans laquelle ce rayonnement se propage. [PCE RP]

- **Influence de l'énergie du rayonnement électromagnétique incident**

Les variations des probabilités d'occurrence des trois effets dans les tissus biologiques en fonction de l'énergie. La grandeur appelée μ sera définie Loi d'atténuation des rayonnements électromagnétiques. [PCE RP]

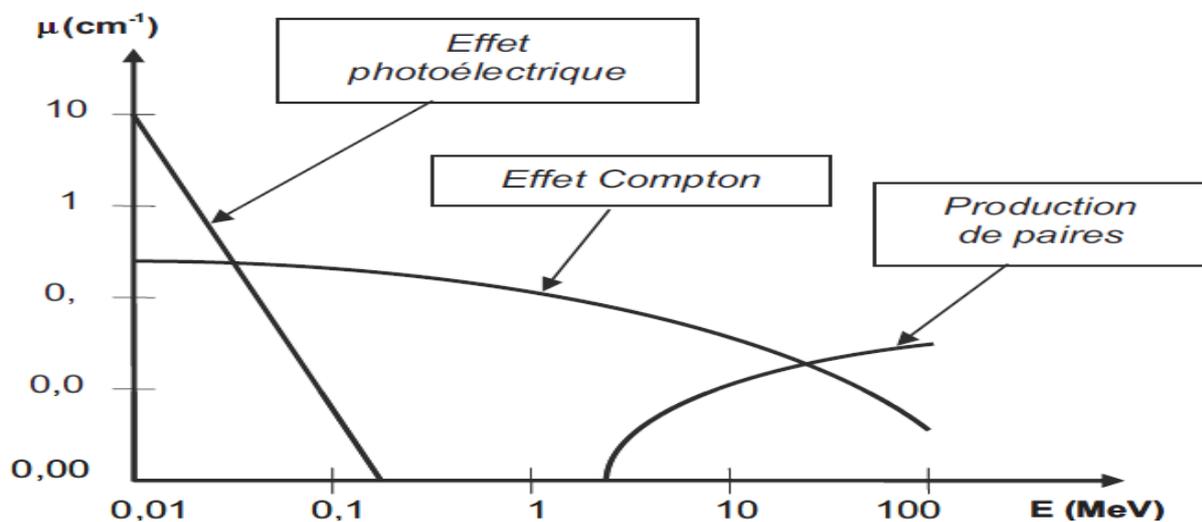


Figure 1 .9: Domaine de prépondérance de chaque effet

D'après la figure il apparaît que :

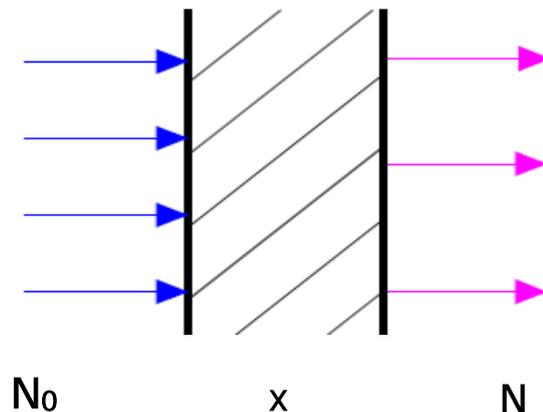
- L'effet photoélectrique prédomine aux basses énergies. La probabilité d'occurrence est une fonction décroissante de l'énergie du rayonnement incident ;
- L'effet Compton c'est l'effet prédominant aux énergies intermédiaires et la valeur du facteur μ varie relativement peu en fonction de l'énergie;
- La probabilité d'occurrence de l'effet de production de paires, au-dessus de son seuil d'apparition de 1,022 MeV, est une fonction croissante de l'énergie.

I.5. ATTENUATION DES RAYONNEMENTS ELECTROMAGNETIQUES :

Au contraire des particules chargées qui cèdent progressivement leur énergie à la matière au cours d'interactions successives, les rayonnements électromagnétiques disparaissent brutalement à la suite d'une interaction. On ne peut plus parler de ralentissement, il faut y substituer la notion d'atténuation en nombre. [PCE RP]

I.5.1. Loi d'atténuation du rayonnement électromagnétique :

Dans le cas d'un faisceau parallèle mono énergétique (dont les rayonnements ont la même énergie), le nombre de rayons émergents N n'ayant subi aucune interaction dans la traversée d'un écran d'épaisseur x est lié au nombre de rayons incidents N_0 par une relation exponentielle du type : **$N = N_0 e^{-\mu x}$**



μ est le coefficient d'atténuation c'est-à-dire la probabilité pour un photon d'interagir par unité de longueur de matériau traversé.

Ce coefficient dépend de l'énergie du photon et des caractéristiques du matériau. Il est la somme des différentes probabilités d'interaction des photons dans la matière. Les effets principaux étant photoélectrique, Compton et matérialisation, nous avons :

$$\mu = \mu_{pe} + \mu_c + \mu_m$$

Nous examinons maintenant l'évolution des coefficients d'atténuation pour les différents processus en fonction de l'énergie E du photon. [PCE RP]

I.5.2. Couche de demi-atténuation

On appelle couche de demi-atténuation (CDA) l'épaisseur de matériau nécessaire pour atténuer d'un facteur 2 le nombre initial de photons. Elle est tirée à partir de la relation suivante :

$$CDA = X_{1/2} = \ln 2 / \mu$$

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

La CDA dépend :

- du milieu absorbant : nature (Z) et état (gaz, liquide)
- de l'énergie des photons

Mais ne dépend pas de l'épaisseur déjà traversée par le faisceau (tout comme la probabilité de désintégration ne dépend pas des noyaux qui ont déjà disparu). [DFHE]

I.6 NOTIONS DE DOSE ABSORBÉE ET DE DÉBIT DE DOSE ABSORBÉE :

I.6 .1 Dose absorbée :

La dose absorbée correspond à la quantité d'énergie cédée par unité de masse de matière exposée aux rayonnements.

Dans un milieu exposé aux rayonnements ionisants, la dose absorbée D en un point déterminé est donnée par la relation :

$$D = dE/dm$$

Dans laquelle dE est l'énergie cédée par les rayonnements à l'élément de matière de masse dm entourant le point considéré, c'est-à-dire la différence entre la somme des énergies des rayonnements qui ont pénétré dans l'élément de matière et la somme des énergies qui en sont ressorties.

D'après cette relation, dans le système international (SI) de mesures, une dose absorbée se mesure en joule par kilogramme. Par définition :

$$1 \text{ gray (Gy)} = 1 \text{ joule par kilogramme (J.kg}^{-1}\text{)}$$

Une unité historique est encore utilisée, le rad :

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

$$\text{rad} = 10^{-2} \text{ Gy} = 10 \text{ mGy}$$

I.6 .2 Débit de dose absorbée :

Le débit de dose absorbée, note D° , est la dose absorbée par unité de temps.

$$D^\circ = dD/dt$$

Dans le système international, le débit de dose absorbée doit se mesurer en gray par seconde ($Gy.s^{-1}$). [DFHE]

I.6 .3 Exposition:

L'exposition ne s'applique qu'à des rayonnements indirectement ionisants et parmi ceux-ci uniquement aux rayons X et γ . [DFHE]

Cette quantité d'exposition est définie par l'ICRU (International Commission on Radiation Units and measurements) comme le quotient de la charge ΔQ par la masse Δm

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m}$$

Où ΔQ est la charge électrique totale de tous les ions d'un signe donné produits dans l'air quand tous les électrons secondaires libérés par les photons dans un volume d'air de masse Δm sont complètement arrêtés par l'air.

Les ions produits par l'absorption des rayonnements de freinage émis par les électrons secondaires très énergétiques n'entrent pas dans la charge ΔQ .

L'unité d'exposition est le Roentgen (R) qui correspond à la création de $2,58.10^{-4}$ coulombs dans 1 kg d'air. [DFHE]

I.6 .4 Kerma :

Le transfert d'énergie par un flux de photons à un milieu se fait en deux étapes :

La première est l'interaction des photons avec les atomes du milieu mettant ainsi les électrons en mouvement par les interactions de photons (effet photoélectrique, Compton, création de paire, etc...). [DFHE]

La deuxième étape concerne le transfert d'énergie qui se fait entre ces électrons de haute énergie et le milieu par excitations et ionisations .

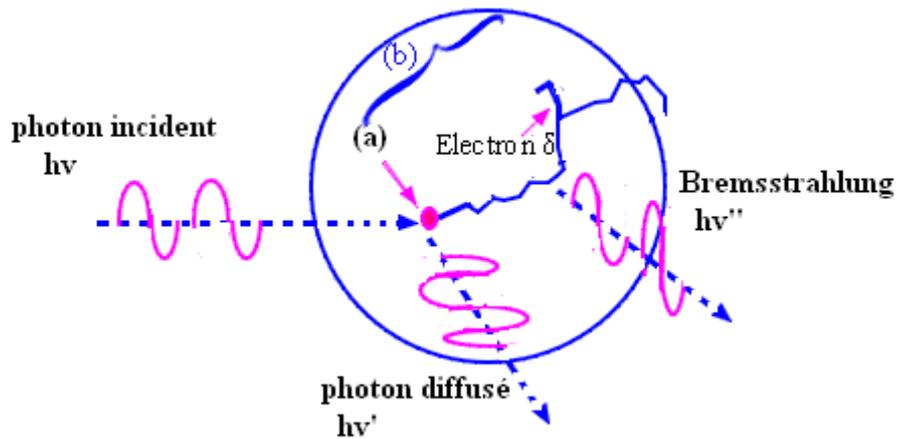


Figure 1.9 : Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé

Kerma est l'abréviation de «Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium», C'est une quantité non stochastique. Elle a été introduite par l'ICRU, pour décrire la première interaction.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm}$$

Où dE_{tr} est l'énergie cinétique transférée aux électrons par les photons incidents dans un élément de volume de masse dm .

L'unité est le rad qui équivaut à 10^{-2} J/kg ou le Gray, **1Gy=1J/kg** elle ne s'applique qu'aux particules indirectement ionisantes (photons(X, γ) et neutrons).

Le Kerma se divise en Kerma de collision K_{col} et Kerma radiatif K_{rad}

Kerma de collision K_{col} est l'énergie transférée aux électrons secondaires qui est perdue lors des collisions.

Kerma radiatif K_{rad} est l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs.

Donc, le kerma s'écrit :

$$K = K_{col} + K_{rad}$$

I.6 .5 L'équilibre électronique :

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

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

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

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

[DFHE]

$$D = K_{col} = K(1 - \bar{g})$$

Lorsque celui-ci est éteint, le flux d'électrons est proportionnel au flux de photons ; mais celui-ci étant atténué le flux d'électrons diminue alors parallèlement tout en restant proportionnel au flux de photons. [DFHE]

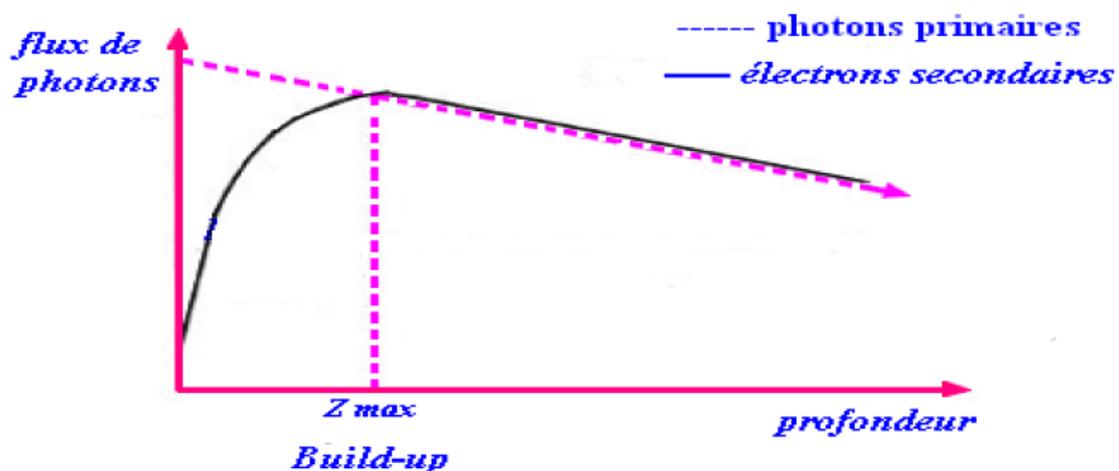


Figure 1.10 : Equilibre électronique

I.7 Effets biologiques des rayonnements ionisants

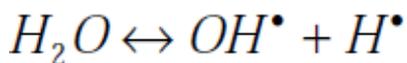
L'ensemble des *effets physiques*, présentés ci-dessus, vont être à l'origine de réactions physicochimiques conduisant aux *effets biologiques* sur les cellules des tissus dont le principal est la mort cellulaire. [PCE RP]

Le tissu biologique est principalement constitué de molécules d'eau (75%). On peut donc l'assimiler à une solution aqueuse. Lorsque les rayonnements arrivent sur le tissu il y aura des réactions de deux ordres. C'est à dire des réactions impliquant les molécules d'eau ou celles du tissu. [PCE RP]

Les ionisations créées par les rayonnements peuvent avoir *une action directe* sur les molécules du soluté. Celles-ci subissent une « cassure » notamment au niveau des liaisons covalentes donnant ainsi naissance à deux fragments moléculaires à qui il manque un électron. Ces fragments sont appelés *radicaux libres*. [PCE RP]

Les *actions indirectes* proviennent essentiellement des ionisations des molécules d'eau qui conduisent à la formation de *radicaux libres spécifiques*. Ces produits de la radiolyse de l'eau sont OH^\bullet et H^\bullet tous deux *extrêmement réactifs*, ils vont donc réagir à leur tour avec les molécules du soluté, entraînant leurs modifications chimiques. Ces réactions sont quasi immédiates après l'irradiation (10-16 s). [PCE RP]

- Radiolyse de l'eau :



L'atteinte, aussi bien par action directe qu'indirecte des molécules d'ADN (Acide Désoxyribo-Nucléique), entraîne les principaux dommages subis par la cellule. Les radiolésions possibles de l'ADN sont les suivantes :

- ruptures d'une ou deux chaînes de nucléotides,
- modification des bases (notamment la thymine).

L'ensemble de ces lésions peut provoquer la perte de capacité de division cellulaire et donc *la mort cellulaire*. [PCE RP]

En théorie, l'impact des radiations ionisantes sur l'ADN devrait provoquer une détérioration irréversible. Cependant, il existe des processus de *restauration cellulaire* qui réduisent les dommages prévisibles. Les phénomènes de réparation sont liés à l'action de plusieurs enzymes :

- les ligases qui ont pour rôle de réparer certaines cassures,

- les nucléases qui nettoient les brins d'ADN cassés,
- les DNA-polymérase chargées de resynthétiser les parties manquantes de l'ADN.

Malgré ce dispositif, il arrive que les lésions soient mal réparées ce qui conduit à des mutations potentiellement létales. Dans les autres cas la mutation est compatible avec la survie cellulaire et transmise de génération en génération (cancers radio-induits). [PCE RP]

I.8 SYSTEME REGLEMENTAIRE DE RADIOPROTECTION :

La radioprotection est un ensemble de mesures destinées à assurer la protection de la population et des travailleurs contre les dangers des rayonnements ionisants, tout en permettant leur utilisation. [DFHE]

I.8.1 Classification des zones de travail et des travailleurs :

Dans la réglementation actuelle, les travailleurs professionnellement exposés sont divisés en deux catégories selon les zones de travail : les catégories A et B.

La catégorie A concerne les travailleurs évoluant dans des zones contrôlées d'accès réglementé, s'étendant aux lieux où l'exposition des travailleurs dans les conditions normales de travail est susceptible de dépasser les 3/10 des limites fixées.

La catégorie B englobe les personnes travaillant dans des zones surveillées où l'exposition dans les conditions normales de travail est susceptible de dépasser 1/10 des limites annuelles fixées. [DFHE]

I.8.2 Principes de la radioprotection :

A Chaque fois que les pratiques nécessitent une manipulation des sources radioactives, les principes de radioprotection à respecter sont les suivants (principe ALARA) :

I.8.2.1. Justification des pratiques

Aucune pratique impliquant des expositions aux rayonnements ionisants ne doit être adoptée à moins qu'elle n'apporte un avantage aux individus exposés ou à la société qui contrebalance le déchet qu'elle peut induire. [DFHE]

I.8.2.2. Optimisation :

Le niveau des expositions, le nombre de personnes exposées et la probabilité de l'exposition doit être aussi bas que possible. [DFHE]

I.8.2.3 Limitation

Même si une pratique est justifiée et optimisée, les expositions individuelles en fonctionnement normal doivent être limitées afin qu'aucune personne ne soit soumise à des risques inacceptables résultant de l'exposition aux rayonnements ionisants. [AIEA96] [DFHE]

I.8.3 Protection contre l'exposition externe :

Il existe principalement trois manières de se protéger contre une irradiation externe ou réduire leur effet en respectant les trois facteurs suivants:

Temps: limiter le temps d'irradiation.

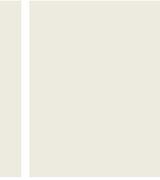
Distance: Le débit de dose diminue avec l'inverse carré de la distance à la source ($D \sim 1/d^2$).

Barrière: le rayonnement est absorbé par l'interposition d'un écran. Cet écran empêche le passage des rayonnements. Le genre de cette barrière, et son épaisseur varie avec le type du rayonnement:

- les rayonnements α s'arrêtent dans l'air à une distance de quelques centimètres;
- 1 cm de plexiglas pour les rayonnements β ;
- pour le rayonnement γ , l'écran doit être dimensionné de façon à réduire l'exposition en dessous des limites admissibles. 5 cm de plomb ou 25 cm de béton suffisent, par exemple, à réduire le débit de dose d'un facteur 10, pour les rayonnements les plus énergétiques. [DFHE]

I.8.4 Normes internationales de radioprotection :

La prise de se base sur les conséquences potentiel d'une exposition excessive aux rayonnements ionisants a amené les autorités à fixer des normes réglementaires pour les limites de doses du a l'exposition professionnelle et l'exposition du public. Ces limites correspondent à un risque supplémentaire minime par rapport au risque naturel, ce qui le rend donc acceptable. La Commission Internationale de Protection Radiologique (CIPR) rassemble des médecins, physiciens, biologistes, ... de tous pays. Cette autorité scientifique indépendante émet des avis en matière de radioprotection, précieux pour les réglementations propres à chaque état. [DFHE]



Chapitre II

LA RADIOTHERAPIE EXTERNE CONFORMATIONNELLE 3D

II.1 LES ALTERNATIVES THERAPEUTIQUES DU CANCER

En cancérologie, il existe différents principes de stratégie thérapeutique. En règle générale on utilisera trois grandes armes à savoir, la chirurgie (utilisée depuis l'antiquité), la radiothérapie (début du XX^{ème} siècle) et la chimiothérapie. L'utilisation de l'une ou l'autre ou d'une association de plusieurs de ces armes thérapeutiques vont dépendre de divers paramètres, à titre d'exemple nous citerons la localisation du cancer, le type histologique, l'extension locale, ganglionnaire et métastatique. [ETRE01]

En résumé voici les différentes stratégies thérapeutiques envisageables :

- la chirurgie exclusive lorsqu'elle permet à coup sûr le contrôle local tumoral à elle seule et quand le risque de métastases est nul ou très faible ;
- la chimiothérapie exclusive surtout pour les indications hématologiques (leucémies, hémato sarcomes...). Elle est souvent administrée seule dans un contexte d'inopérabilité ou d'une dissémination tumorale importante ;
- la radiothérapie exclusive dans le cas où la tumeur est très radiosensible et ne pose pas (ou peu) de problèmes de métastases à distances.

Les techniques "exclusives", comme nous venons de le voir, sont utilisées pour des cas bien spécifiques. On aura plus recours aux associations thérapeutiques :

- **Chirurgie-radiothérapie** (radiothérapie pré-, post-, per-opératoire),
- **Chirurgie-chimiothérapie**,
- **Radiothérapie-chimiothérapie**,
- **Chirurgie, radiothérapie et chimiothérapie**.

II.2 LA RADIOTHERAPIE

II.2.1 Bref historique

L'utilisation des rayons X a suivi précocement leur découverte par Roentgen en 1895. Les rayonnements étaient de faible énergie (150 à 300 keV). Une première évolution, dans les années soixante, a été l'accès à des hautes énergies (1 à 25 MeV) avec le cobalt et les accélérateurs linéaires. La deuxième évolution majeure a été apportée dans les années soixante-dix par le calcul dosimétrique par ordinateur. Enfin

l'évolution apparue au début des années quatre-vingt dix, la radiothérapie conformationnelle, a été rendue possible par les progrès de l'imagerie médicale, de l'informatique et de la technologie. [ETRE01]

II.2.2 La radiothérapie externe

II.2.2.1 Définition

Elle regroupe l'ensemble des techniques d'irradiation où la source est placée à distance du patient à traiter. On parle aussi de télé radiothérapie transcutanée. Les appareillages les plus utilisés à l'heure actuelle sont les accélérateurs linéaires de particules (photons X et électrons). Toutefois, notons l'existence d'appareils utilisant une source radioactive de cobalt 60 (rayons γ), on parle alors de cobalthérapie. Elle tend à disparaître pour deux raisons. [ETRE01]

Premièrement la décroissance radioactive de la source allonge les temps de traitement (Demi-vie du Cobalt 60 = 5,2 ans) et deuxièmement pour des questions de radioprotection.

Comme tout mode traitement, la radiothérapie a un rôle curatif et/ou palliatif (symptomatiques).

La radiothérapie est à visée curative à partir du moment où elle a pour but :

- d'empêcher une récurrence locale ou l'apparition de métastases en détruisant des foyers tumoraux microscopiques. Les indications les plus fréquentes sont de façon générale, les irradiations postopératoires après exérèse (ablation) de la tumeur primitive et/ou curage ganglionnaire positif ;
- une cytoréduction, c'est à dire que l'irradiation peut rendre opérable des tumeurs initialement inaccessibles à la chirurgie. (ex : cancer du sein, col de l'utérus, rectum...);
- de compléter la chirurgie, lorsque l'acte chirurgical a été incomplet ou après chimiothérapie pour stériliser définitivement le lit tumoral ;
- de détruire un foyer tumoral de petite taille (ex: localisation ORL, mammaire, utérine) ; les cancers inopérables ou très radiosensibles.

La radiothérapie à visée palliative et symptomatique trouve un bon nombre d'indications. En effet elle peut être :

- antalgique (métastases osseuses et hépatiques),

- décompressive (métastases cérébrales ou médullaires, compression vasculaire),
- hémostatique (hématuries ou métrorragies incontrôlables),
- cytoréduction de confort chez les patients âgés.

II.2.2.2 Radiothérapie conformationnelle 3D

La radiothérapie conformationnelle 3D, en conformant les faisceaux d'irradiation au volume tumoral à traiter, présente théoriquement deux avantages. D'une part, pour une dose d'irradiation similaire à la radiothérapie conventionnelle, elle diminuerait la morbidité des tissus sains voisins. D'autre part en permettant d'augmenter la dose dans les tissus cibles elle vise à améliorer le contrôle tumoral local, sans accroître la morbidité induite. [ETRE01]

II.2.2.2.1 La technique de l' IMRT

La Radiothérapie de Conformation avec Modulation d'Intensité (RCMI en français ou IMRT en anglais) est sans doute l'une des formes de radiothérapies la plus sophistiquée d'aujourd'hui. Par rapport à la radiothérapie conventionnelle, un plus grand nombre de faisceaux avec des angles d'incidences très divers sont utilisés comme le montre la **Figure II.1**. De plus, la dose est modulée par le système de collimateurs multi-lames adoptant une combinaison de positions des lames différente et dynamique pour chaque champ [ETRE01]

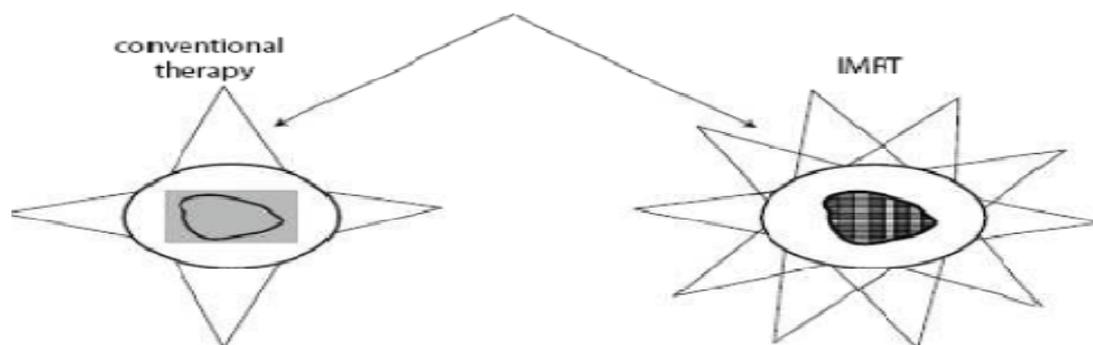


Figure II.1 : Comparaison entre la radiothérapie conventionnelle et l'IMRT



Figure II.2 : Les collimateurs multi-lames

II.3 LE TRAITEMENTS PAR RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE

II.3.1 Détermination du plan de traitement [ETRE01]

- La phase préliminaire à toute irradiation externe est à la charge du médecin radiothérapeute. Il précise et indique, suite aux examens cliniques et résultats d'examens complémentaires (imagerie, examen histologique, chirurgie, curage ganglionnaire, etc.) :
- Le volume cible : il comprend en général la tumeur, ses extensions infra cliniques et les chaînes ganglionnaires satellites. Les notions de volume ont été précisées par le rapport 50 de l'ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements) qui distingue :
 - **le volume tumoral** : volume de la lésion tel qu'il est objectivé par l'examen clinique, l'endoscopie ou l'imagerie. C'est à priori une notion objective qui dépend de la qualité des examens et de la précision de la mesure ;
 - **le volume cible anatomo clinique CTV (Clinical Target Volume)** : volume tumoral ainsi que le volume de tissu contenant des cellules néoplasiques infra cliniques. C'est un concept anatomo clinique identique pour le chirurgien, le radiothérapeute ou le chimiothérapeute ;

- **le volume cible prévisionnel PTV (Planning Target Volume)** : c'est un concept géométrique utilisé en radiothérapie pour tenir compte autour du CTV d'une marge de sécurité liée aux mouvements du patient (par exemple la respiration), le déplacement de certains organes mobiles et les inévitables incertitudes liées à l'équipement et à la mise en place des faisceaux .
- **les organes à risque** : tissus sains soumis à irradiation, qu'ils soient ou non inclus dans les faisceaux de traitement ;

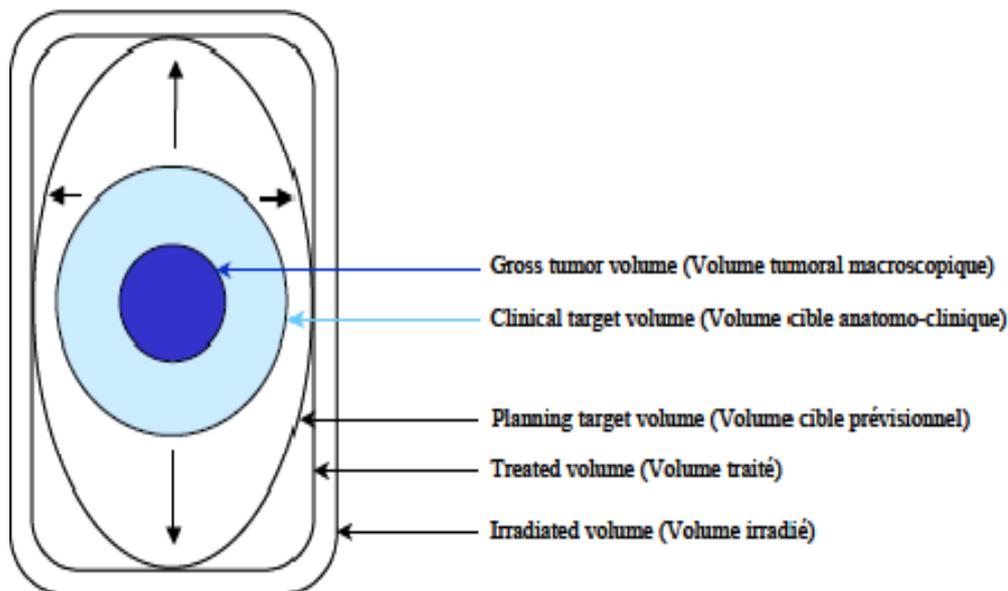


Figure II.2 : Les différents volumes irradiés

- la dose totale à délivrer au volume cible ;
- le fractionnement de la dose ;
- l'énergie et le type de rayonnement appropriés (précisés par l'étude dosimétrique) ;
- le nombre de faisceaux (précisé par l'étude dosimétrique) ;
- les modificateurs de faisceaux : filtres en coin, bolus, caches, compensateurs, etc. (précisés par l'étude dosimétrique) ;
- l'étalement du traitement dans le temps ;
- la position du patient (décubitus dorsal, ventral ou latéral) ;
- les accessoires de contention ;

- la simulation : elle va permettre de situer le volume cible par rapport à des repères anatomiques et de déterminer les limites géométriques des faisceaux d'irradiation. Elle se fait à l'aide d'un appareil de simulation ou simulateur.

II.3.2 La simulation

Elle va permettre la détermination du volume cible à partir des repères anatomiques. C'est une étape capitale au cours de laquelle toute information concernant la mise en place du patient et des faisceaux doit être soigneusement notée pour assurer la qualité et la reproductibilité du traitement. [ETRE01]



Figure II.3 : Appareil de simulation

La simulation s'effectue avec un appareillage assimilable géométriquement aux dispositifs de traitement (accélérateurs linéaires ou appareil de cobalthérapie). C'est-à-dire possédant toutes les caractéristiques mécaniques et géométriques de ceux-ci, le système étant équipé d'un faisceau de radiodiagnostic permettant la scopie et la graphie. C'est au cours de la simulation que l'on va précisément :

- positionner le patient en fonction de la localisation tumorale ;
- lui attribuer les moyens de contention adéquat (coussin, plan incliné, sandow, masque thermoformé personnalisé...) ;
- reporter la projection du volume cible afin d'optimiser le centrage. On utilisera des artifices radiologiques pour visualiser les tumeurs palpables, les cicatrices, les adénopathies, les organes critiques... ;
- déterminer et positionner les points de références des faisceaux d'irradiation (dimension, angulation) ;
- repérer les centres de tous les champs par tatouage afin de les positionner le plus fidèlement possible ;

- déterminer et positionner les caches : épaisseurs de plomb ou Cerrobend (alliage) pour la protection des tissus sains (organes critiques).
- déterminer la Distance Source Peau (DSP) : La technique DSP est principalement réservé aux faisceaux uniques de photons et électrons. Le point de référence est le point cutané par lequel pénètre l'axe du faisceau. C'est le point d'entrée.

Le repérage et la simulation fournissent donc un ensemble de documents servant d'une part à la mise en place du patient sous l'appareil de traitement et à son contrôle, et d'autre part à la dosimétrie et au calcul de la durée de l'irradiation. [ETRE01]

II.3.3 Dosimétrie et durée d'irradiation

II.3.3.1 Dosimétrie

La dosimétrie est l'ensemble des calculs qui permettent de calculer le temps d'irradiation nécessaire pour distribuer au volume cible, la dose prescrite. Son rôle est aussi d'établir les courbes iso doses qui visualisent la distribution de la dose dans le volume irradié (tumeur et tissus sains). Ces calculs peuvent être faits manuellement mais sont aujourd'hui facilités et améliorés par l'informatique. [ETRE01]

La dosimétrie nécessite la connaissance :

- de la forme du patient (contours externes),
- de la position des faisceaux par rapport à ces contours,
- de la position et de la forme des volumes cibles et des organes critiques (contours internes).
- de la densité des hétérogénéités de certains contours internes.

Les contours externes peuvent être obtenus à partir d'un conformateur, de coupes scannographiques réalisées en position de traitement. Ils sont alors déduits manuellement de ces images reproduites sur film, ou automatiquement par traitement informatique de ces images.

Les contours internes sont ensuite définis à l'aide de l'imagerie des coupes scanographiques pris sous différents angles ou scanographe).

La dosimétrie est le moyen d'obtenir les distributions de dose à l'intérieur des volumes cibles, des organes critiques et à tous les niveaux que l'on estimera nécessaires pour pouvoir apprécier la qualité de la balistique de traitement.

II.3.3.2 Calcul des temps d'irradiation :

L'étalonnage du faisceau de photons réalisé dans l'eau et dans les conditions de référence donne la mesure du débit de dose absorbée en cGy/mn pour la cobalthérapie et en cGy/Unité Moniteur (UM ou top) pour un accélérateur. [ETRE01]

Pour chaque appareil de traitement et pour chaque énergie, on mesure dans des conditions dites de référence, un débit de référence sur l'axe du faisceau. Le champ de référence est un champ carré 10×10 cm à la DSA (Distance Source Axe) de l'appareil considéré. Ces mesures s'effectuent grâce à une chambre d'ionisation placée dans un matériau équivalent tissu ou « fantôme » (polystyrène et eau).

Au point de prescription de la dose, le débit de dose dépend :

- de la profondeur de calcul ou de prescription. Un rendement en profondeur est déterminé pour chaque énergie disponible. Il dépend de la profondeur, de la taille du champ et de la DSP ;
- de la distance à la source (loi de Kepler nous explicite que la dose est inversement proportionnelle au carré de la distance) ;
- de l'ouverture des collimateurs. Néanmoins il n'existe point de relation mathématique permettant de lier le débit de dose à l'ouverture des collimateurs. Pour chaque type d'appareil on dispose de tableaux représentant les valeurs de FOC (Facteur d'Ouverture de Collimateur). FOC normalisé à 1 pour le champ de référence ;
- du coefficient de rétrodiffusion (build up factor). Il est dû aux électrons secondaires qui diffusent dans le milieu suite aux interactions photons-matière. Il dépend de l'énergie du rayonnement incident et de la taille du champ ;
- des facteurs d'atténuation. Le fait d'interposer des accessoires dans un faisceau d'irradiation modifie la dose (ex : coefficient des filtres en coin, porte cache...);
- du RTM (Rapport Tissu Maximum) : rapport de la dose en un point à la profondeur x sur l'axe du faisceau divisé par la dose absorbée à une profondeur e , e étant l'épaisseur de matériau équivalent tissu nécessaire pour assurer le maximum de la dose.

$$RTM = \frac{D_x}{D_e}$$

II.3.4 Mise en place - séance préliminaire à l'irradiation

Une fois la simulation et la dosimétrie effectuées, il ne reste plus qu'à placer le patient sur la table de traitement avec tous les accessoires préalablement définis. On trace alors les limites des champs à même la peau avec un colorant (fushine). Pour chaque champ, on réalise une radiographie de contrôle à l'aide des rayons γ ou X pour s'assurer de la bonne *reproduction* des champs de la simulation (champs d'irradiation, des caches, des filtres, etc). [ETRE01]

Au cours de cette étape on élabore une fiche de traitement. C'est le lien entre tous les membres de l'équipe, permettant de réaliser quotidiennement le traitement et d'en rendre compte.

Elle doit comprendre les informations concernant :

- les données cliniques,
- la prescription,
- les accessoires,
- les caractéristiques des champs,
- les données dosimétriques,
- les temps d'irradiation.

La dose délivrée par champ et par séance est soigneusement notée sur cette feuille de traitement. C'est une forme de traçabilité quant à la dose reçue pendant la durée du traitement. [ETRE01]

II.3.5 La dosimétrie in vivo

La dosimétrie in vivo est la dernière étape de la longue série de procédures d'assurance qualité (AQ) en radiothérapie. Comme le terme « in vivo » l'indique, ces mesures sont réalisées pendant le traitement du patient ou au cours de la préparation de celui-là. [GMORE]

Le but de la dosimétrie in vivo est de vérifier le comportement de l'appareil médical (accélérateur linéaire dans le cas de la radiothérapie externe, ou unité d'imagerie diagnostique en radiologie) ou la validité du système de planification du traitement (TPS) ou la bonne réalisation de la procédure de traitement ou d'imagerie. [GMORE]

II.4 PROBLEMATIQUE ET DETECTABILITE DES ERREURS

Avant de présenter différentes solutions pour réaliser des mesures in-vivo de la dose délivrée au patient pendant une radiothérapie, il convient de définir les différents types d'erreurs qu'on peut rencontrer lors d'une séance de traitement et d'identifier parmi celles-ci, celles qui pourraient être détectées par une mesure ponctuelle de dose.

II.4.1 Les Erreurs en radiothérapie externe

On peut diviser les erreurs en radiothérapie externe en 5 catégories :

- Erreurs de calibration du l'accélérateur : ce sont des erreurs systématiques qui peuvent être effectuées lors de l'étalonnage des différentes machines de traitement. Ce type d'erreurs est détectable par un système de dosimétrie in vivo systématique à condition qu'il n'ait pas été étalonné avec cet accélérateur.
- Erreurs humaines : elles peuvent se produire pendant la génération ou le transfert des différents types des données anatomiques ou dosimétriques (taille du champ, E, UM, DSP, accessoires,.....). La détectabilité de ce type d'erreurs dépend directement de la précision du système de dosimétrie in-vivo.
- Erreurs d'équipements: erreurs informatiques aléatoires : comme la suppression automatique d'un faisceau de traitement.
- Erreur d'installation.
- Erreurs de positionnement du patient : La détectabilité de ce type d'erreurs dépend directement à la précision du système de dosimétrie in-vivo.

Modification de la cible: œdème, variation d'épaisseur ou de densité, erreur de patient. Ce type d'erreurs est détectable par dosimétrie in vivo systématique.

II.4.2 Hiérarchie des erreurs détectables :

Dans le cadre de la sécurité dosimétrique que doit apporter la dosimétrie in-vivo, il nous paraît important de proposer une classification des erreurs afin de permettre un

choix aussi opérationnel que possible pour un système de dosimétrie in-vivo. Cette hiérarchie n'est pas forcément une hiérarchie de gravité, en effet certaines erreurs peuvent être particulièrement graves et ne pas relever de la dosimétrie in-vivo : par exemple, une erreur de patient. [ETRE01]

Les erreurs de positionnement sont les plus fréquemment rencontrées dans une procédure de radiothérapie. Pour que le système de dosimétrie in-vivo puisse détecter ce type d'erreurs il est nécessaire de positionner le détecteur au niveau des bordures de volume dans des zones à fort gradient de dose. [ETRE01]

La détectabilité dépend bien sûr de la précision du système utilisé. Cependant un tel usage de la dosimétrie in-vivo nécessite une multiplication des détecteurs car la vérification de base de la dose planifiée ne peut pas être faite en bordure de volume. Ceci montre bien que selon les ressources dont on dispose (multiplication des détecteurs ou un seul par patient) il faut opérer un choix a priori de ce que l'on veut pouvoir détecter. C'est en cela qu'il est important de hiérarchiser les erreurs à détecter dans une pratique clinique donnée. Cette hiérarchie appartient à chaque utilisateur.

Les erreurs les plus importantes à détecter et à contrôler par un système de dosimétrie in vivo sont d'une part les erreurs informatiques de calcul de dose ou de transmission d'information qui peuvent échapper à toute vérification non indépendante du TPS et d'autre part les erreurs humaines peu tractables qui peuvent se produire de manière aléatoire. [ETRE01]

Les petites erreurs sur l'ouverture du champ conduisent à des grandes conséquences sur les tissus sains environnant la tumeur, ou une augmentation de l'ouverture d'un champ carré de 1 cm augmente le volume du corps irradié d'environ 22%. Ainsi, une erreur sur l'énergie du faisceau utilisée peut augmenter la dose délivrée au patient de manière significative. Des effets semblables peuvent être observés lors de la variation de la DSP. La précision du système utilisé joue un rôle très important dans la détection de ce type d'erreurs. [ETRE01]

II.5 INFRASTRUCTURE, EQUIPEMENTS ET RESSOURCES HUMAINES (PRINCIPE ET EVOLUTION TECHNIQUE)

II.5.1 Principe général de fonctionnement des accélérateurs linéaires

La nécessité d'obtenir des énergies de plus en plus importantes a contraint les constructeurs à développer de nouveaux modes d'accélération des électrons. En effet jusque dans les années 70 on utilisait des tubes à rayons X dont l'énergie était limitée à 300 kV. [ETRE01]

Aujourd'hui dans les accélérateurs linéaires, les électrons ne sont plus accélérés sous une tension continue, mais par une onde électromagnétique hyperfréquence de période T.

Un ensemble accélérateur est constitué des éléments suivants :

- Le modulateur fournissant l'énergie électrique. Il génère des impulsions haute tension à intervalles réguliers (fréquence de 50 à 200 Hz). On a ainsi des pulses d'énergie de quelques microsecondes qui sont envoyés vers la source hyperfréquence, et vers un canon à électrons pour les injecter dans la section accélératrice.
- Le générateur d'onde électromagnétique klystron ou magnétron. Ce sont deux technologies différentes de production d'onde mais le principe reste le même à savoir une conversion d'une impulsion haute tension en une impulsion haute fréquence (3 GHz).
- Le klystron est un tube amplificateur qui convient aux accélérateurs d'énergie supérieure à 15 MV et nécessite un pilote. Le magnétron est un tube auto-oscillateur (pas besoin de pilote) haute fréquence.
- Le canon à électrons, sorte de tube à rayons X dont l'anode serait creuse. Ainsi les électrons accélérés sous une tension de quelques dizaines de kilovolts sont focalisés par une électrode (Wehnelt) et passent à travers l'anode pour pénétrer dans la section accélératrice.
- Le contrôle automatique de fréquence (CAF) permet de maintenir la fréquence de résonance de la structure.
- Le système de guide d'onde transporte l'onde hyperfréquence depuis la source vers la section accélératrice.

- La section accélératrice, dans laquelle règne un vide poussé, est constituée d'un assemblage de cylindres creux à parois de cuivre, appelés cavités résonantes. Elle peut être comparée à un circuit RLC, ayant donc sa propre fréquence de résonance. Une cavité est généralement constituée de deux cellules, ses parois forment l'iris. Les différentes caractéristiques géométriques des cavités seront déterminantes à la fois pour les conditions de propagation de l'onde hyperfréquence et pour l'efficacité de l'accélération.
- L'élément porte cible dont la cible sera nécessaire pour l'obtention d'un faisceau de photons X. Elle est généralement en tungstène et d'épaisseurs différentes en fonction de l'énergie pour limiter les pertes. Pour le traitement en électrons l'élément porte cible contient des « prés diffuseurs » permettant la première étape de la mise en forme du faisceau d'électrons sur le patient ainsi qu'un dispositif lumineux de simulation de faisceau.

On fait pénétrer l'onde électromagnétique dans une cavité et elle se propage dans toutes les autres. Il s'établit alors, sous certaines conditions, un état de résonance tel que dans une cavité sur deux, le champ est toujours nul, c'est le cas des petites cavités. Entre deux grandes cavités, il existe un déphasage d'onde égal à $T/2$.

Les fréquences de résonance dépendent des dimensions de la cavité (en général 3 GHz et des cavités de l'ordre de 8 cm de diamètre). Ces dimensions sont calculées de façon à ce que le temps mis par les électrons pour passer d'une grande cavité à une autre soit égal à $T/2$ (avec $T=1/3.10^9=3,3.10^{-10}$ s).

Au moment où les électrons se trouvent dans la cavité (1) au temps t , dans la cavité (2) au temps $t + T/4$, et ainsi de suite, ils se trouvent exposés à un champ électrique axial positif et maximal, c'est à dire accélérateur. En conséquence, les électrons quittant une grande cavité sont de nouveau soumis à leur arrivée dans la grande cavité suivante, à un champ électrique accélérateur.

Tout se passe donc comme si les électrons étaient soumis à un champ électrique accélérateur tout le long de la section accélératrice.

L'accélération totale est en réalité la somme des accélérations fractionnées.

Lorsque la section accélératrice est horizontale, le faisceau d'électrons sortant est dévié par des bobines électromagnétiques de manière à le rendre vertical.

Comme pour les tubes à rayons X, le rayonnement de photons est obtenu en interposant une cible métallique dans le faisceau d'électrons.

La plupart des appareils sont équipés d'une cible mobile qui peut être disposée à la demande dans le faisceau, permettant ainsi d'obtenir des photons ou des électrons.

L'ensemble portant la cible et les bobines est entouré d'un blindage. Une fenêtre en regard de la cible définit la zone utile du faisceau. [ETRE01]

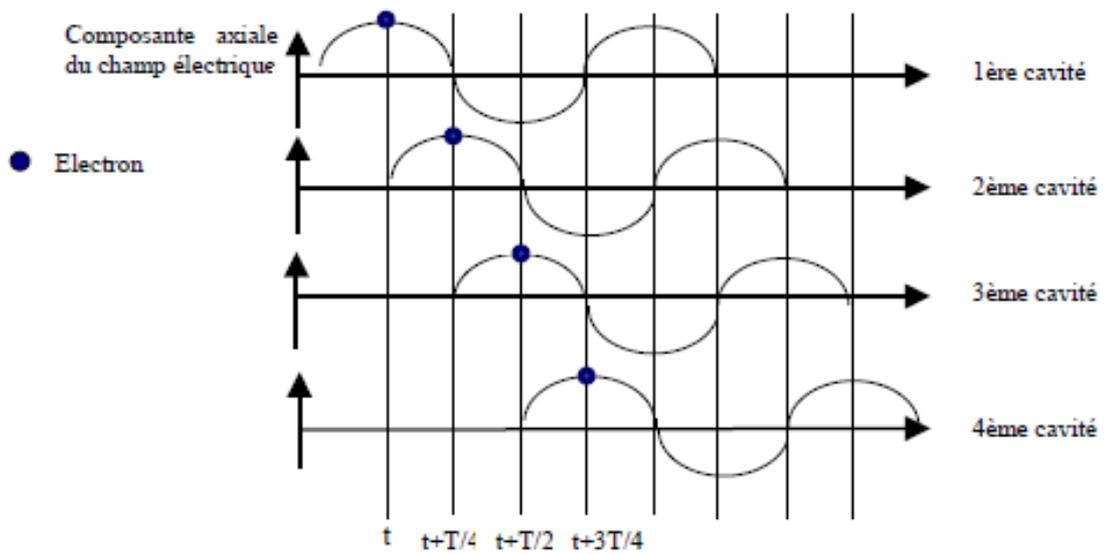


Figure II .4 :la section accélératrice.

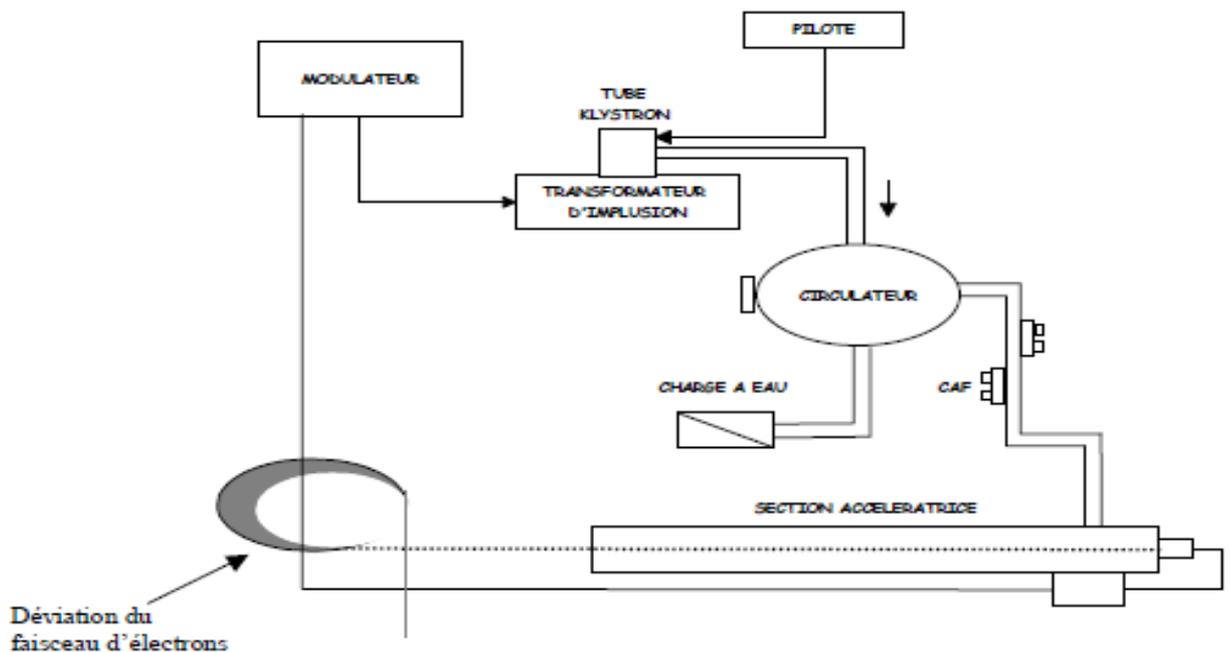


Figure II .5Circuit haute fréquence

Après leur accélération les électrons sont déviés de 90° ou de 270° pour pouvoir atteindre la tête d'irradiation.

La tête de traitement contient un certain nombre de sous-éléments :

- une cible ;
- un collimateur primaire circulaire ;
- un filtre égalisateur pour homogénéiser le faisceau de photons ;
- des diffuseurs secondaires escamotables qui permettent d'obtenir un champ homogène lors des traitements par faisceau d'électrons. Sur certains accélérateurs, ils sont remplacés par un balayage d'électrons à partir de champs magnétiques variables ;
- un ensemble de deux chambres d'ionisation à transmission indépendante qui autorisent une double mesure de la dose délivrée ainsi qu'une vérification de la symétrie du faisceau ;
- un collimateur secondaire qui délimite la taille des champs de traitement. Il est constitué de deux paires de mâchoires mobiles

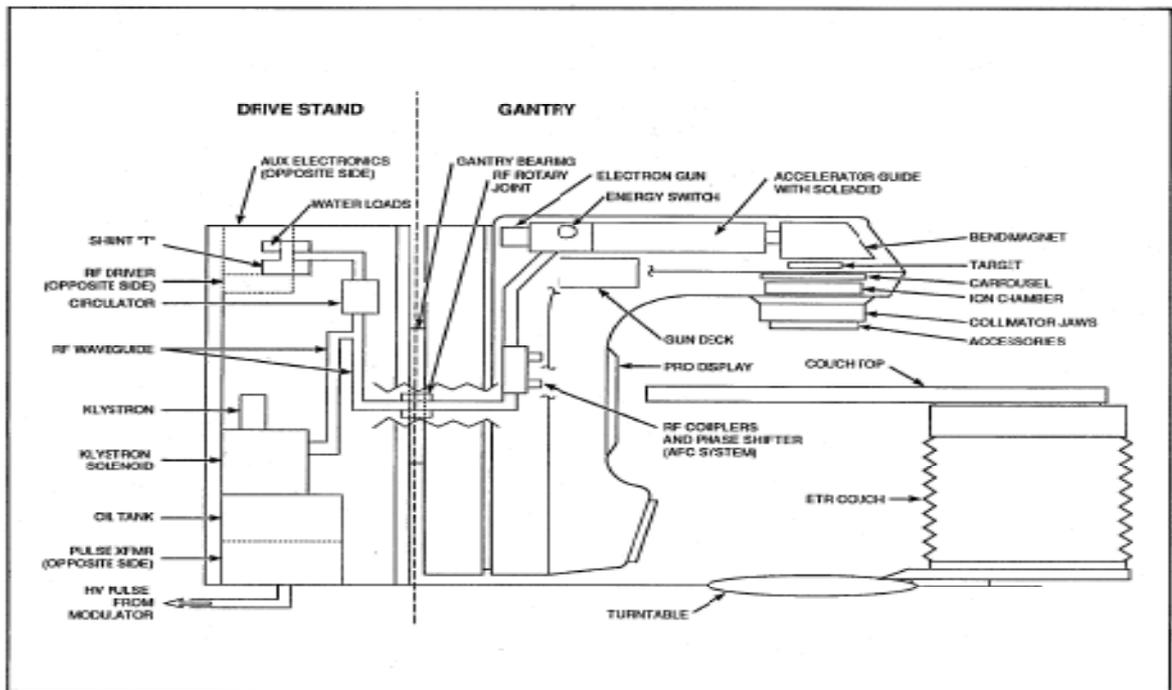


Figure II .6 Composants principaux accélérateur linéaire (image Siemens)



Figure II .7 accélérateur linéaire Primus siemens

II.5.2 L'imagerie « portale »

La méthode de vérification de la conformité du positionnement des champs d'irradiation a évolué. Des systèmes d'imagerie de contrôle spécifiques à la radiothérapie (imagerie portale) ont ainsi été développés. Ils permettent la visualisation quasi-instantanée de l'image d'un champ d'irradiation réalisé sous la machine de traitement. On évite ainsi la perte de temps liée au développement des clichés radiologiques (gammagraphie) pendant lequel le patient risque de bouger. On gagne donc en précision et en reproductibilité. [ETRE01]

L'imagerie portale permet donc d'obtenir, de manière très rapide, l'image d'un champ d'irradiation avant la séance de traitement, ce qui donne la possibilité d'intervenir en corrigeant la mise en place si l'image obtenue n'est pas celle qui est souhaitée. Elle permet aussi de réaliser des acquisitions d'images en cours de traitement (impossible avec la technique des films radiologiques) et de visualiser ainsi les mouvements du patient afin d'essayer de les quantifier. L'utilisation quotidienne du portique d'imagerie joue un rôle important en contrôle qualité et pour la sécurité du patient. En effet, c'est un outil de traçabilité dans la mesure où il fournit un historique de la configuration quotidienne du traitement. [ETRE01]

Un mauvais positionnement du patient de 5 à 10 mm suffit à diminuer la dose au volume cible jusqu'à ne plus être stérilisatrice. Des études ont montré que 10 à 20% des champs d'irradiation présentaient des erreurs de positionnement supérieures à 1 cm. Ceci est d'autant plus inquiétant que la marge de sécurité est souvent de cet ordre. Il y a une réelle corrélation entre ce type d'erreurs et les échecs thérapeutiques. Deux alternatives sont donc possibles :

- l'utilisation régulière du portique d'imagerie,
- l'augmentation de la marge de sécurité au risque d'endommager davantage de tissus sains.

Tous les systèmes d'imagerie portale actuellement disponibles fonctionnent selon le même schéma :

- le détecteur est situé dans le faisceau d'irradiation, il est généralement fixé à l'accélérateur à l'aide d'un support rétractable ;

- le signal réceptionné par ce détecteur est converti en un signal numérique par l'intermédiaire d'une interface et, sur un écran situé à proximité immédiate du pupitre de commande de l'accélérateur linéaire est alors visualisée une image numérique.

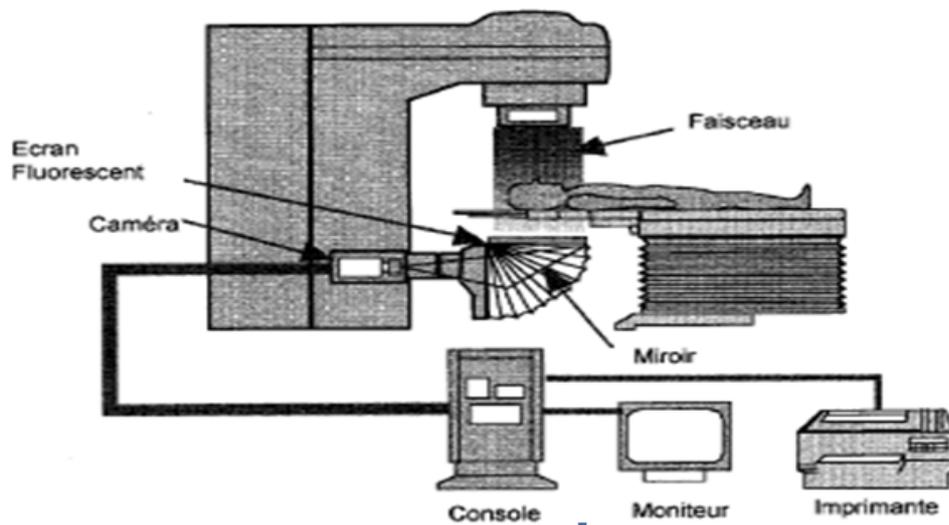


Figure II .7principe de fonctionnement d'imagerie portale



Figure II .8Imagerie portale (image Primus siemens)

Les avantages de l'imagerie portale sont les suivants :

- simple d'utilisation et fiable ;
- permet une localisation précise par rapport à des points de repère anatomiques ;
- diminution de la dose au patient ;

- image disponible sur l'écran en une fraction de seconde ;
- possibilité d'utiliser l'imagerie en continue (image(s) simple ou multiples pour chaque champ) ;
- possibilité d'éliminer les artéfacts et erreurs systématiques (bruits et gain peuvent être ajustés par l'opérateur) ;
- possibilité d'intégration dans un réseau informatique hospitalier ;
- stockage informatique ;
- traitement d'images (rehaussement du contraste, des contours, dessin de structures anatomiques, mesures de distances, zoom, etc.) ;
- possibilité de superposer des images pour les comparer entre elles.

II.5.3 La dosimétrie et les systèmes informatiques

L'informatique fournit aux utilisateurs un système simplifié et convivial pour la préparation de la prescription sans sacrifier la précision. [ETRE01]

Les possibilités de tels logiciels sont multiples et peuvent être regroupées en différents items :

- calcul de dose pour les traitements combinés d'électrons et de photons ;
- calcul du nombre d'unités moniteur pour chaque champ ;
- simulation virtuelle :
- outils d'intégration des contours anatomiques et des contours externes ;
- générateur de marge automatique ;
- possibilité d'obtenir une image en BEV (Beam Eye View ou « vue de la source »), c'est-à-dire comme si elle était vue par l'œil d'un observateur placé depuis la source de l'accélérateur ;
- création d'un cliché DRR (Digital Reconstructed Radiography) ou cliché de centrage « virtuel » reconstruit à partir des coupes jointives du scanner, le patient étant en position de traitement. Ce cliché est obtenu en BEV ;
- calcul des coordonnées et de la géométrie des faisceaux ;
- possibilité de visualiser la position des lames du MLC (position et déplacement) ;
- vérification virtuelle de la position de l'accélérateur ;
- optimisation du plan de traitement ;

- générateur automatique de filtres en coin et de caches ;
- protocoles de traitements prédéfinis ;
- possibilité d'afficher simultanément plusieurs modalités (ex : images scanner et IRM sur le même plan de coupe) ;
- l'histogramme dose-volume (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.
- évolution de la technique de simulation dosimétrique ;
- calcul de distribution des doses sur les coupes scanné et sur les images reconstruites (sagittales, coronales et en 3D) ;
- visualisation 3D de l'ensemble des volumes cibles et des faisceaux ;

Les protocoles DICOM 3 (Digital Imaging and Communication in Médecine) et DICOM-RT assurent un lien avec les modalités d'imagerie diagnostique, les PACS (Picture Archiving and Communication System), les simulateurs et consoles de planification de traitement.

Le protocole DICOM-RT qui permet la gestion des flux de données est le standard en radiothérapie. En effet il permet la communication entre les modalités des services de radiologie et de radiothérapie, ainsi que l'archivage des données. DICOM-RT peut gérer des flux de données provenant d'images, des paramètres géométriques et d'irradiation du simulateur jusqu'à l'accélérateur et son portique d'imagerie. Ce fut la principale raison du développement de ce protocole. [ETRE01]

L'ensemble des moyens techniques décrits ci-dessus peuvent se conjuguer afin d'obtenir une radiothérapie conformationnelle 3D optimale. Cette chaîne se caractérise par :

- la définition précise tridimensionnelle (3D) du volume cible tumoral et des structures anatomiques de voisinage à épargner avec un scanner dédié aux préparations des irradiations (simulation scanner) ;
- la planification du calcul de la distribution de dose délivrée au patient pour toutes formes de faisceaux en intensité uniforme ou modulée

- la réalisation des irradiations grâce aux accélérateurs disposant de collimateurs multilâmes contrôlés par ordinateur ;
- le contrôle en temps réel du déroulement de l'irradiation par l'imagerie portale ;
- l'utilisation de systèmes de contention profondément modifiés. Ils offrent une meilleure reproductibilité des traitements. Notons quelques exemples : la caméra stéréoscopique utilisant des billes colorées ou pastilles réfléchissantes aux infrarouges ; le système d'asservissement de l'accélérateur en fonction des mouvements respiratoires ; la stéréotaxie crânienne et abdominale...

II.5.4 Rôle des différents acteurs

La radiothérapie comporte des aspects à la fois cliniques et techniques. Elle est donc prise en charge par une équipe multidisciplinaire. [ETRE01]

II.5.4.1 Identification des acteurs

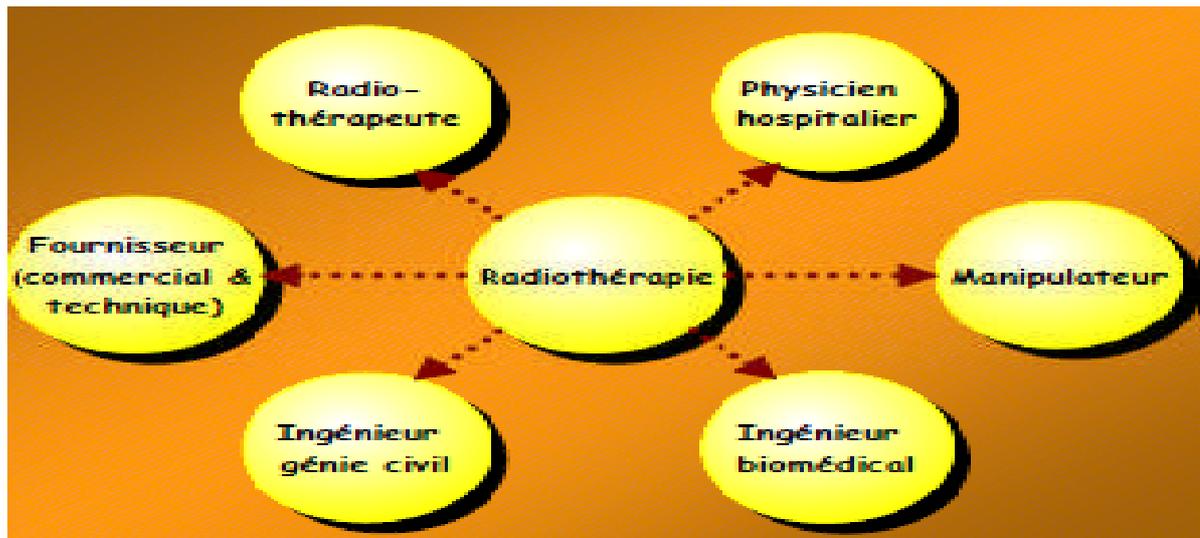


Figure II.9: Les différents acteurs en radiothérapie

- **Le radiothérapeute :**

Est un médecin spécialisé dans l'utilisation des rayonnements ionisants pour le traitement du cancer. Il doit être détenteur d'un certificat approprié et/ou d'une qualification reconnue par l'ordre des médecins. Le certificat est celui d'études spéciales en électroradiologie ou d'études spéciales en électroradiologie avec option radiothérapie (1972), le DES (Diplôme d'Etudes Spéciales) de radiothérapie (1988) et le DES d'oncologie option radiothérapie (1992). [ETRE01]

- **Le physicien d'hôpital :**

Est un spécialiste de la physique des rayonnements appliquée à la médecine. Il est obligatoirement titulaire d'un diplôme universitaire de 3ème cycle ou d'un titre équivalent en sciences physiques. Il a de plus suivi un enseignement concernant la physique des rayonnements et leurs applications médicales.

La présence d'un physicien dans les services de radiothérapie ainsi qu'en médecine nucléaire est obligatoire. [ETRE01]

- **Le manipulateur en électroradiologie :**

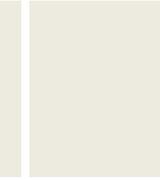
Est un technicien paramédical chargé de la pratique régulière du traitement du patient. Il est titulaire d'une école spécialisée agréée ou d'un brevet de technicien supérieur en électroradiologie. [ETRE01]

- **L'ingénieur biomédical :**

Est un ingénieur hospitalier associé à l'équipe de direction chargé de la gestion technique et financière de l'ensemble des dispositifs médicaux. Il est titulaire d'un diplôme universitaire de 3ème cycle en génie biomédical ou d'un diplôme d'ingénieur. [ETRE01]

- **Les fournisseurs :**

(Appareils de traitement, accessoires : lasers, vidéosurveillance...) interviennent par l'intermédiaire des techniciens ou d'ingénieurs (technico-commerciaux et de maintenance). [ETRE01]



CHAPITRE III

PARTIE PRATIQUE CALIBRATION DES DIODES A SEMI- CONDUCTEUR DE MESURE IN VIVO

III.1. INTRODUCTION

Comme on a vu dans le chapitre précédent, la radiothérapie externe fait appel à des techniques de plus en plus sophistiquées. La mise en œuvre des traitements requiert une grande précision à chacune de ses étapes, ce qui impose des contrôles et des contraintes humaines et techniques. Des recommandations pour un programme d'Assurance de Qualité en radiothérapie externe ont été établies et publiées par la Société Française des Physiciens d'Hôpital (SFPH) et la Société Française de Radiothérapie Oncologie (SFRO) (Bull. Cancer/Radioth, 1992, 79).

La mesure in vivo de la dose délivrée a déjà une longue histoire. En 1932, Sievert réalisa les premières mesures de routine sur patient en utilisant une petite chambre d'ionisation. Les dosimètres thermo luminescents furent introduits, dans les traitements classiques, au cours des années 60, tandis qu'il fallut attendre les années 80 et les travaux de Rikner (1983, 1987) pour voir se développer l'utilisation des semi-conducteurs. Dans ce chapitre on va étudier les limites de mesures in vivo par semi-conducteurs (DSC).

III.2. LES TECHNIQUES LES PLUS DISPONIBLES DANS LA MESURE IN VIVO :

Les détecteurs à semi-conducteurs sont les plus couramment utilisés car les plus simples et rapides à mettre en œuvre. La dosimétrie in-vivo peut être bien sûr réalisée au moyen d'autres détecteurs. Certains sont éprouvés depuis longtemps (dosimétrie par radiothermoluminescence) et sont utilisés par ailleurs comme outils de référence. D'autres sont de technologie plus récente (MOSFET).

III.2.1. Dosimétrie In Vivo par radiothermoluminescence (TLD) :

Les matériaux solides radiothermoluminescents (RTL) offrent la propriété, lorsqu'ils sont chauffés selon un cycle déterminé, d'émettre une luminescence d'intensité proportionnelle à la dose qu'ils ont reçue. Il s'agit de dosimètres secondaires, nécessitant une procédure d'étalonnage préalable pour accéder à une mesure de dose absolue.

Leur utilisation correcte nécessite un certain nombre de précautions liées à leurs propriétés physico-chimiques, rendant dès lors leur mise en œuvre délicate. Ils présentent en outre l'inconvénient de n'offrir qu'une lecture différée dans le temps, cette lecture mettant en œuvre des appareils spécifiques (lecteurs radiothermoluminescents).

Les dosimètres radiothermoluminescents sont réutilisables, le composé thermoluminescent pouvant être régénéré à l'aide d'un cycle de chauffage adapté. [GPQ08]

III.2.1.1 Avantage :

- Il n'y a pas de connexion (pas de câbles) le positionnement est plus libre.
- Les formes disponibles sont variées (poudre, bâtonnets, pastilles...).
- La réponse en fonction de l'énergie varie peu.
- La réponse en fonction de la dose est linéaire lorsque les conditions de lecture sont optimisées.
- Il n'y a pas de dépendance à la dose cumulée (régénération).
- Il n'y a pas de variation avec le débit de dose jusqu'à $2 \cdot 10^{-9}$ Gy s⁻¹.
- Il n'y a pas d'effet directionnel.
- Il n'y a pas de variation de réponse avec la température.
- Pas de fragilité.

III.2.1.2 Inconvénients :

- La lecture est différée et longue si l'on ne dispose pas d'un lecteur automatique.
- L'opérateur doit être expérimenté (niveau de technicité de la mise en œuvre). [GPQ08]

III.2.2 Dosimétrie In vivo par détecteurs MOSFET :

Les détecteurs MOSFET (Metal Oxide Semi-conducteur Field Effect Transistor) représentent un développement récent pour la dosimétrie in vivo. Ils sont utilisés en radiothérapie clinique depuis 6 ans environ (mais sont utilisés en technologie spatiale depuis 1974). Ils ont comme principal avantage leur taille limitée, comparable à ce qu'offrent les TLD, et le faible nombre de corrections à apporter à leur lecture, comparativement au nombre de facteurs influençant la lecture d'une diode semi-conducteur. [GPQ08]

III.2.2.1 Principe de fonctionnement :

Les dosimètres MOSFET sont des transistors à 4 électrodes (la source, le drain, la grille et le substrat) et se comportent comme des intégrateurs vis-à-vis d'une dose de rayonnements ionisants reçue.

Avant irradiation, le passage du courant entre la source et le drain n'est possible que si une tension seuil V_t est appliquée entre les deux autres électrodes du dosimètre (la grille et le substrat).

L'irradiation provoque au sein du dioxyde de silicium l'apparition de paires électron-trou, elles-mêmes venant modifier les propriétés électriques du transistor en élevant la valeur de la tension seuil V_t . L'électromètre associé aux dosimètres MOSFET réalise donc la mesure de la variation de V_t avant et après irradiation, cette variation étant proportionnelle à la dose reçue. [GPQ08]

III.2.2.2 Avantage :

- Détecteur solide et sans haute tension appliquée.
- Petites dimensions (2x1 mm²) utilisables en barrette de détecteurs.
- Réponse reproductible : 2-3% (1 σ).
- Possibilité de cumul de la dose.
- Réponse indépendante du débit de dose.
- Dépendance angulaire négligeable sans le capuchon.

III.2.2.3 Inconvénients :

- Capuchons d'équilibre électronique à adapter.
- Légère perte de charge après irradiation : lecture à délai constant.
- Durée de vie limitée.
- Relative fragilité.
- La lecture n'est pas concomitante avec l'irradiation. [GPQ08]

III.2.3 Dosimétrie In vivo par les détecteurs à semi-conducteurs :

Les détecteurs à semi-conducteurs (DSC) ne nécessitent pas une source de tension externe et sont au moins 100 fois plus sensibles que les chambres d'ionisation pour le même volume.

L'électromètre associé permet une mesure en temps réel de la dose délivrée ce qui en fait un détecteur de choix pour l'assurance de qualité des traitements par mesures in vivo. [GPQ08]

III.2.3.1 Les détecteurs à semi-conducteurs Théorie des bandes :

Dans un réseau cristallin, on peut considérer qu'il existe deux bandes d'énergie permises qui jouent un rôle important dans la détermination des propriétés conductrices du matériau solide : la bande de valence qui est le domaine des niveaux d'énergie les plus hauts des électrons prisonniers du cristal, et la bande de conduction qui représente les niveaux d'énergie les plus bas des électrons libres de se déplacer dans le cristal. L'énergie qui sépare la bande de valence de la bande de conduction est appelée le gap. Si un électron acquiert un surcroît d'énergie plus grand que la valeur du gap, il peut sauter de la bande de valence à la bande de conduction ou il sera libre de circuler, rendant ainsi le matériau conducteur de l'électricité.

La largeur du gap détermine donc les propriétés conductrices des matériaux ; soit le gap est presque nul comme dans le cas des métaux ce qui rend le mouvement des électrons entre les deux bandes très facile et explique la forte conductance des métaux ; soit la largeur du gap est très élevée ce qui rend très peu

probable le passage des électrons d'une bande à l'autre, et représente la situation des isolants. Il existe aussi des cas intermédiaires que l'on appelle semi-conducteurs.

Cette situation physique est perturbée dans le cas de l'irradiation d'un matériau. En particulier, l'interaction des particules du rayonnement avec le cristal d'un semi-conducteur provoque la création de paires électrons-trous qui contribuent alors soit à la création d'un courant (cas des diodes) soit à la création d'une charge (cas de MOSFET). [GPQ08]

III.2.3.2 Principes physiques de la dosimétrie par semi-conducteurs :

Au zéro absolu, les semi-conducteurs se comportent comme des isolants. Une bande interdite (BI) sépare une bande d'énergie permise (la bande de valence : BV) entièrement remplie d'électrons et une bande de conduction (BC) complètement vide. La largeur de la bande interdite est faible (1,1 eV pour le Si) comparativement à celle des isolants (> 6 eV). Du fait de cette faible énergie, les électrons de la bande de valence peuvent facilement passer dans la bande de conduction sous le seul effet de l'agitation thermique, laissant derrière eux des trous. Une conduction électronique dans la bande de conduction et une conduction par trous dans la bande de valence sont observées.

Les semi-conducteurs, utilisés pour la détection des rayonnements ionisants, sont fabriqués à partir d'une structure cristalline en silicium dans laquelle sont introduits des atomes tri ou pentavalents. Les atomes choisis comme dopants se substituent aux atomes tétravalents de silicium.

L'introduction d'atomes pentavalents (phosphore, arsenic) conduit à une conductivité qui se fait majoritairement par électrons (semi-conducteur de type N), à contrario un dopage par des atomes trivalents (bore, aluminium) va favoriser une conductivité par trous (semi-conducteur de type P).

Une diode au silicium est formée par une fine couche d'un type de dopage déposée sur un substrat d'un autre type formant une jonction PN ou NP (La transition entre les matériaux de type P et N se traduit par la formation d'une zone de charges d'espace avec création d'une différence de potentiel (0,7 V pour les diodes au silicium)).

En l'absence de polarisation, le courant qui circule dans la jonction est nul. Le courant de saturation I_s (porteurs minoritaires) qui traverse sans contrainte la barrière de potentiel est équilibré par le courant de diffusion I_D (porteurs majoritaires) qui a acquis l'énergie suffisante pour remonter la barrière de potentiel. Si on expose cette diode à un rayonnement électromagnétique d'énergie supérieure à W (énergie minimum pour créer une paire électron-trou), les interactions entre les photons incidents et le réseau cristallin permettent d'augmenter le nombre de porteurs minoritaires qui traversent la jonction créant ainsi un courant inverse additionnel I_L . I_L dépend du nombre de paires électron-trou créées par unité de temps, donc de la nature, de l'énergie et du débit du rayonnement ionisant. Pour quantifier le débit de dose, il faut mesurer la valeur du courant I_L . En pratique, la diode est directement connectée à un électromètre qui mesure le courant inverse résultant I . [GPQ08]

$$I = I_L + I_S - I_D \tag{3.1}$$

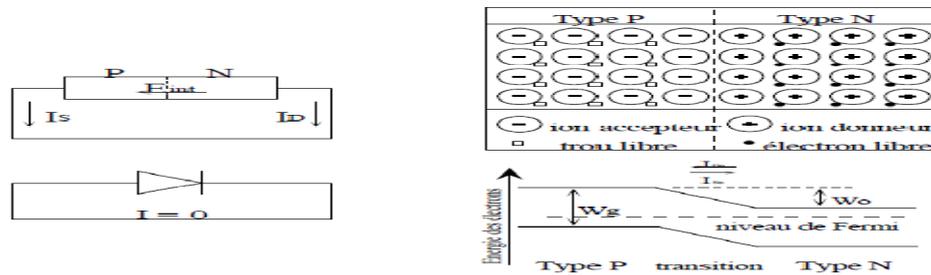


Figure III.1: Représentation schématique d'une jonction PN

III.2.3.3 Caractéristique des sondes semi-conductrices utilisées dans nos mesures :

Nom : sondes semi-conductrices

- Fabricant : PTW Freiburg
- Utilisation : dosimétrie relative dans des champs D'électrons et de photons de haute énergie
- Surface sensible : 1mm² de forme circulaire
- Epaisseur de la surface sensible aux rayons : 2µm
- Polarité : négative
- Câble : A faible niveau de bruit
- Longueur du câble : 3m ou 4m

Les types des sondes semi-conductrices utilisées sont représenté dans le tableau suivant :

Sonde in vivo	énergie	Matériel d'accumulation	Densité de surface	couleur
T 60010M	(5 à 13)MV	plomb	2,0g/cm ²	Jaune
T60010H	(13 à 25)MV	Tungstène	3,0g/cm ²	Rouge

III.3 CALIBRATION DES DIODES A SEMI-CONDUCTEUR :

III.3.1 Instruments de mesure requis :

- **Les sondes semi-conductrices :**

T60010M, T60010H

- **Chambre d'ionisation :**

La chambre Farmer 0.6 cm³ de thérapie avec paroi en PMMA et électrode centrale en aluminium et longueur de câble : 1m. Avec capuchon d'accumulation en PMMA.

- **Electromètres**

✓VIVODOS E :

Pour la dosimétrie in vivo par radiothérapie percutanée. Supporte jusqu'à 4 détecteurs semi conducteur. Pour 115/230V :50-60Hz. Une rallonge pour le détecteur est nécessaire pour un fonctionnement en dehors de la salle d'irradiation

✓UNIDOS :

Dosimètre standard secondaire de la classe de référence pour les mesures de doses et débit de doses en radiothérapie, diagnostic aux rayons X et protection contre les rayonnements. Doté d'une interface RS232, piles rechargeables, câble d'alimentation. Pour 115/230V, 50-60Hz.

- **Fantôme de plaques PMMA :**

Composé de 33 plaques 30*30cm à face parallèles de différent épaisseur (29 plaques de 10mm d'épaisseur, une plaque de 5mm d'épaisseur, deux plaques de 2mm d'épaisseur, une plaque de 1mm d'épaisseur).tolérance d'épaisseur : 0,1mm ; poids : env.35Kg.

III.3.2 La calibration :

Elle consiste à relier le signal du détecteur à la dose absorbée dans des conditions d'irradiation de référence. Cette procédure est valable pour des doses supérieures au centigray. Il est ensuite nécessaire d'appliquer un ensemble de facteurs correctifs quand les conditions d'irradiation diffèrent de celles de référence. [GPQ08]

III.3.3 détermination du facteur de calibration :

La calibration est effectuée par la sonde semi-conductrice muni à son capuchon d'équilibre électronique (Leunens et coll, 1990 ; Heukelom et coll, 1991 ; Van Dam et Marinello, 1994). [GPQ08]

Le facteur de calibration est, par conséquent, défini comme le quotient provenant de la dose déterminée avec une chambre d'ionisation (mesure dans un fantôme de plaques en d_{max}) et du signal de la sonde semi-conductrice in vivo (mesure à la surface du fantôme de plaques). Il est déterminé dans les conditions de référence (DSP=100cm, taille du champ=10*10cm², température ambiante).

Afin d'éviter que la chambre ne soit masquée, les sondes semi-conductrices de mesure in vivo se trouvent 2 à 3cm en dehors du rayon central et la chambre d'ionisation se situe toujours dans le rayon central à la profondeur de référence d_{max} . [PGI05]

III.3.3.1 Structure du système de mesure :

- Mise en place du matériau de rétrodiffusion (fantôme de plaques) sur la table d'examen ;
- Réglage des conditions standard.
- DSP=100cm.
- Taille de champ=10*10cm².
- Energie : en fonction du type de sonde semi-conductrice.
- Raccordement des sondes /chambres et réglage des appareils de mesure.
- Procéder à l'irradiation des chambres et des sondes, relever les valeurs de doses.
- Déterminer le facteur de calibration :

$$F_{cal} = (L_{chambre} * N_{D,w} / L_{diode}) * K_{T,P} \quad (3.2)$$

Où

$L_{chambre}$: la charge collectée en d_{max} mesurée avec la chambre.

$N_{D,w}$: le facteur de calibration de la chambre.

L_{diode} : la charge collectée à l'entrée mesurée avec la diode.

$K_{T,P}$: le facteur de correction température, pression.

$$K_{T,P} = (273,2 * T / 273,2 * T_0) (P_0 / P) \quad (3.3)$$

avec: $T_0=20^\circ$ et $P_0=101,3kPa$

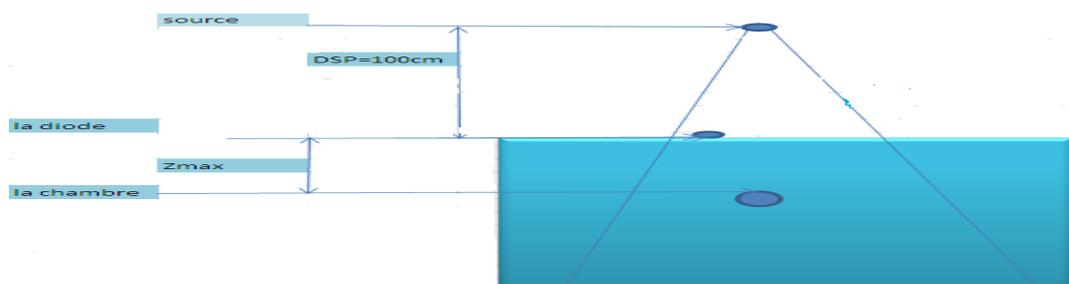


Figure III.2: Schéma représentatif de la structure du système de mesure

$$F_{cal} = L_{(chambre)} / L_{(diode)} \quad (3.4)$$

- $ssd=100$ cm, champ= 10×10 cm²

Tableau III.1 : calcul de facteur de calibration

		T	20,8°	P	99,6 hPa		
DATE	ENERGIE(MV)	L(diode)	L(chambre)	N	K t,p	C	
27/07/2011	6Mv	371,3	34,5	0,053	1,022	0,005	
	18Mv	523,4	34,99	0,053	1,022	0,004	

		T	22,8°	P	100,120 hPa		
DATE	ENERGIE(MV)	L(diode)	L(chambre)	N	K t,p	C	
22/09/2011	6Mv	371,2	36,1	0,053	1,0214482	0,00526492	
	18Mv	514,4	35,95	0,053	1,0214482	0,00378347	

		T	22 °	P	100,1 hPa		
DATE	ENERGIE(MV)	L(diode)	L(chambre)	N	K t,p	C	
12/10/2011	6Mv	371	35,7	0,053	1,01889107	0,00519634	
	18Mv	512,87	36,23	0,053	1,01889107	0,00381474	

		T	22,5 °	P	99,64hPa		
DATE	ENERGIE(MV)	L(diode)	L(chambre)	N	K t,p	C	
20/10/2011	6Mv	370	36,2	0,053	1,02532863	0,00531674	
	18Mv	513	36,15	0,053	1,02532863	0,00382939	

III.3.3.2 Réponse de l'instrument de mesure en fonction de différentes grandeurs d'influence :

III.3.3.2.1 Influence de la température :

De nombreuses études montrent l'augmentation de la sensibilité des DSC avec la température. Cette sensibilisation est comprise entre 0,3% et 0,4% par degré. Il faut plusieurs minutes pour que le DSC passe de la température ambiante de la pièce à la température de la peau (un minimum de 3 minutes nécessaire entre la mise en place de la diode et le début de l'irradiation). [GPQ08]

III.3.3.2.2 Réponse en fonction du champ d'irradiation :

- **Chambre d'ionisation :** Le tableau suivant représente la lecture de la chambre en fonction de la variation de la taille du champ.

- $E=6\text{MV}$; $E=18\text{MV}$; $D=200\text{UM}$; $\text{DSP}=100\text{cm}$

Tableau III.2 : la lecture de la chambre en fonction de la taille du champ.

Taille du champ	L CI(6MV)	L CI(18MV)
3	30,14	26,5
5	32,45	29,57
10	34,5	31,99
15	35,76	33,6
20	36,46	34,74
25	36,95	35,61
30	37,27	36,24
35	37,44	36,6
40	37,55	36,75

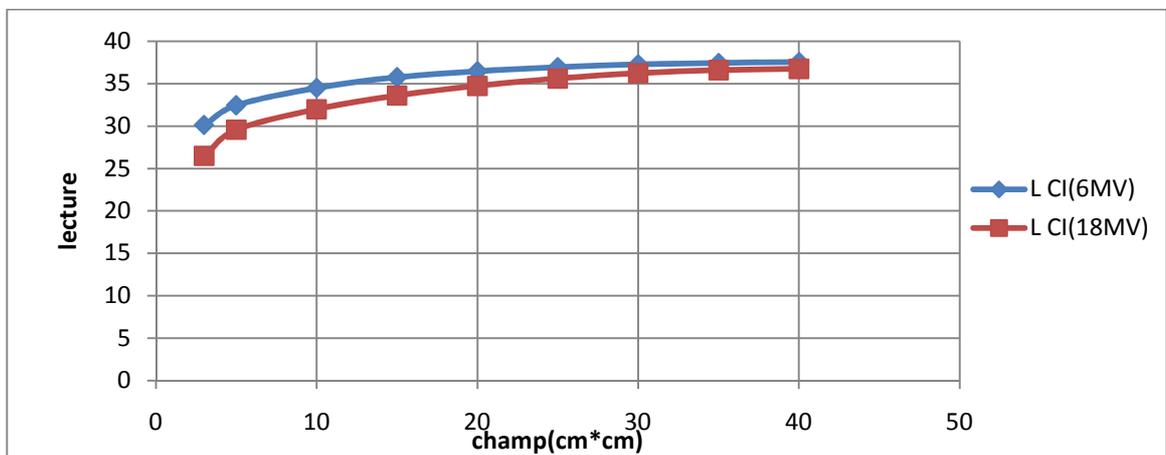


Figure III.3 : La réponse de la chambre en fonction du champ

- **La diode** : Le tableau suivant représente la lecture de la diode en fonction la variation de la taille du champ.
- $E=6\text{MV}$; $E=18\text{MV}$; $D=200\text{UM}$; $\text{DSP}=100\text{cm}$

Tableau III.3 : la lecture de la diode en fonction de la taille du champ.

Taille du champ	$L_{\text{Diode}}(6\text{MV})$	$L_{\text{Diode}}(18\text{MV})$
3	332,3	494,4
5	354,1	504,36
10	371,3	523,4
15	381,4	532,8
20	386,4	537,2
25	389,7	540,5
30	391,6	541,8
35	392,7	541,8
40	392,7	541,8

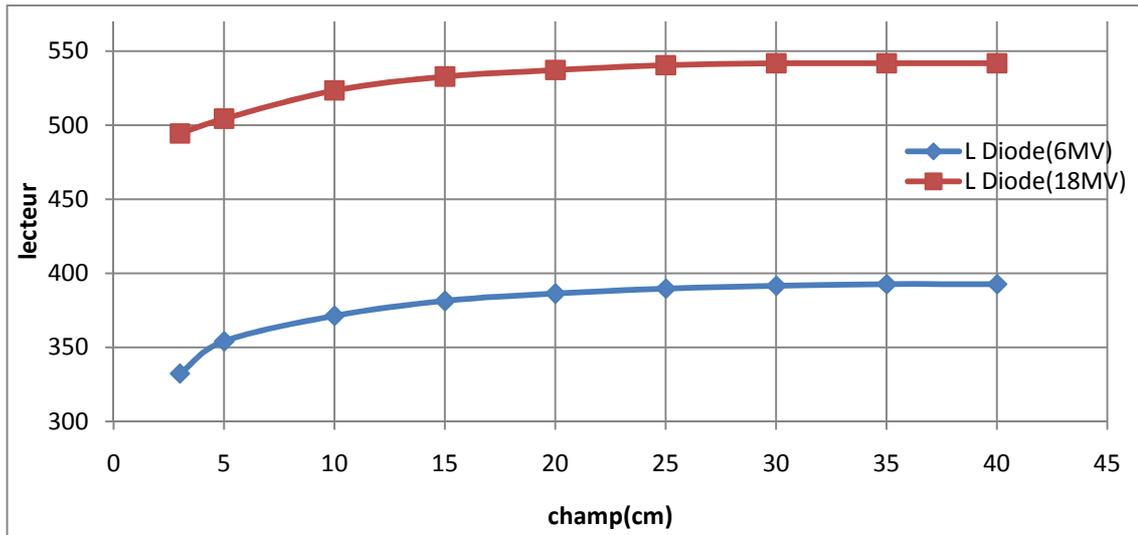


Figure III.4 : La réponse de la diode en fonction du champ

III.3.3.2.3 Réponse en fonction de l'angle d'incidence d'irradiation :

- **Chambre d'ionisation** : Le tableau suivant représente la lecture de la chambre en fonction de la variation de l'angle d'incidence .

$E=6MV$; $D=200UM$; $DSP=100cm$ champ= $10*10cm^2$

Tableau III.4 : la lecture de la chambre en fonction de l'angle d'incidence

Angle(°)	L CI(6MV)	L CI (18MV)
0	28,56	32,02
5	28,61	32,13
10	28,93	32,55
15	29,71	33,02
20	30,14	33,54
25	29,24	33,89
30	27,092	34,24
35	3,5	34,63
40	0,992	34,99
45	0,77	35,41
50	0,64	35,83
55	0,506	36,19
60	0,32	36,47
65	0,403	36,51
70	0,35	36,2
75	0,37	35,29
80	0,3295	32,98
85	0,301	27,21
90	0,251	24,85

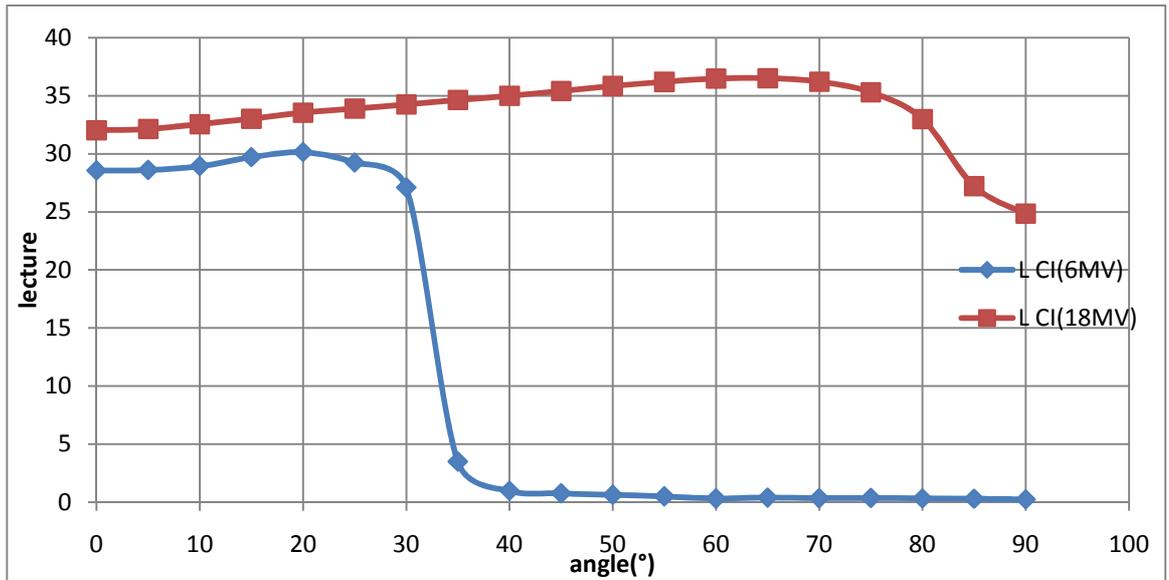


Figure III.5 : La réponse de la chambre en fonction du champ

- **La diode** : Le tableau suivant représente la lecture de la chambre en fonction de la variation de l'angle d'incidence.

Tableau III.5 : la lecture de la chambre en fonction de l'angle d'incidence

Angle	L Diode(18)	L Diode(6)
0	516,76	304,5
5	514,63	305,1
10	515,4	306
15	513,26	310,9
20	513,4	314,4
25	513,1	317,7
30	512,1	300,3
35	510,7	38,42
40	508,2	10,92
45	505,8	8,775
50	503,3	7,395
55	502,2	5,67
60	501,8	5,425
65	501,6	4,39
70	501,23	3,915
75	503,36	4,205
80	506,6	3,725
85	511,6	3,635
90	515,23	4,045

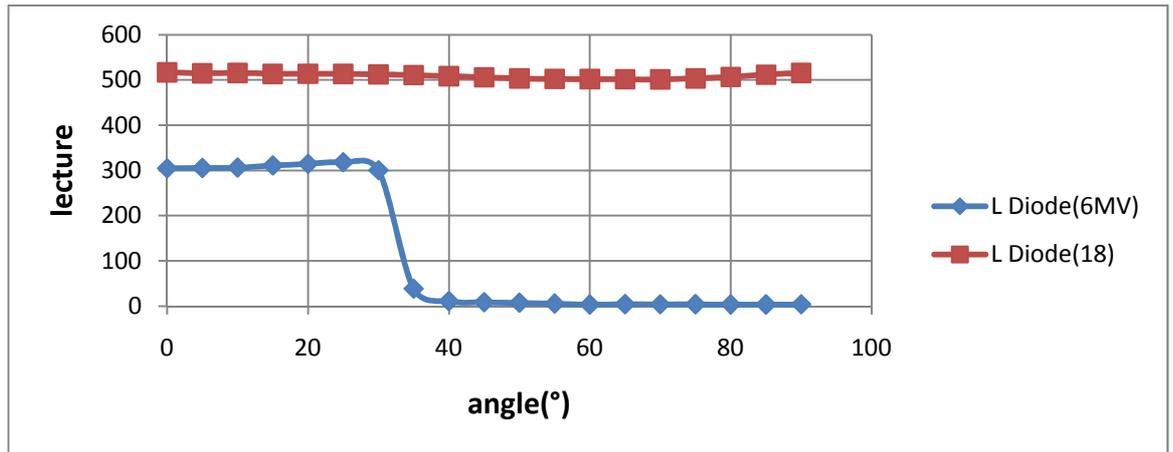


Figure III.6 : La réponse de la diode en fonction de l'angle

III.3.3.2.4 Réponse en fonction de la DSP d'irradiation :

- **Pour la chambre :** Le tableau suivant représente la lecture de la chambre en fonction de la variation de la DSP.

$E=6MV$; $E=18MV$; $D=200UM$; $champ=10*10cm^2$

Tableau III.6 : la lecture de la chambre en fonction de la DSP.

DSP	L _{Cl} (18MV)	L _{Cl} (6MV)
80	51,89	49,2
85	46,42	44,09
90	42,37	39,46
95	38,13	35,43
100	34,5	32,02
105	31,28	29,09
110	28,59	26,6
115	26,22	24,35
120	24,12	22,42

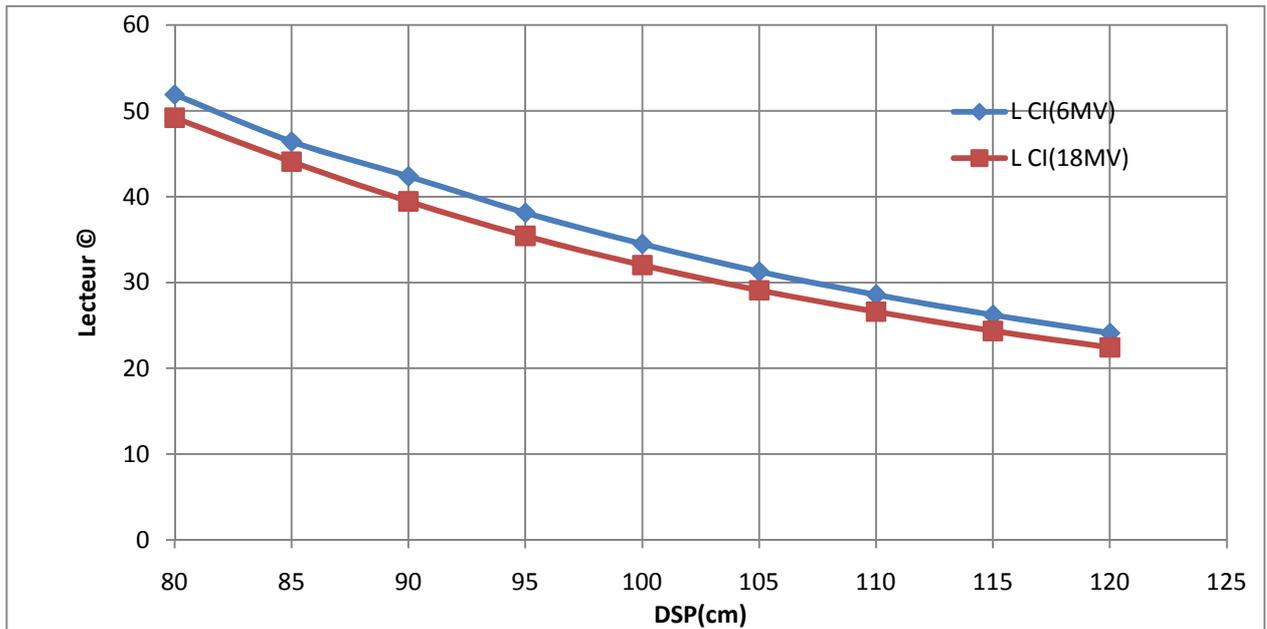


Figure III.7 : La réponse de la chambre en fonction de la DSP

- **Pour la diode** : Le tableau suivant représente la lecture de la diode en fonction de la variation de la DSP.

Tableau III.7 : la lecture de la diode en fonction de la DSP.

DSP	$L_{\text{diode}18\text{Mv}}$	$L_{\text{diode}6\text{Mv}}$
80	816,2	573,13
85	720,66	507,36
90	642,4	459,3
95	574,6	411,2
100	516,4	371,4
105	468,1	334,73
110	426,3	305,2
115	388,4	279,1
120	356,4	256

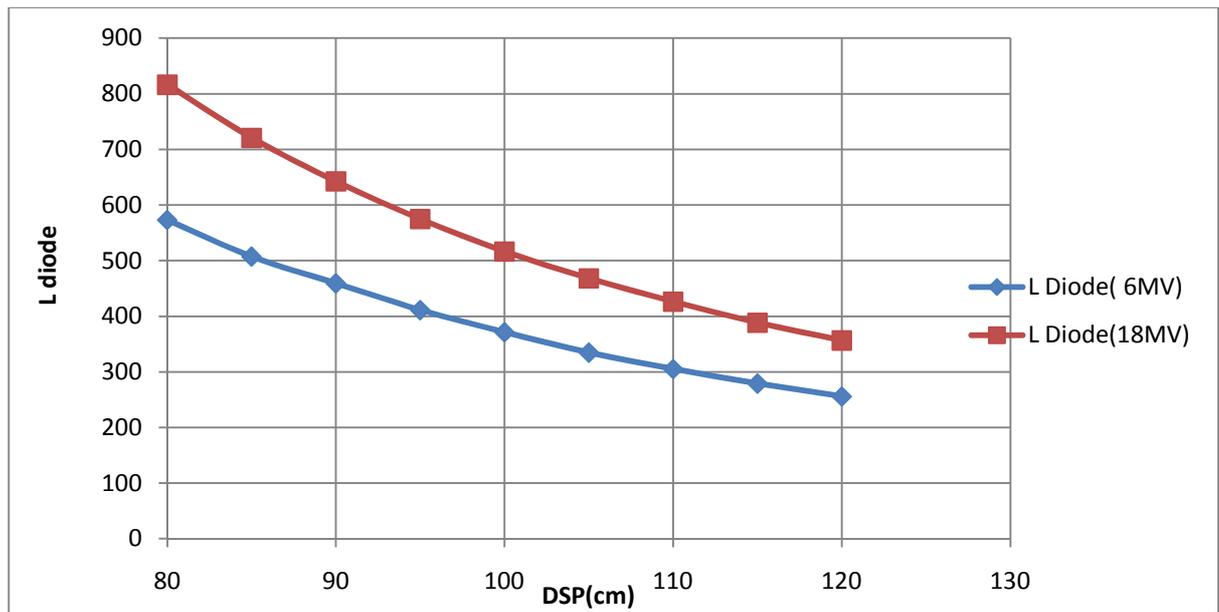


Figure III.8 : La réponse de la diode en fonction de la DSP

III.3.3.2.5 Linéarité:

La linéarité du système a été évaluée pour une plage de doses entre 0.5Gy et 6.5Gy avec un faisceau de photons de 6MV et 18MV.

- Pour Energie de photon 6MV :

Dose : de 0 Gy a 6.5 Gy.

Faisceau de photons d'énergie 6 MV.

L'accélérateur : Primus SIEMENS.

Taille du champ : 10x10 cm².

DSP= 100 cm.

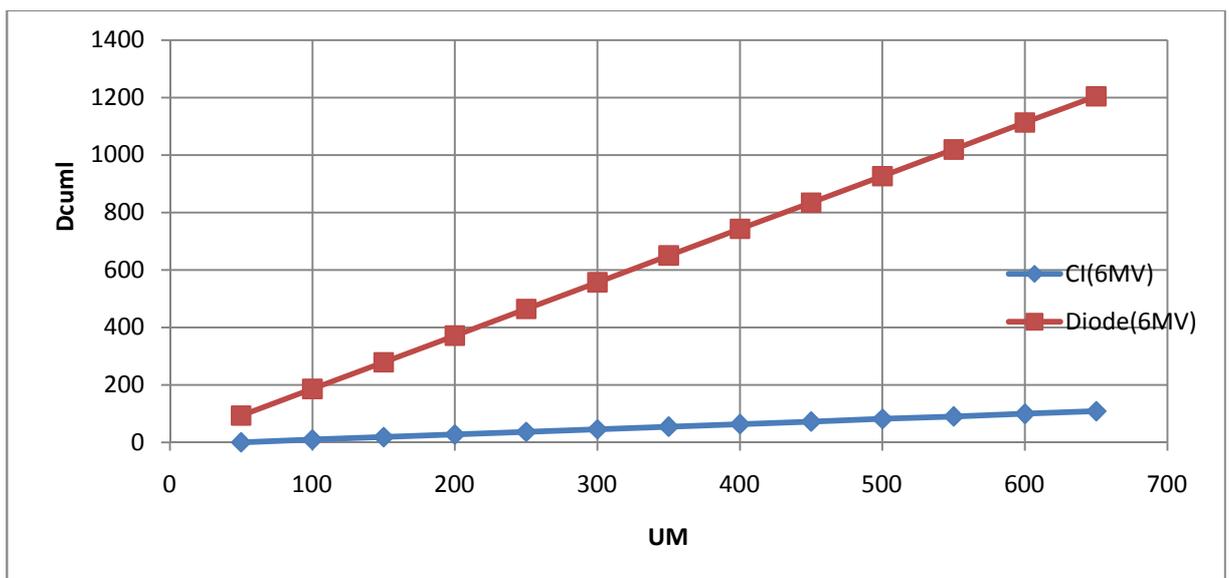
Profondeur : 1.5 cm de PMMA.

Débit de dose : 300 UM/min soit environ 3 Gy/min

Les résultats obtenus ont été comparés avec ceux d'une chambre d'ionisation de type PTW 30010 placée juste à côté du détecteur comme s'est indiqué dans le tableau suivant :

Tableau III.8 : La lecture de la diode et de la chambre en fonction de la variation des UM (6MV).

UM	Cl(6MV)	Diode(6MV)
50	9,2	92,81
100	18,2	185,8
150	27,3	278,6
200	36,35	371,2
250	45,45	464
300	54,5	556,6
350	63,25	650
400	72,3	742,7
450	81,3	834,3
500	90	926,4
550	99,25	1019
600	108,3	1113
650	117,3	1204

**Figure III.9** : La réponse de la diode et de la chambre en fonction de la variation des UM (6MV).

- Pour Energie de photon 18MV :
 - Dose : de 50 UM à 650 UM.
 - Faisceau de photons d'énergie 18 MV.
 - L'accélérateur : Primus SIEMENS.
 - Taille du champ : 10x10 cm².
 - DSP= 100 cm.
 - Profondeur : 3cm de PMMA.

· Débit de dose : 500 UM/min soit environ 3 Gy/min.

Les résultats obtenus ont été comparés avec ceux d'une chambre d'ionisation de type PTW 31003 placée juste à côté du détecteur comme s'est indiqué dans le tableau suivant :

Tableau III.9 : La lecture de la diode et de la chambre en fonction de la variation des UM (18MV)

UM	CI(18MV)	La Diode
50	8,8	91,16
100	17,6	182,1
150	26,45	273,3
200	35,3	364
250	44,15	455,3
300	53,95	546,2
350	61,75	636,4
400	70,55	726,8
450	79,4	817,5
500	88,2	908,1
550	97,05	998,7
600	105,8	1089
650	114,6	1180

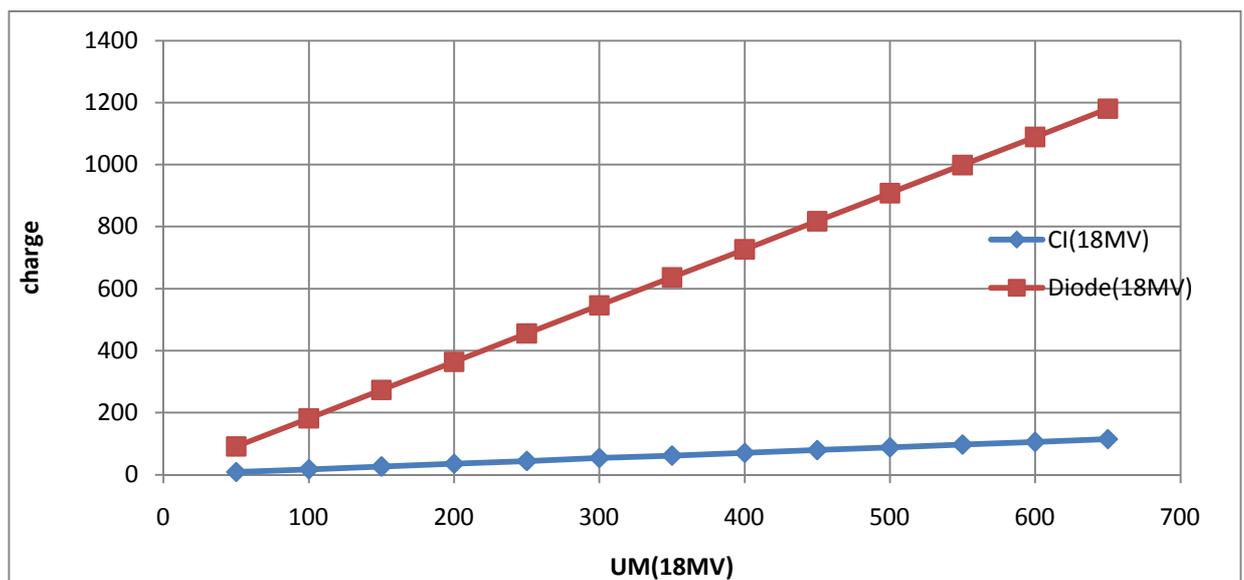


Figure III.10 : La réponse de la diode et de la chambre en fonction de la variation des UM (18MV)

III.3.3.3 Facteurs correctifs :

La variation de la dimension du champ et de la distance à la source, la présence d'accessoires ou de filtres (ces deux paramètres entraînant de plus une variation du débit de dose) modifient la réponse des dosimètres. Il est donc nécessaire d'appliquer des facteurs correctifs quand les conditions d'irradiation sont différentes de celles de l'étalonnage. (Van Dam et Marinello, 1994 ; Heukelom et coll, 1991). Les facteurs correctifs CF relatifs à ces différents paramètres (ouverture du collimateur, variation de la distance, présence de filtre en coin ou d'accessoires) sont calculés pour chaque dosimètre. Ils sont obtenus

pour chaque situation, par le rapport valeur mesurée à la chambre (DE) sur la valeur donnée par le dosimètre pour le paramètre étudié, la normalisation étant effectuée pour le paramètre de référence [GPQ08] :

$$CF = (DE / LE) p / FE \quad (3.5)$$

III.3.3.3.1 Facteur de correction en fonction de l'ouverture du champ :

En conservant la grandeur de DSP standard (100cm), la grandeur de champ est modifiée (de 3*3cm² à 40*40cm²) avec une dose de 200 UM. [PGI05]

Le facteur de correction du champ est donné par la relation suivante :

$$CF_{FS} = \frac{OF_{ic}(c)}{OF_{diode}(c)} \quad (3.6)$$

Avec :

$$OF(c) = \frac{R(c)}{R(10\text{ cm})} \quad (3.7)$$

C : La taille de champ carrée en cm².

R_{ic} : La lecture de la chambre.

R_{diode} : la lecture de la diode.

R(10) : la lecture en condition de référence.

R(c) : la lecture diode ou chambre.

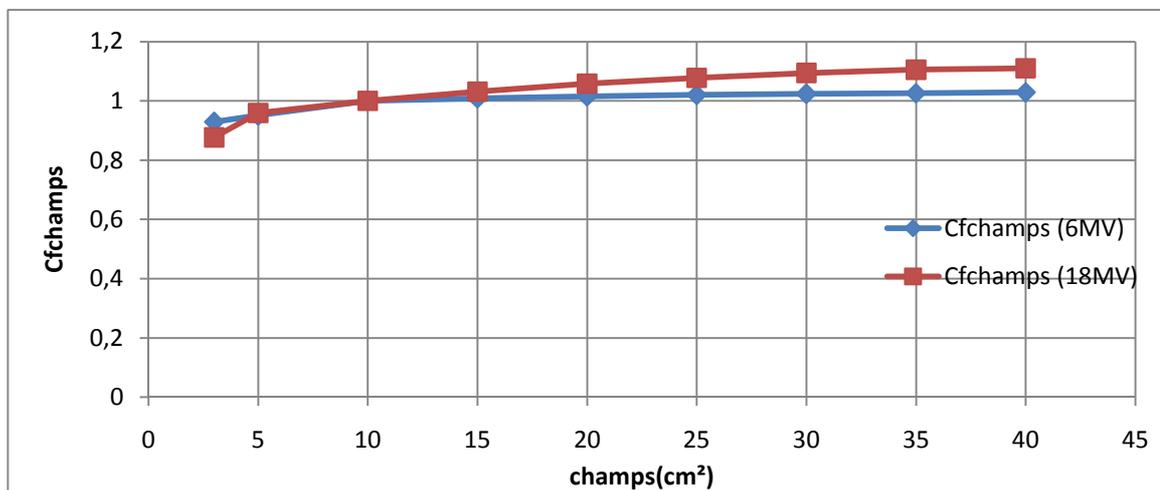
E=6MV :

Tableau III.10 : calcul de facteur de correction du champ (6MV)

champs	R _{ic}	OF _{ic}	R _{diode}	OF _{diode}	Cfchamp(6MV)
3	30,14	0,874	332,3	0,8949	0,929
5	32,45	0,907	354,1	0,9536	0,952
10	34,5	1	371,3	1	1
15	35,76	1,037	381,4	1,027	1,009
20	36,46	1,057	386,4	1,041	1,015
25	36,95	1,071	389,7	1,049	1,020
30	37,27	1,080	391,6	1,055	1,024
35	37,44	1,085	392,7	1,058	1,026
40	37,55	1,088	392,7	1,058	1,029

E=18MV :**Tableau III.11** : calcul de facteur de correction du champ (18MV)

champs	Rdiode	R _{IC}	OF _{IC}	OF diode	Cf _{champs} (18MV)
3	494,4	26,5	0,828	0,944	0,876
5	504,36	29,57	0,924	0,963	0,959
10	523,4	31,99	1	1	1
15	532,8	33,6	1,050	1,017	1,031
20	537,2	34,74	1,086	1,026	1,058
25	540,5	35,61	1,113	1,032	1,077
30	541,8	36,24	1,132	1,035	1,094
35	541,8	36,6	1,144	1,035	1,105
40	541,8	36,75	1,148	1,035	1,109

**Figure III.11** : Facteur de correction champ**III.3.3.3.2 Facteur de correction en fonction de la DSP :**

En conservant la grandeur de champ standard (10*10cm²), la DSP peut être modifiée dans des plages importantes d'un point de vue clinique (de 80 à 120cm) avec une dose de 200UM. [PGI05]

Le facteur de correction CF_{SSD} donné par la relation suivante :

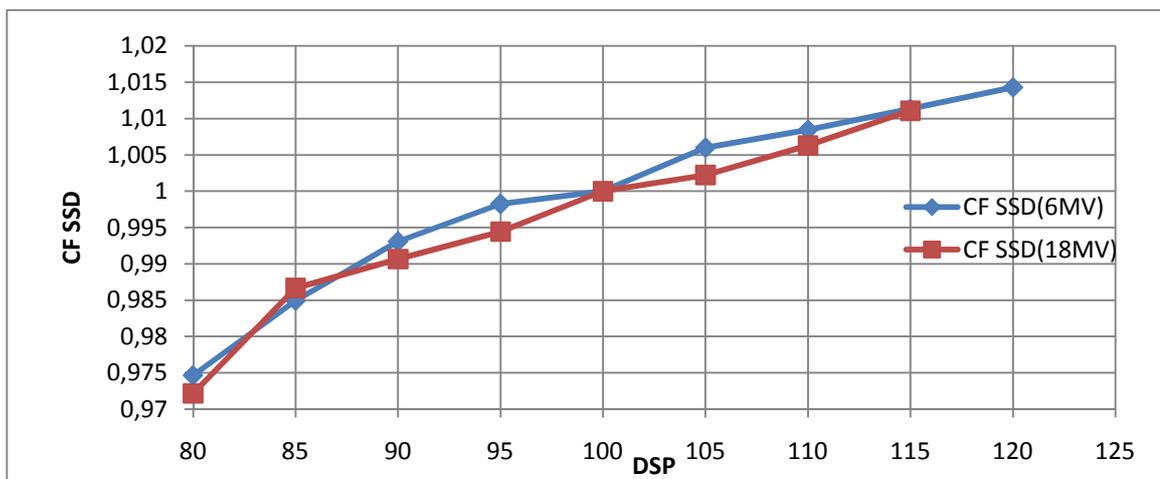
$$CF_{SSD} = \frac{\frac{R_{IC}(z_{max}, 10 \times 10 \text{ cm}^2, SSD)}{R_{IC}(z_{max}, 10 \times 10 \text{ cm}^2, SSD = 100 \text{ cm})}}{\frac{R_{diodes}(10 \times 10 \text{ cm}^2, SSD)}{R_{diodes}(10 \times 10 \text{ cm}^2, SSD = 100 \text{ cm})}} \quad (3.8)$$

E=6MV :**Tableau III.12 :** calcul de facteur de correction de la DSP (6MV)

DSP	R Diode	R _{IC}	OF _{IC}	Of Diode	CF SSD (6MV)
80	573,13	51,89	1,504	1,543	0,974
85	507,36	46,42	1,345	1,366	0,984
90	459,3	42,37	1,228	1,236	0,993
95	411,2	38,13	1,105	1,107	0,998
100	371,4	34,5	1	1	1
105	334,73	31,28	0,906	0,901	1,005
110	305,2	28,59	0,828	0,8217	1,008
115	279,1	26,22	0,76	0,751	1,011
120	256	24,12	0,699	0,689	1,014

E=18MV :**Tableau III.13 :** calcul de facteur de correction de la DSP (18MV)

DSP	L Diode	L _{IC}	OF _{IC}	OfDiode	CF SSD(18MV)
80	816,2	49,2	1,536	1,580	0,972
85	720,66	44,09	1,376	1,395	0,986
90	642,4	39,46	1,232	1,243	0,990
95	574,6	35,43	1,106	1,112	0,994
100	516,4	32,02	1	1	1
105	468,1	29,09	0,908	0,906	1,002
110	426,3	26,6	0,830	0,825	1,006
115	388,4	24,35	0,760	0,752	1,011
120	356,4	22,42	0,700	0,690	1,014

**Figure III.12 :** Facteur de correction DSP

III.3.3.3 Facteur de correction en fonction de l'angle d'incidence:

En conservant la grandeur de champ standard (10*10cm²), la grandeur de DSP standard (100cm) les influences peuvent être analysées pour différents angles du bras (de 0° à 90°). [PGI05]

Le facteur de correction CF_{angle} est donné par la relation suivante :

$$CF_{\text{angle}} = OF_{\text{diode}} / OF_{\text{ic}} \quad (3.9)$$

Avec:

$$OF = R(c) / R(0^\circ) \quad (3.10)$$

E=6MV

Tableau III.14 : Facteur de correction en fonction de l'angle d'incidence (6MV)

ANGLE	R _{diode}	R _{ic}	OF _{ic}	OF diode	Cf _{angle} (6MV)
0	304,5	28,56	1	1	1
5	305,1	28,61	1,001	1,001	0,999
10	306	28,93	1,012	1,004	1,007
15	310,9	29,71	1,040	1,021	1,018
20	314,4	30,14	1,055	1,032	1,022
25	317,7	29,24	1,023	1,043	0,981
30	300,3	27,092	0,948	0,986	0,961
35	38,42	3,5	0,122	0,126	0,971
40	10,92	0,992	0,0349	0,035	0,968
45	8,775	0,77	0,0269	0,028	0,935
50	7,395	0,64	0,0224	0,024	0,922
55	5,67	0,506	0,0178	0,018	0,951
60	3,425	0,32	0,0112	0,011	0,996
65	4,34	0,403	0,0141	0,014	0,990
70	3,915	0,35	0,0122	0,012	0,953
75	4,205	0,37	0,0129	0,013	0,938
80	3,725	0,3295	0,0115	0,012	0,943
85	3,635	0,301	0,0105	0,012	0,882
90	4,045	0,251	0,0087	0,013	0,661

E=18MV

Tableau III.15 : Facteur de correction en fonction de l'angle d'incidence (18MV)

ANGLE	R diode	R _{ic}	OF _{ic}	OF diode	Cf _{angle} (18MV)
0	516,76	0,3202	1	1	1
5	514,63	0,3213	1,003	0,995	1,007
10	515,4	0,3255	1,016	0,997	1,019
15	513,26	0,3302	1,031	0,993	1,038

20	513,4	0,3354	1,047	0,993	1,054
25	513,1	0,3389	1,058	0,992	1,065
30	512,1	0,3424	1,069	0,990	1,079
35	510,7	0,3463	1,081	0,988	1,0943
40	508,2	0,3499	1,092	0,983	1,111
45	505,8	0,3541	1,105	0,978	1,129
50	503,3	0,3583	1,118	0,973	1,148
55	502,2	0,3519	1,099	0,9718	1,130
60	501,8	0,3647	1,138	0,9710	1,172
65	501,6	0,3651	1,140	0,970	1,174
70	501,23	0,362	1,130	0,969	1,165
75	503,36	0,3529	1,102	0,974	1,131
80	506,6	0,3298	1,029	0,980	1,050
85	511,6	0,2721	0,849	0,990	0,858
90	515,23	0,2485	0,7760	0,997	0,778

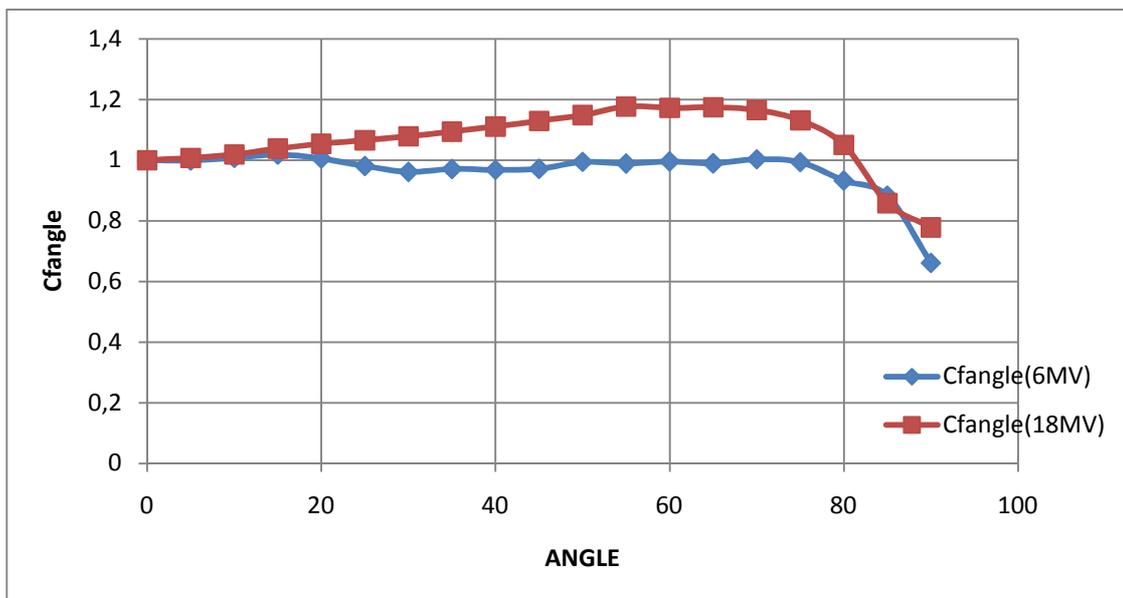


Figure III.13 : Facteur de correction de l'angle

III.3.3.3.4 Facteur de correction en fonction de filtre en coin:

En conservant la grandeur de champ standard (10*10cm²), la grandeur de DSP standard (100cm), bras à (0°) les influences peuvent être analysées pour différents filtre en coin (de 15°, 30°, 45°, 60°). [PGI05]

Le facteur de correction CF_{wedge} est donné par la relation suivante :

$$CF_{wedge} = \frac{transmissbn(w, 10 \times 10 \text{ cm}^2, z_{max})_{IC}}{transmissbn(w, 10 \times 10 \text{ cm}^2)_{diode}} \quad (3.11)$$

$$\text{Transmission} = R(w) \text{ avec wedge} / R(w) \text{ sans wedge} \quad (3.12)$$

E=6MV :

Tableau III.16 : Facteur de correction en fonction du filtre en coin (6MV)

Wedge	(°)	CI	Diode	Cfwedge (6MV)
RW15M	15	0,34057971	0,33602585	1,013552118
RW30M	30	0,25072464	0,25277329	0,991895296
RW45M	45	0,14782609	0,15401185	0,959835816
RW60M	60	0,14782609	0,16009693	0,923353661

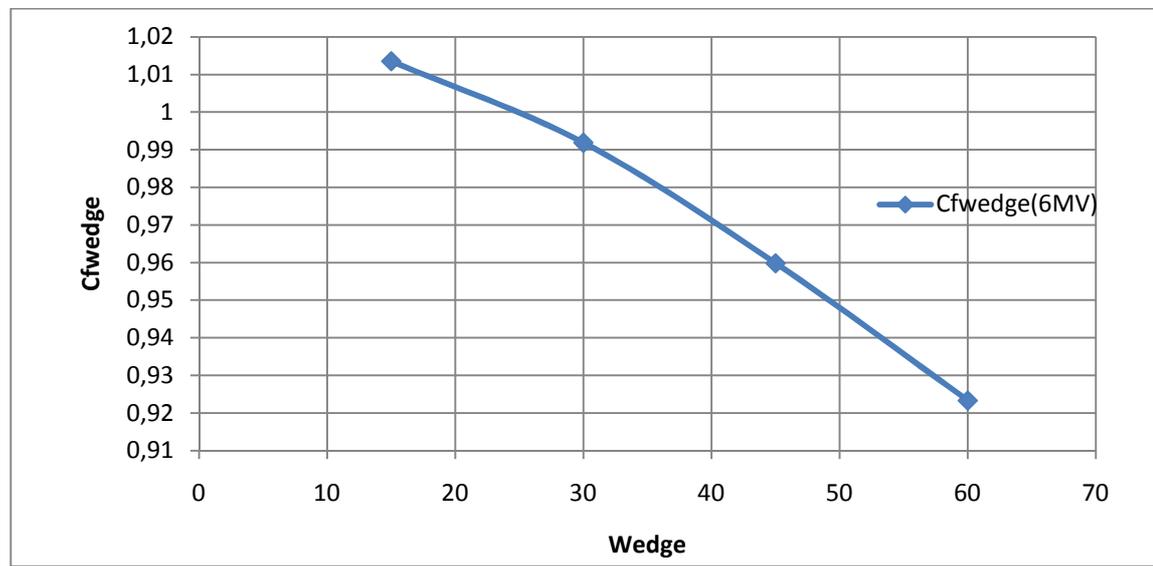


Figure III.14: Facteur de correction du filtre en coin (6 MV)

E=18MV :

Tableau III.17 : Facteur de correction en fonction du filtre en coin (18MV)

Wedge	(°)	CI	Diode	Cfwedge(18MV)
RW15M	15	0,39975016	0,37238575	1,073484039
RW30M	30	0,31386633	0,30712626	1,021945616
RW45M	45	0,19675203	0,19926414	0,987393083
RW60M	60	0,21236727	0,22598761	0,939729721

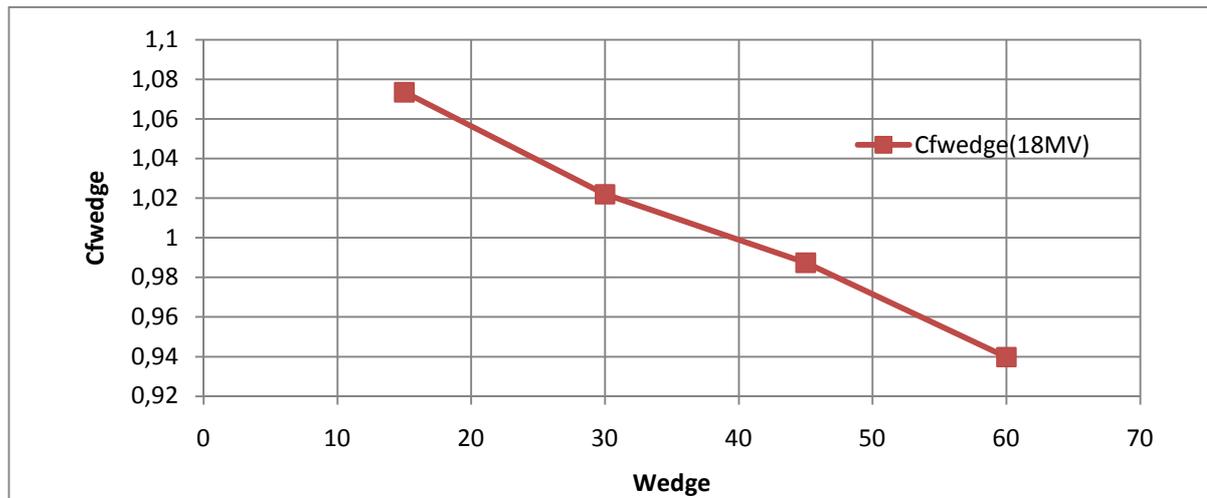


Figure 3.15 : Facteur de correction du filtre en coin (18 MV)

III.3.3.3.5 Facteur de correction en fonction de tray:

En conservant la grandeur de champ standard (10*10cm²), la grandeur de DSP standard (100cm), bras à (0°) les influences peuvent être analysées pour vérifier la transmission de tray. [PGI05]

La relation de facteur de correction CF_{wedge} donnée par la relation suivante :

$$CF_{tray} = \frac{transmission_{ic}(c)}{transmission_{diode}(c)} \tag{3.13}$$

Avec :

$$transmission(c) = \frac{R(c, tray)}{R(c)} \tag{3.14}$$

E=6MV :

Tableau III.18 : Facteur de correction en fonction du try (6MV)

E=6MV	CI	Diode	OFic	Ofdiode	Cftray
sans tray	17,9	187,1	0,963687151	0,992250134	0,97121393
avec tary	17,25	185,65			

E=18MV :

Tableau III.19 : Facteur de correction en fonction du try (18MV)

E=18MV	CI	Diode	OFic	Ofdiode	Cftray
sans tray	17,2	258,4	0,92994186	1,012770898	0,91821543
avec tray	15,995	261,7			

III.3.3.3.6 Facteur de correction en fonction de try avec trous:

En conservant la grandeur de champ standard (10*10cm²), la grandeur de DSP standard (100cm), bras à (0°) les influences peuvent être analysées pour vérifier la transmission de trous. [PGI05]

Le facteur de correction CF_{trous} est donné par la relation suivante :

$$CF_{trous} = \frac{\text{transmission}_{ic}(c)}{\text{transmission}_{diode}(c)} \quad (3.15)$$

E=6MV :

Tableau III.20 : Facteur de correction en fonction du try (trous) (6MV)

E=6MV	Cl	Diode	OFic	Ofdiode	Cftrous
sans try(trous)	16,65	178	1,021021021	0,998876404	1,02216953
avec try(trous)	17	177,8			

E=18MV :

Tableau III.21 : Facteur de correction en fonction du try (trous) (18MV)

E=18MV	Cl	Diode	OFic	Ofdiode	Cftray
Sans try (trous)	16,85	250	0,997032641	1	0,99703264
avec try (trous)	16,8	250			

III.4 LA DOSIMETRIE IN VIVO

III.4.1 Introduction

Les mesures in vivo consistent à réaliser des mesures de dose sur le patient pendant l'irradiation à l'aide de détecteurs placés dans des sites facilement accessibles tels que la peau ou des cavités naturelles du corps. Il faut rappeler qu'en radiothérapie, une précision de 5% est souhaitable et qu'une variation de dose de 10% au volume cible peut modifier de façon significative le contrôle local de la tumeur ou le taux de complications. Le traitement idéal consisterait à délivrer pour tous les patients une dose égale à la dose prescrite. En réalité, la dose délivrée au patient présente une dispersion plus ou moins importante centrée sur la dose prescrite en l'absence d'erreur systématique. L'erreur humaine constitue l'un des principaux facteurs constitutifs des incidents ou accidents observés (80%). En effet, il est pratiquement impossible de tout vérifier, et il est habituellement admis que le risque d'erreur dans toute activité humaine est de 1 à 3 %. De ce point de vue, la dosimétrie in vivo permet de détecter les erreurs systématiques et - si elle est utilisée quotidiennement - les erreurs aléatoires, permettant ainsi de s'assurer que la dose délivrée au patient ne diffère pas de la dose prescrite de façon significative. Lors de la mise en œuvre de la dosimétrie in vivo, il est possible d'assigner deux objectifs principaux à cette technique :

- ✓ Détection et correction des erreurs systématiques et/ou aléatoires pouvant intervenir lors de la préparation et la réalisation d'une radiothérapie. Le principe est de disposer d'un système capable de générer des signaux d'alerte auprès de l'équipe de traitement.
- ✓ Evaluation de la qualité globale d'une technique particulière de traitement ou d'un service. C'est l'indicateur « qualité » de l'irradiation réalisée. [GPQ08]

III.4.2 Mesure de la dosimétrie in vivo

Pour une évaluation « directe » de la dose délivrée, le meilleur moyen consisterait à placer un dosimètre directement au point de spécification de la dose (volume cible), ce qui est rarement possible. Généralement, la dosimétrie in vivo est réalisée en mesurant la dose à l'entrée à la peau du patient sur l'axe du faisceau, couplée ou non à une mesure de la dose de sortie. Dans quelques cas particuliers, il est possible de réaliser des mesures intra-cavitaires, mais généralement, la détermination de la dose au point de spécification se fait par calcul à partir des doses mesurées à l'entrée et à la sortie du patient. [GPQ08]

III.4.3 Mesure de la dose à l'entrée

Dans ce cas, le détecteur est placé sur l'axe du faisceau, ou en un point représentatif de la dose délivrée par celui-ci (à distance des limites de faisceau, loin des zones de pénombre), directement sur la peau du patient. La valeur mesurée de la dose à l'entrée est alors fonction des caractéristiques du faisceau émis par la machine, du positionnement du patient et de la présence des accessoires interposés dans le faisceau. Cette mesure de la dose à l'entrée permet de contrôler le temps d'irradiation ou le nombre d'unités moniteur délivrées, la bonne prise en compte des accessoires et la mise en place correcte du patient à la bonne distance de la source de traitement.

La mesure de la dose à l'entrée sur l'axe du faisceau est comparée à la dose à l'entrée calculée par le système de calcul de distribution de dose ou par le logiciel indépendant de calcul des unités moniteur. L'écart entre la dose mesurée à l'entrée et la dose calculée est alors déterminé et comparé au seuil d'intervention défini dans le programme d'assurance qualité du département de radiothérapie. [GPQ08]

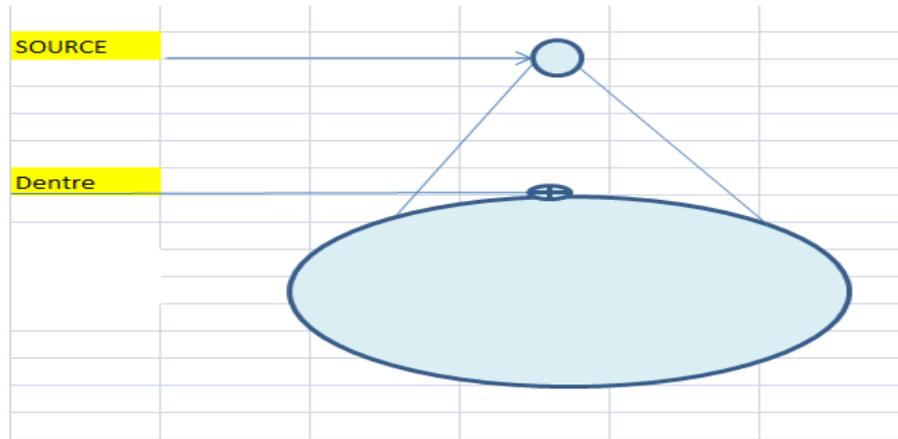


Figure III.16 : Schéma représente la mesure à l'entrée

$$D_{\text{ent}} = R_{\text{ent,diode}} \times F_{\text{cal}} \times \prod CF_i \quad (3.16)$$

Exemple :

Ecartyp	D _{entre}	Cf _{champs}	Cf _{ssd}	Cf _{angle}	Cf _{wedge}	Cf _{tray}	Cf _{blok}	F _{cal}	R _{diode}	K _{t,p}	D _{att}
-1,37%	1,936	1	1	1	1	0,918	1	0,0038	551,3	1,025	2

III.4.3.1 Tolérances

-Niveaux d'action

- $\pm 3\% < Dm/Dc \leq \pm 5\%$: dans le niveau de tolérance (traitement validé).
- $\pm 5\% < Dm/Dc \pm 10\%$: en dehors du niveau de tolérance.
- $Dm/Dc \geq \pm 10\%$: niveau d'urgence. [GPQ08]

III.4.3.2 Les tests de vérification de la diode

Ces tests sont effectués sur un fantôme de plaques PMMA pour vérifier la calibration des diodes utilisées dans les mesure in vivo dans les conditions suivantes :

E=6MV :

T	22,8
P	1001,2

N _{d,w}	0,053
LCHANB*N	1,970
FDIOD	0,005

L Ci	36,1
L diode	371,2

- Recherche du carré équivalent du champ :

Le carré équivalent d'un champ (a*b) est donné par la relation suivante :

$$C_{\text{équi}} = (a*b)*2 / (a+b) \tag{3.17}$$

Tableau III.22 : Tests de vérification de la diode (6MV)

Champs	DIODE	Lci	L*Fdiod	%	L(TPS)	K t;p	champs éqv	Cfchamps	CFssd	Cfangle	Cfwedge	Cftray	Dentrée	%
10*10	371,2	36,1	1,9709	1,5%	2	1,0184	10*10	1	1	1	1	0,971	1,91413	-4,29%
5*10	379,9	34,3	2,0171	-0,9%	2	1,0184	6,6*6,6	0,975	1	1	1	0,971	1,91001	-4,50%
10*5	379,1	34,85	2,0128	-0,6%	2	1,0184	6,6*6,6	0,975	1	1	1	0,971	1,90599	-4,70%
20*10	375,9	36,65	1,9958	0,2%	2	1,0184	13,33*13,33	1,045	1	1	1	0,971	2,02559	1,28%
10*20	379,4	37,05	2,0144	-0,7%	2	1,0184	13,33*13,33	1,045	1	1	1	0,971	2,04445	2,22%
20*20 off center(5;-5)	379,1	36,2	2,0128	-0,6%	2	1,0184	20*20 off center(5;-5)	1,015	1	1	1	0,971	1,98419	-0,79%
10*20 off center(0;5)	375,6	35,45	1,9942	0,3%	2	1,0184	13,33*13,33 off center(0;5)	1,045	1	1	1	0,971	2,02397	1,20%
10*20 Off center(-5;5)	379	35,45	2,0123	-0,6%	2	1,0184	13,33*13,33 Off center(-5;5)	1,045	1	1	1	0,971	2,04229	2,11%
20*20 off center(0;-5)	375,1	35,05	1,9916	0,4%	2	1,0184	20*20 off center(0;-5)	1,024	1	1	1	0,971	1,98066	-0,97%
4*4	378,6	31,7	2,0102	-0,5%	2	1,0184	4*4	0,967	1	1	1	0,971	1,88786	-5,61%
20*20	384,3	36,25	2,0404	-2,0%	2	1,0184	20*20	1,024	1	1	1	0,971	2,02924	1,46%

E=18MV

T(°)	22,8
P(KPa)	100,12

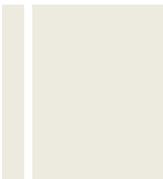
Nd,w	0,053
LCHANB*N	1,963
FDIOD	0,004

LCHAMB	35,95
LDIOD	514,4

Tableau III.23 : Tests de vérification de la diode (18MV)

Champs	DIODE	L*Fdiod	Lci	%	L(TPS)	T	P	K t;p	champs éqv	Cfchamps	CFssd	Cfangle	Cfwedge	Cftray	Dentree	%
10*10	513,3	1,9585018	36,75	2%	2	22,8	100,1	1,0184232	10*10	1	1	1	1	1	1,9585	-2%
5*10	506,2	1,9314117	30,75	3%	2	22,8	100,1	1,0184232	6,6*6,6	0,9795	1	1	1	1	1,8918	-5%
10*5	510,4	1,9474368	31,05	3%	2	22,8	100,1	1,0184232	6,6*6,6	0,9795	1	1	1	1	1,9075	-5%
20*10	524	1,9993278	33,25	0%	2	22,8	100,1	1,0184232	13,33*13,33	1,0158	1	1	1	1	2,0309	2%
10*20	529,2	2,0191684	33,65	-1%	2	22,8	100,1	1,0184232	13,33*13,33	1,0158	1	1	1	1	2,0511	3%
20*20 off center(5;-5)	517,3	1,9737639	34,4	1%	2	22,8	100,1	1,0184232	20*20 off center(5;-5)	1,058	1	1	1	1	2,0882	4%
10*20 off center(0;5)	523,9	1,9989462	32,45	0%	2	22,8	100,1	1,0184232	13,33*13,33 off center(0;5)	1,0158	1	1	1	1	2,0305	2%
10*20 Off center(-5;5)	528,9	2,0180238	34,2	-1%	2	22,8	100,1	1,0184232	13,33*13,33 Off center(-5;5)	1,0158	1	1	1	1	2,0499	2%
20*20 off center(0;-5)	514,5	1,9630804	33,45	2%	2	22,8	100,1	1,0184232	20*20 off center(0;-5)	1,058	1	1	1	1	2,0769	4%
4*4	549,2	2,0954787	28,45	-5%	2	22,8	100,1	1,0184232	4*4	0,9175	1	1	1	1	1,9226	-4%
20*20	517,5	1,974527	35,3	1%	2	22,8	100,1	1,0184232	20*20	1,058	1	1	1	1	2,089	4%

Les diodes utilisées sont calibrées et peuvent être utilisées dans les mesures in vivo



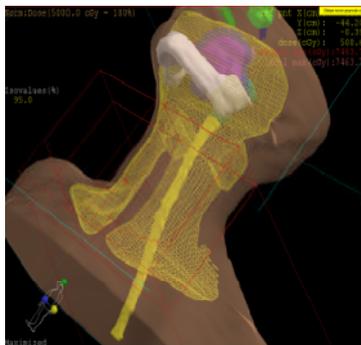
CHAPITRE IV

L'APPLICATION DE LA DOSIMETRIE IN VIVO SUR PATIENT

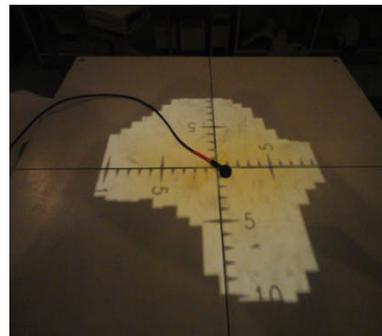
IV.1. INTRODUCTION :

En vue de mettre en place la dosimétrie in-vivo dans le service de radiothérapie de Centre Anti- Cancer d'Oran et de répondre à des critères supplémentaires de sécurité de traitement des patients, nous avons mené une étude sur la réponse de la dosimétrie in-vivo, semi-conducteur de type p (diodes PTW) en fonction de différents paramètres (taille de champ, DSP, filtre en coin, angle) en comparaison avec une chambre d'ionisation.

Dans un deuxième temps, à partir de balistiques de 5 localisations (sein, rectum, cavom, col, vessie) nous avons comparé la dose à l'entrée, obtenue d'une part par le TPS et d'autre part par la mesure de la dose à l'entrée donnée par les diodes sur un fantôme parallélépipédique. Finalement, nous présenterons les résultats obtenus sur patients.



Dosimétrie par TPS



Dosimétrie sur fantôme



Dosimétrie sur patient

IV. 2.GENERALISATION

IV. 2.1 L'organisation de traitement :

La radiothérapie nécessite une organisation qui ne permet pas (hormis les urgences palliatives) de traiter les patients le jour même de la demande. Une procédure est instituée qui consiste, pour la radiothérapie externe, en une **consultation**, une **simulation**, une **délinéation**, une **dosimétrie**, une **mise en place avec contrôle** et enfin le **traitement**. [ROP]

- **la consultation:** permet d'examiner le patient (tumeur des VADS, cicatrice...), de préciser l'objectifs de l'irradiation, de choisir la technique d'irradiation (radiothérapie externe, curiethérapie...), la position du patient pendant le traitement (décubitus dorsal ou ventral, main le long du corps ou sur la tête...). Elle permet aussi d'expliquer et de dédramatiser le traitement. [ROP]
- **La simulation:** consiste à faire une scanographie (grâce à un scanner dosimétrique dédié) de la zone d'intérêt où se trouve la tumeur ou le site à irradier. Ce scanner

se fait dans le service de radiothérapie. C'est durant cette période que sont fabriqués certains matériels de contention (masque en plastique thermoformée, coque sous vide...) afin que le patient ait toujours la même position lors du traitement. Afin de retrouver la position choisie lors du traitement des marques sont placées soit sur le masque soit sur le corps du patient (tatouages effaçables ou indélébiles). [ROP]

- **La délinéation:** consiste à délimiter sur les images scanner, grâce à un programme spécial, les zones tumorales (tumeur, sites suspects, sites à risque d'extension...) et les organes sains à risque de proximité. [ROP]
- **La dosimétrie:** consiste à choisir la balistique du traitement pour irradier au mieux la tumeur tout en protégeant les organes sains de proximité (type de rayonnements, énergie, nombre de faisceaux, angulation des faisceaux...) et utilise des programmes informatiques sophistiqués pour calculer la dose délivrée dans la tumeur et dans les organes sains de proximité. La protection des organes à risque se fait soit par l'interposition entre le patient et la machine de plombs coulé à la forme désirée, soit grâce à un collimateur multilames dont les lames s'adaptent à la zone désirée. [ROP]
- **La mise place:** consiste à positionner le patient comme lors de la simulation grâce aux repères. Cette position sera contrôlée tous les jours et permet aussi de contrôler que la balistique choisie est compatible avec le patient et le matériel choisi. Un contrôle de la zone irradiée est effectué grâce à des clichés radiologiques ou par une imagerie portale (le rayonnement diffusé, après avoir traversé le patient, est récupéré pour faire une image). Ce contrôle est effectué au moins hebdomadairement durant le traitement. Une **surveillance médicale** clinique hebdomadaire est également assurée pendant l'irradiation pour apprécier les réactions du traitement et permettre de les atténuer par différentes médications. [ROP]

IV. 3. 1^{ERE} LOCALISATION

IV. 3.1 Cancer de rectum :

Le **cancer du rectum**, comme pour le cancer du colon, se développe à partir de la muqueuse du gros intestin. Sont considérées comme des cancers du rectum toute lésion située à moins de 15 cm de la marge anale ou au-dessous du corps de la 3^e vertèbre sacrée. Les caractéristiques épidémiologiques du cancer du rectum sont identiques à celle du cancer du colon. Les moyens de prévention sont donc les mêmes. Les divergences dans la prise en charge proviennent exclusivement de la localisation anatomique qui entraîne des différences dans la stratégie thérapeutique et dans l'exploration.



IV. 3.2. Réalisation de la dosimétrie :

- Energie : 18 MV (panachage 18 MV-6MV possible pour le faisceau postérieur).
- Utilisation du CML pour les caches.
- Prescription de la dose au point ICRU.
- Champs d'irradiation : 3 Faisceaux :
 - 1 postérieur
 - 1 latéral droit
 - 1 latéral gauche. [ROP]

IV. 3.2. 1. Limites prévisionnelles des faisceaux à adapter

- Faisceau postérieur :
 - Limite supérieure : L5 S1
 - Limite inférieure : selon topographie tumorale
 - Limites latérales : à 1 cm du détroit supérieur
 - Caches :
 - supérieur : pour protection du grêle
 - Inférieur : pour les têtes fémorales

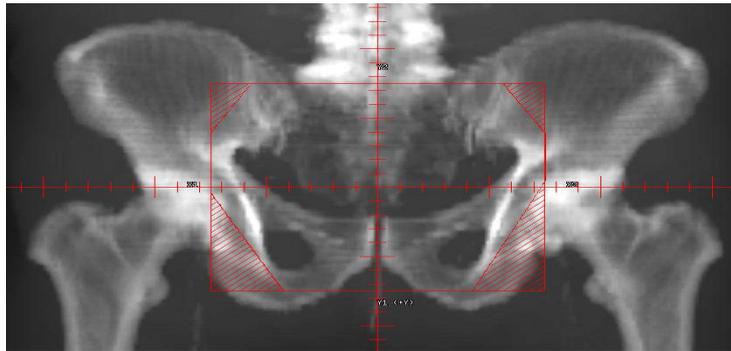


Figure4.1 : DRRchamps antérieur

- Faisceaux latéraux :
 - Limite supérieure : L5 S1
 - Limite inférieure : selon la topographie tumorale
 - Limite postérieure : 1cm en arrière du sacrum
 - Limite antérieure : selon la topographie tumorale, souvent 1 cm en avant
 - du bord inférieur de L5

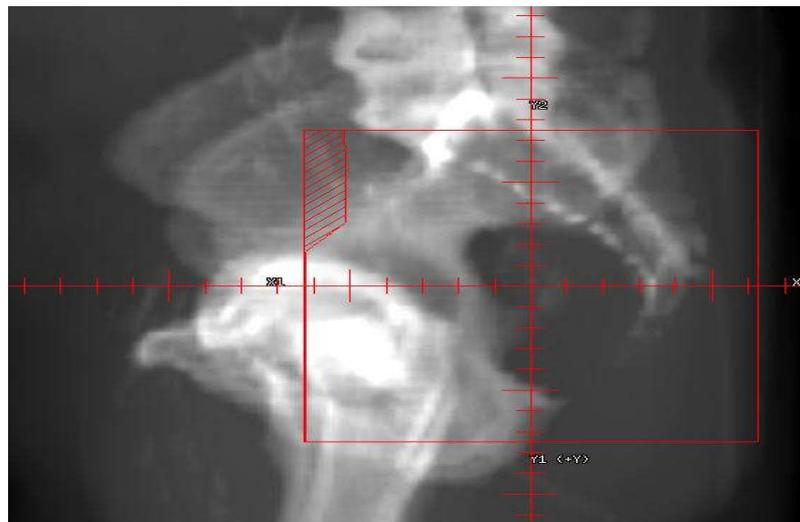


Figure 4.2 : DRR du champ latéral

IV. 3.2.2Pondération le plus souvent utilisée:

- La dose :
 - Post 60% (40%-60%)
 - Lat D 20% (filtre) (20%-30%)
 - Lat G 20% (filtre)(20%-30%). [ROP]

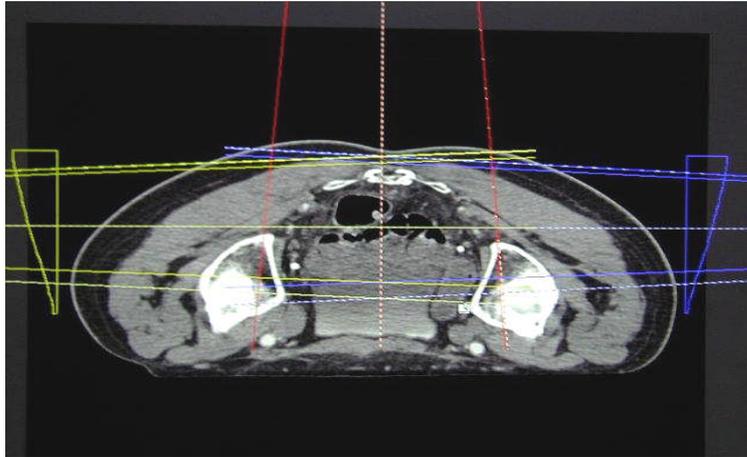


Figure 4.3 : les défibrant champ de traitement du rectum par TPS

- Isodoses :

Max :turquoise

Isodose de prescription: rouge gras

Isodose 95% : vert épais

Critères dosimétriques: l'isodose 95 % doit englober le volume cible.

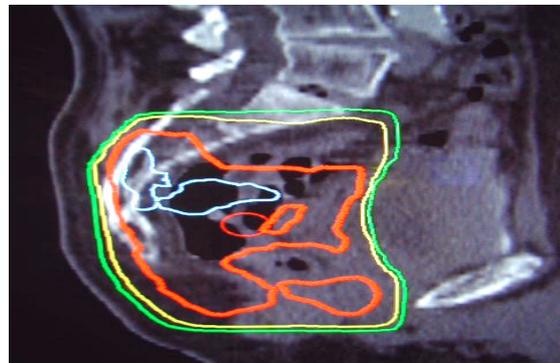
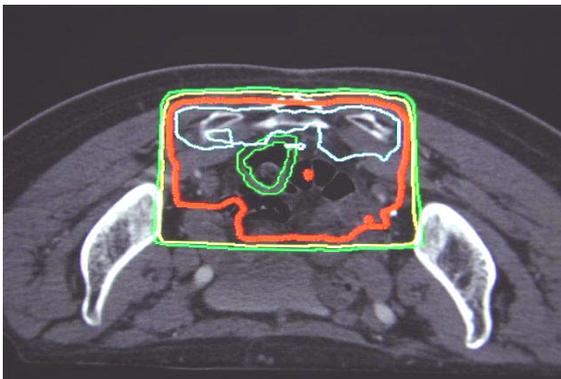


Figure 4.4 : la distribution de la dose

IV.3.3 La dosimétrie in vivo

IV.3.3.1. Teste sur fantôme :

La vérification sur un fantôme de la dose à l'entrée calculée par le TPS et mesurée par les diodes a été entreprise dans des conditions d'irradiations cliniques standards pour des balistiques de cancers du rectum.

Téléchargé les champs de traitement par lantis :

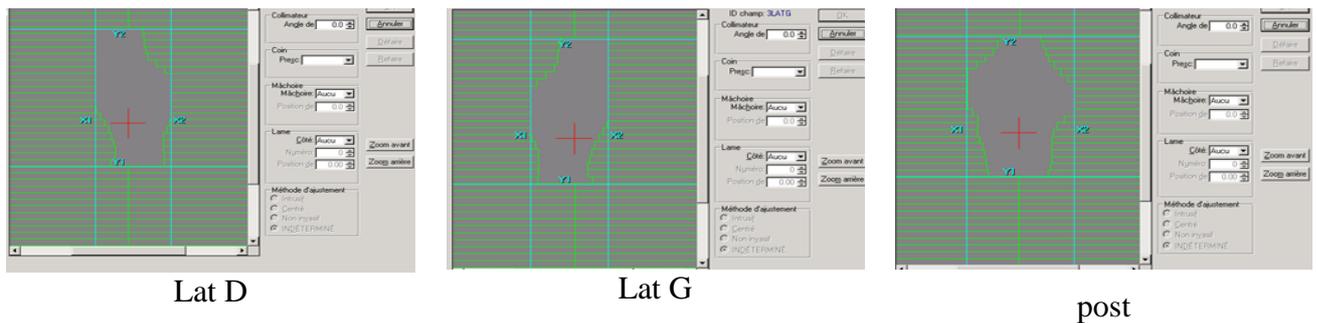


Figure 4.5 : Les champs du traitement

IV.3.3.2. Mesure sur patient

La réalisation d'une mesure in vivo enchaîne souvent les étapes suivantes :

- 1- Pour chaque patient, au cours de la 1^{ère} séance de traitement (après validation de la position du champ/patient : imagerie portale), le physicien met en place la diode appropriée (suivant l'énergie) sur la peau du patient
- 2- Vérifie les données affichées, est complété par des informations liées à la technique de traitement (angle d'incidence du faisceau sur la diode, DSD, gap d'air).
- 3- Réalise la séance d'irradiation.
- 4- Les résultats obtenus sur les écarts sont traités conformément aux niveaux de tolérance et d'actions à entreprendre adoptés dans le département de radiothérapie.
- 5- Le nettoyage des diodes entre chaque patient. [PGI05]

IV.3.3.3. Les mesures in vivo :

- 1^{ère} séance :

TUMER :	Rectum		
Nom	-----		
ID	20110670	P(KPa)	100,5
Salle	PRIMUS 1	NEW Fcal	0,00382
Fcal	0,00381551		

Tableau IV.1 : la comparaison des résultats obtenus par les mesures in vivo et par les calculs de TPS du **rectum (ID :20110670)**

Date	Nom Dp	Label	E(MV)	D/fr(Gy)	Champ(cm²)	DSP (cm)	angle(°)	UM	wedge	COLL	L diode (nC)	D mesurée (Gy)	D attendue (Gy)	delt (%)	L diode/ph on	D diode/ph on	delt (%)
12/10/2011	LAT	LAT D	6MV	2	12,2021	86,1	270	127	3RW45	2	158,82	0,450329	0,44	2%	161,15	0,457474	4%
		LAT G		2	12,2218	85,8	90	127	4RW45	357	177,84	0,443669	0,44	1%	180,28	0,450285	2%
	POST	POST		2	17,4721	95	180	106	-	88	308	1,220836	1,13	8%	308	1,222273	8%

On a utilisé la méthode de la tangente pour faire une interpolation sur les graphes de calibration de la diode pour identifier les facteurs de correction dans les conditions de traitement.

CHAMPS		DSP		ANGLE		wedge	
champs lat D	1,013961	Dsplat D	0,98748	270	0,6615	3RW45	1,122
champs lat G	1,014086	Dsplat G	0,98724	90	0,6615	4RW45	0,9873
champs post	1,044703	Dsppost	0,9944	180	1		



En dehors du niveau de tolérance

Rechercher la raison de l'écart observé: 2^{ème} vérification de la position du patient et des paramètres de traitement.

- La 2^{ème} séance :

TUMER	Rectum		
Nom	-----		
ID	20110670	T (°)	22,6
Salle	PRIMUS 1	P(KPa)	100,39
Fcal	0,00381551		

Tableau IV.2 : les résultats obtenus par les mesures in vivo et par les calculs de TPS du rectum (ID 20110670): La 2^{ème} séance

Date	Nom Dp	Label	E(MV)	D/fr(Gy)	Champ(c m ²)	DSP (cm)	angle(°)	UM	wedge	COL	L diode (nC)	D mesurée (Gy)	D attendue (Gy)	delt (%)	L diode/ph on	D diode/ph on	delt (%)
12/10/2011	LAT	LAT D	18MV	3,5	12,2021	86,1	270	127	3RW45	0	160,1	0,453959	0,44	3%	161,15	0,457474	4%
		LAT G	18MV	3,5	12,2218	85,8	90	127	4RW45	0	181,7	0,453243	0,44	1%	180,28	0,45023	2%
	POST	POST	18MV	3,5	17,4721	95	180	106	-	88	297	1,177235	1,13	4%	297	1,17862	4%

On a utilisé la méthode de la tangente pour faire une interpolation sur les graphes de calibration de la diode pour identifier les facteurs de correction.

CF du CHAMPS		CF DSP		CF ANGLE		CF wedge	
Champs lat D	1,013961	dsp	0,98748	270	0,6615	3RW45	1,122
champs lat G	1,013961	dsp	0,98724	90	0,6615	4RW45	0,9873
champs ant	1,044703	dsp	0,9944	180	1		



Niveau optimal (traitement validé).

Le décalage trouvé dans la 1^{ère} séance est a cause de :

- Soit le positionnement dupatient.
- Soit le positionnement de la diode.
- Soit au nettoyage decelle-ci.

IV.4. LA 2^{EME} LOCALISATION :

IV. 4.1.Cancer de col :

Cancer du col utérin est un cancer qui se développe à partir de l'épithélium du col de l'utérus. Le cancer du col de l'utérus est la deuxième forme la plus fréquente de cancer chez les femmes à l'échelle mondiale après le cancer du sein. Ce cancer est directement en rapport avec l'activité sexuelle.

Le Cancer du col est dû, entre autres, au papillomavirus HPV (il appartient à la famille des papillomavirus humains). L'infection peut provenir de lésions dites précancéreuses. Même si certaines sont bénignes, elles peuvent évoluer et se développer sous forme de cancer.



IV.4.2.Réalisation de la dosimétrie :

- Energie : 18 MV.
- Utilisation du CML pour les caches.
- Prescription de la dose au point ICRU.
 - Champs d'irradiation : 4 Faisceaux
 - 1 antérieur
 - 1 postérieur
 - 1 latéral droit
 - 1 latéral gauche . [ROP]

IV.4.2.1.Limites prévisionnelles des faisceaux à adapter :

- Faisceaux antérieur et postérieur :
 - Limite supérieure : L5 S1 ou S2 S3 (staff)
 - Limite inférieure : 2/3 supérieurs du vagin ou vagin en totalité en fonction de l'envahissement
 - Limites latérales : à 2 cm du détroit supérieur
 - Caches :
 - Sup : pour protection du grêle
 - Inf : pour les têtes fémorales

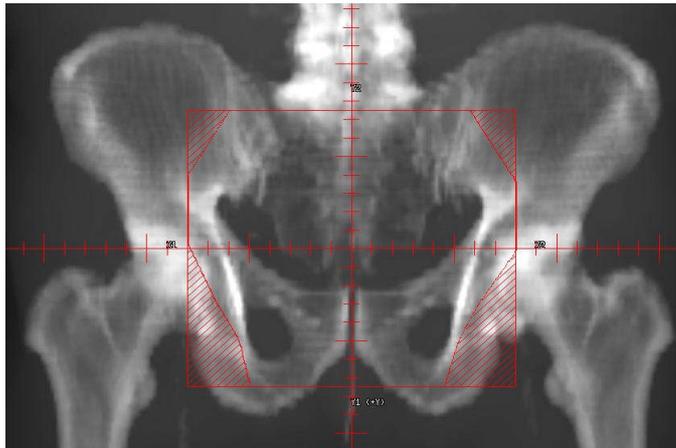


Figure 4.6 : DRR du champ antérieur

- Faisceaux latéraux :
 - Limite supérieure : L5 S1 ou S2 S3 (staff)
 - Limite inférieure : 2/3 supérieurs du vagin ou vagin en totalité en fonction de l'envahissement
 - Limite postérieure : bord postérieur du grand trochanter
 - Limite antérieure : milieu de la symphyse pubienne
 - Caches : A discuter au cas par cas

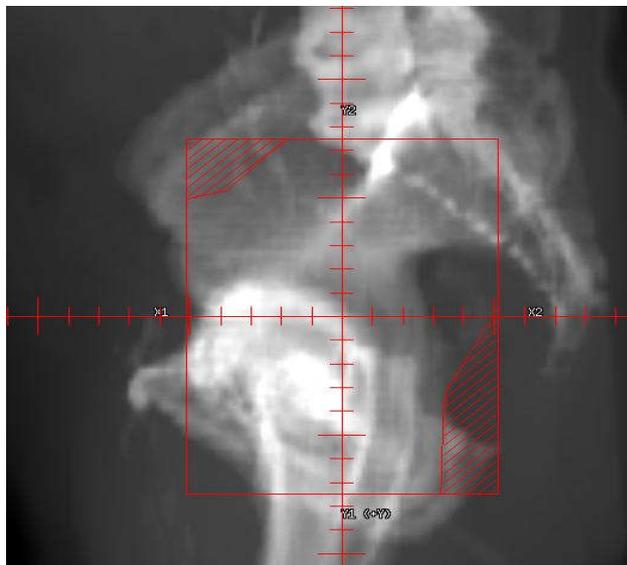


Figure 4.7 : DRR du champ latéral

IV.4.2.2. Pondérations le plus souvent utilisées:

- La dose :
 - Antérieur :30%
 - Postérieur : 30%
 - Latéral gauche : 20%
 - Latéral droite : 20%. [ROP]

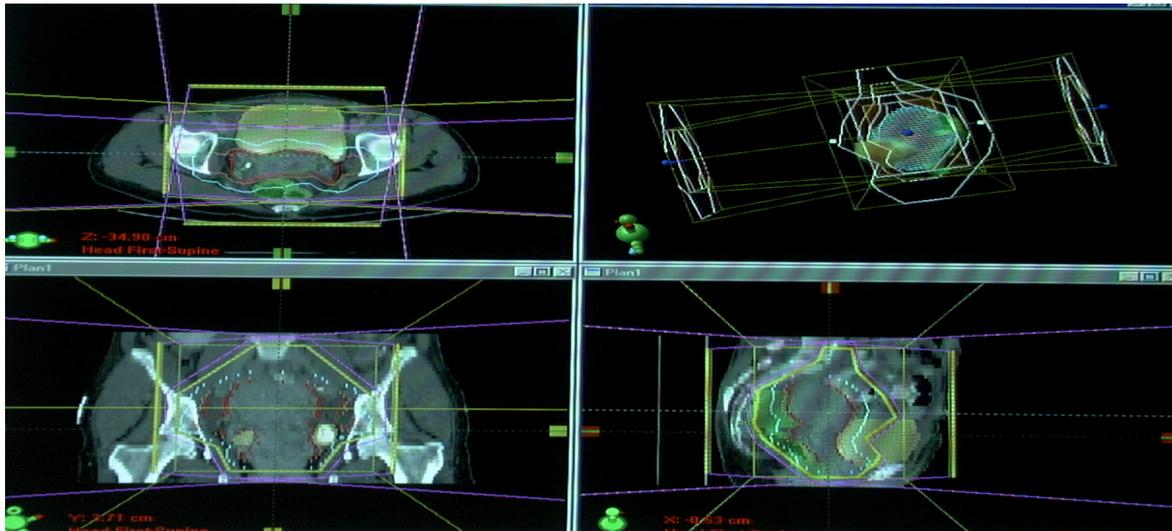


Figure 4.8 : les défibrant champ de traitement de lacoll. Par TPS

- Isodoses :
 - Max : turquoise
 - Isodose de prescription : rouge gras
 - Isodose 95% : vert épais

Critères dosimétriques: l'isodose 95 % doit englober le volume cible.

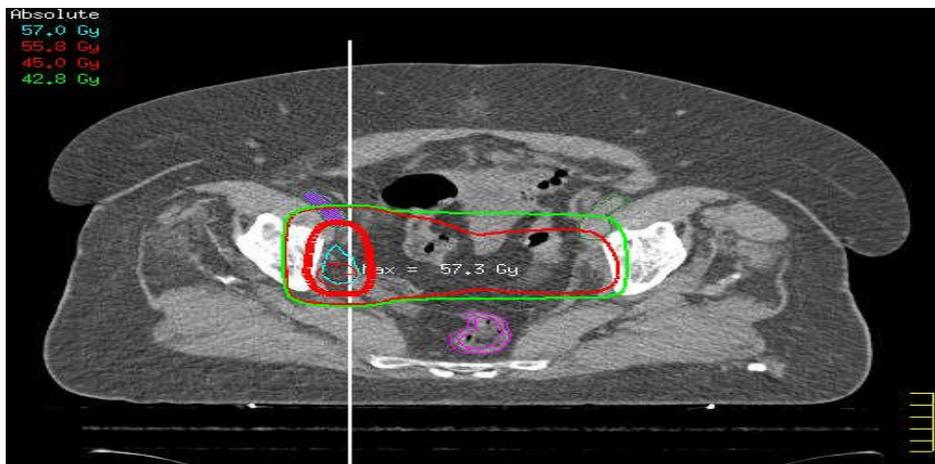


Figure 4.9 : la distribution de la dose

IV.4.3 La dosimétrie in vivo

IV.4.3.1. Teste sur fantôme

La vérification sur un fantôme de la dose à l'entrée calculée par le TPS et mesurée par les diodes a été entreprise dans des conditions d'irradiations cliniques standards pour des balistiques de cancers du col de l'utérus.

Téléchargé les champs de traitement par lantis :

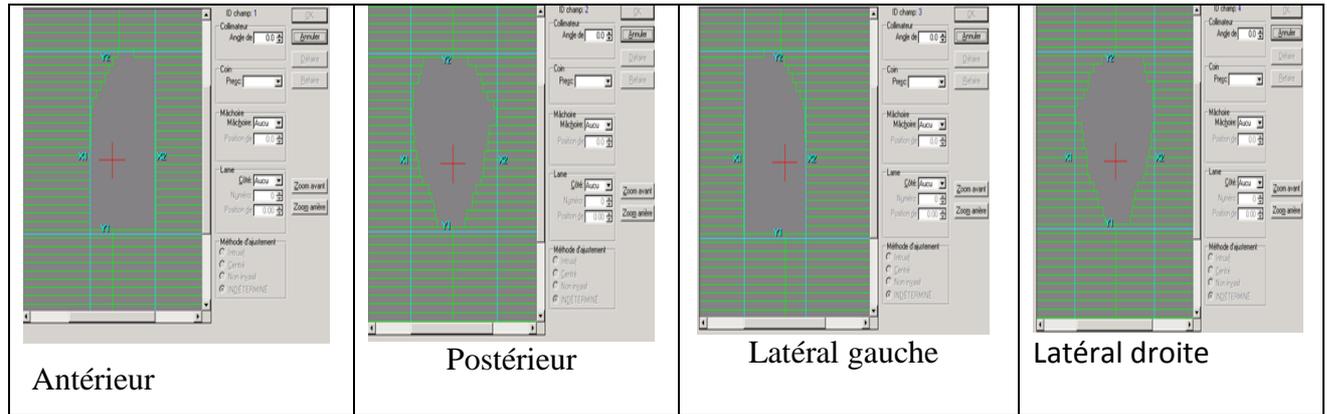


Figure 4.10 : Les champs du traitement

IV.4.3.2. Les calculs de dosimétrie in vivo

1^{ère} patiente :

TUMER	COLL
Nom	?
Prénom	?
ID	20110588
Salle	PRIMUS 1
Fcal	0,003815

Tableau IV.3 : les résultats obtenus par les mesures in vivo et par les calculs de TPS du COLL (ID 20110588)

Date	Nom Dp	Label	E(MV)	D/fr(Gy)	Champ(c m ²)	DSP (cm)	angle (°)	UM	w	L dio (nC)	D mes (Gy)	D att (Gy)	delt (%)	L dio/ph	D dio/ph	delt (%)
18/10/2011	ANT	ANT	18	2	16,6705	87,3	0	66	-	160,7	0,613	0,6	2%	163	0,62216	4%
	LAT	LAT D	18	2	13,11	79,7	270	57	-	142,3	0,413	0,4	3%	136,3	0,39596	-1%
	LAT	LAT G	18	2	13,1368	79,6	90	57	-	142,7	0,414	0,4	3%	134	0,38923	-3%
	POST	POST	18	2	16,6705	88,2	180	64	-	152,9	0,583	0,6	-3%	152,9	0,58397	-3%

CHAMPS		DSP		ANGLE	
Cfchamps(ANT)	1,01117165	CF DSP(ANT)	0,988164	Cfangle(ANT)	1
Cfchamps (LAT D)	0,994402	CF DSP (LAT D)	0,982996	Cfangle (LAT D)	0,778
Cfchamps (LAT G)	0,99435376	CF DSP (LAT G)	0,982928	Cfangle (LAT G)	0,778
Cfchamps(POST)	1,01117165	CF DSP(POST)	0,988776	Cfangle(POST)	1

 Niveau optimal (traitement validé).

2^{ème} patiente :

TUMER	COLL		
Nom	?		
Prénom	?	New Fcal	0,00382
ID	20110594		
Salle	PRIMUS 1		
Fcal	0,003815		

Tableau IV.4 : les résultats obtenus par les mesures in vivo et par les calculs de TPS du **COLL (ID 20110594)**

Date	Nom Dp	Label	E(MV)	D/fr(Gy)	Champ(cm²)	DSP (cm)	angle(°)	UM	wedge	L diode (nC)	D mesurée (Gy)	D attendue (Gy)	delt (%)	L diode/ph on	D diode/ph on	delt (%)
18/10/2011	ANT	ANT	18MV	2,2	17,9016	88,9	0	64	-	155,9	0,616289	0,6	3%	157,81	0,624657	4%
	LAT	LAT D	18MV	2,2	14,6211	83,8	270	49	-	127,99	0,384413	0,4	-4%	136,7	0,411111	3%
		LAT G	18MV	2,2	14,6427	84,9	90	64	-	130,5	0,393276	0,4	-2%	138	0,416423	4%
	POST	POST	18MV	2,2	17,9016	92,7	180	59	-	154,51	0,612603	0,6	2%	154,51	0,613406	2%

CHAMPS		DSP		ANGLE	
Cfchamps(ANT)	1,046962416	CF DSP(ANT)	0,98972	Cfangle(ANT)	1
Cfchamps(LAT D)	1,029297774	CF DSP(LAT D)	0,98312	Cfangle(LAT D)	0,778
Cfchamps(LAT G)	1,029434718	CF DSP(LAT G)	0,98631	Cfangle(LAT G)	0,778
Cfchamps(POST)	1,046962416	CF DSP(POST)	0,992652	Cfangle(POST)	1



Niveau optimal (traitement validé).

3^{ème} patiente :

TUMER	COLL		
Nom	?		
Prénom	?		
ID	20110630	NewFcal	0,00382
Salle	PRIMUS 1		
Fcal	0,003815		

Tableau IV.5 : les résultats obtenus par les mesures in vivo et par les calculs de TPS du COLL (ID 20110630)

Date	Nom Dp	Label	E(MV)	D/fr(Gy)	Champ(cm²)	DSP (cm)	angle(°)	UM	wedge	L diode (nC)	D mesurée (Gy)	D attendue (Gy)	delt (%)	L diode/phon	D diode/phon	delt (%)
18/10/2011	ANT	ANT	18MV	2,2	16,8719	87,6	0	61	-	147,98	0,581342	0,56	4%	147,5	0,5802	3%
	LAT	LAT D	18MV	2,2	12,4885	79,9	270	56	-	154,6	0,385251	0,4	-4%	161,5	0,403	1%
	LAT	LAT G	18MV	2,2	12,511	79,9	90	61	-	157,8	0,39328	0,4	-2%	164,3	0,41	3%
	POST	POST	18MV	2,2	17,0011	88,8	180	67	-	164,9	0,648865	0,64	1%	164,9	0,6497	2%

Champs		DSP		Angle	
Cfchamps(ANT)	1,041546194	DSP(ANT)	0,98868	Cfangle(ANT)	1
Cfchamps (LAT D)	1,01577709	DSP (LAT D)	0,9721	Cfangle (LAT D)	0,6615
Cfchamps (LAT G)	1,01591974	DSP (LAT G)	0,9721	Cfangle (LAT G)	0,6615
Cfchamps(POST)	1,042225786	DSP(POST)	0,98964	Cfangle(POST)	1



Niveau optimal (traitement validé).

IV.5 LA 3^{EME} LOCALISATION

IV.5.1 Cancer de la vessie :

Cancer de la vessie se caractérise par le développement d'une tumeur maligne au niveau de la muqueuse vésicale. Les tumeurs de la vessie et du rein se manifestent par des symptômes à un stade relativement avancé. Il est souvent détecté par hasard lors d'un examen par ultrasons ou dans le cadre d'un examen de dépistage. Chez les hommes, le cancer de la vessie occupe le troisième rang après le cancer des poumons et le cancer de la prostate.



IV.5 .2.Réalisation de la dosimétrie :

-Energie : 18 MV.

- Utilisation du CML pour les caches.

-Prescription sur l'isodose 95%.

-Champs d'irradiation :

4 Faisceaux :

- 1 antérieur
- 1 postérieur
- 1 latéral droit
- 1 latéral gauche. [ROP]

IV.5 .2.1.Limites prévisionnelles des faisceaux à adapter:

- Faisceaux antérieur et postérieur

-Limite supérieure : L5 S1

-Limite inférieure : extrémité inférieure de la symphyse pubienne (milieu des branches ischio- pubiennes en cas d'atteinte du col vésical ou d'une extension prostatique)

-Limites latérales : à 1 cm du détroit supérieur

-Caches : Sup : pour protection du grêle

Inf : pour les têtes fémorales

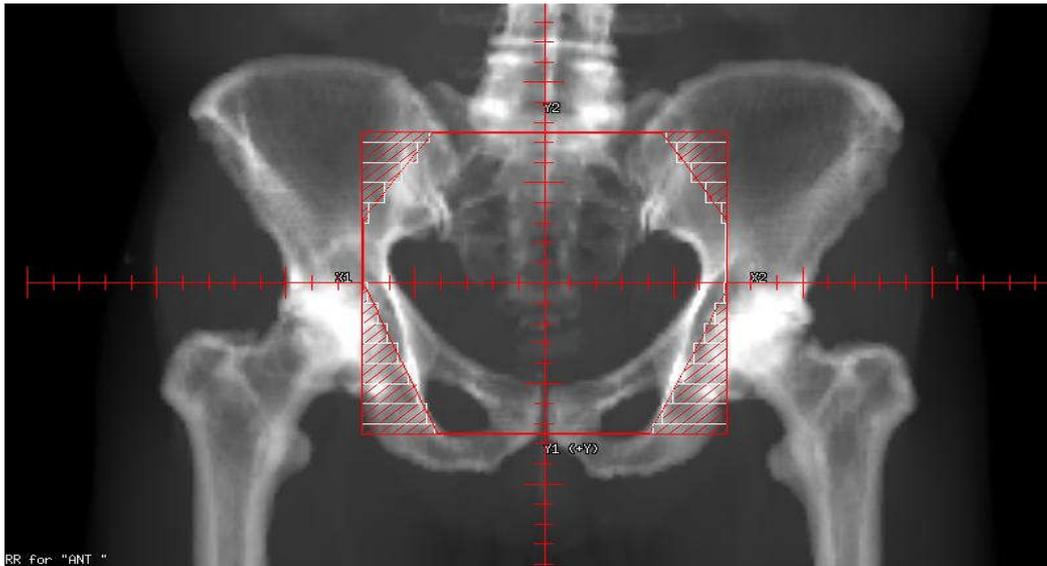


figure4 .11 :DRR champs antérieur

- Faisceaux latéraux
- Limite supérieure : L5 S1
- Limite inférieure : extrémité inférieure de la symphyse pubienne (milieu des branches ischio- pubiennes en cas d'atteinte du col vésical ou d'une extension prostatique)
- Limite antérieure : 1 à 2 cm en avant de la symphyse pubienne selon la tonicité de la paroi antérieure
- Limite postérieure: bord postérieur du toit du cotyle
- Caches : au cas par cas

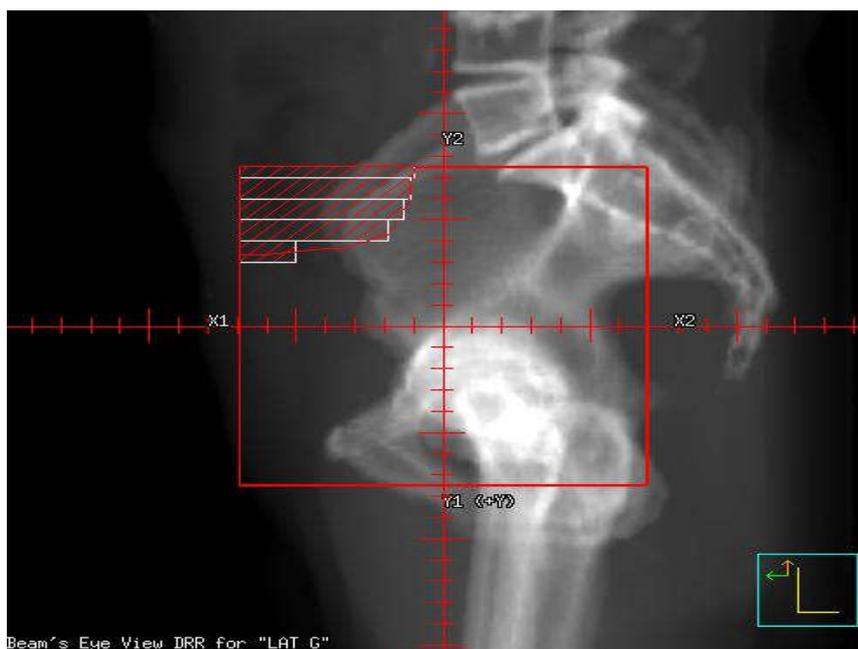


Figure 4 .12 :DRR champs latéral

IV.5 .2.2.Pondérations les plus souvent utilisées:

- La dose :
 - Antérieur : 25%
 - Postérieur : 25%
 - Latéral gauche : 25%
 - Latéral droit : 25%. [ROP]
- Isodoses :
 - Max turquoise
 - Isodose de prescription (cumul des 2 séries) : rouge gras
 - Isodose de prescription (1ère série) : vert gras

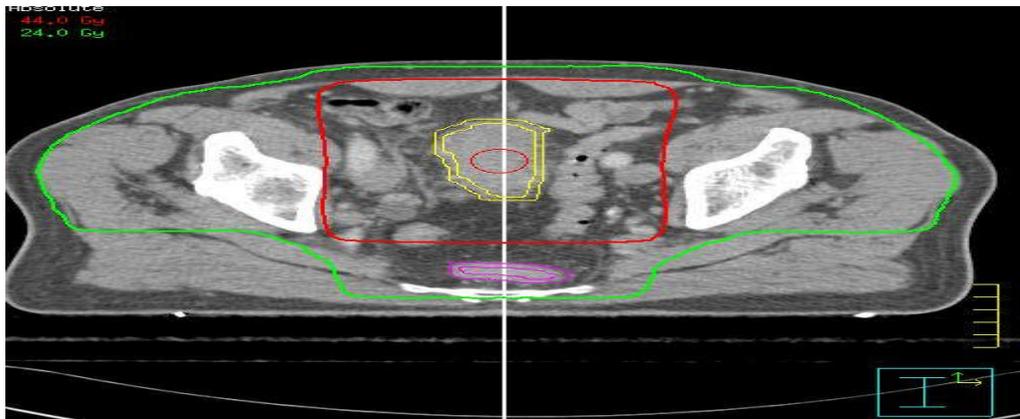


Figure 4 .13 : la distribution de la dose

IV.5 .3. La dosimétrie in vivo :

IV.5 .3.1 Teste sur fantôme :

La vérification sur un fantôme de la dose à l'entrée calculée par le TPS et mesurée par les diodes a été entreprise dans des conditions d'irradiations cliniques standards pour des balistiques de cancers de la vessie.

Téléchargé les champs de traitement par lantis :

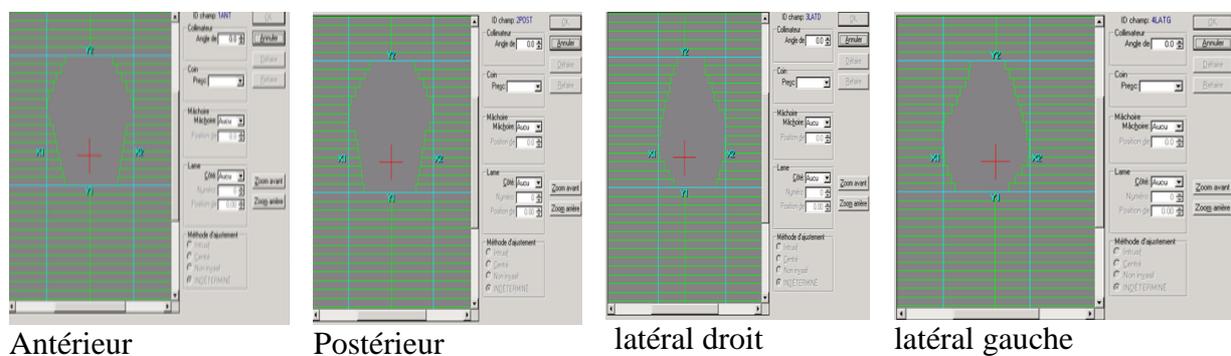


Figure 4 .14 .Les champs du traitement

IV.5 .3.2 Mesure sur patient :

La réalisation d'une mesure in vivo sur le patient.

La 1^{ère} patient :

TUMER	VESSIE		
Nom	?		
Prénom	?	New Fcal	0,00382
ID	20110563		
Salle	PRIMUS 1		
Fcal	0,003815		

Tableau IV.6 : les résultats obtenus par les mesures in vivo et par les calculs de TPS du vessie (ID 20110563)

Date	Nom Dp	Label	E(MV)	D/fr (Gy)	Champ(cm²)	DSP (cm)	angle(°)	UM	wedge	L diode (nC)	D mesurée (Gy)	D attendue (Gy)	delt (%)	L diode /phon	D diode /phon	delt (%)
18/10/2011	ant	ant	18MV	2	6,1866	87,4	0	63	-	139,3	0,508982	0,5	2%	140,5	0,514	3%
	lat	lat D	18MV	2	6,7378	85,9	225	65	-	161,5	0,511201	0,5	2%	162,3	0,514	3%
	lat	lat G	18MV	2	6,7378	87,4	45	62	-	159	0,503288	0,5	1%	160,3	0,508	2%
	post	post	18MV	2	6,1866	86,2	180	65	-	137,7	0,503136	0,5	1%	139,2	0,509	2%

CHAMPS		DSP		ANGLE	
Cfchamps(ANT)	0,9688827	CF DSP(ANT)	0,98852	Cfangle(ANT)	1
Cfchamps(LAT D)	0,9688827	CF DSP (LAT D)	0,98852	Cfangle (LAT D)	0,8663
Cfchamps(LAT G)	0,9688827	CF DSP (LAT G)	0,98852	Cfangle (LAT G)	0,8663
Cfchamps(POST)	0,9688827	CF DSP(POST)	0,98852	Cfangle(POST)	1

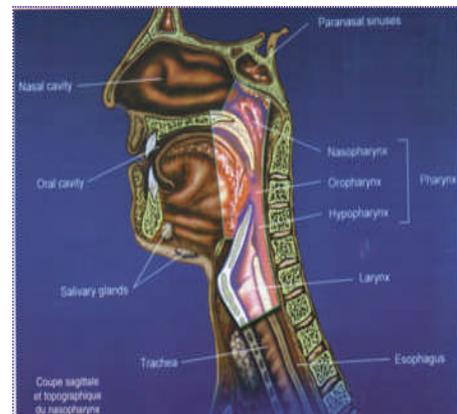
 : Niveau optimal (traitement validé)

IV.6. LA 4^{EME} LOCALISATION

IV.6.1. Cancer de cavum :

Cancer du cavum (rhino-pharynx) est un cancer fréquent en Algérie. Le NPC (nasopharyngealcarcinome) constitue une entité clinique, biologique et histologique qui se singularise des autres carcinomes de la tête et du cou par :

- sa relation avec le virus Epstein Barr (EBV)
- sa répartition géographique
- l'absence de relation avec l'alcool-tabagisme
- sa radio curabilité et sa chimio-sensibilité.



Il touche préférentiellement l'adulte jeune avec un taux élevé de métastases ganglionnaires et viscérales qui explique une partie des échecs thérapeutiques. La répartition géographique des NPC à travers le monde est en rapport avec l'interaction de facteurs étiologiques, génétiques, environnementaux, diététiques et viraux.

IV.6.2. Réalisation de la dosimétrie :

- Energie : 6 MV.
- Utilisation du cerrobend pour les caches.
- Prescription de la dose au point ICRU.

-Champs d'irradiation :

3 Faisceaux :

- latéral droit
- latéral gauche
- sus claviculaire antérieur. [ROP]

IV.6.2.1.Limites prévisionnelles des faisceaux à adapter :

- Faisceaux latéraux :
 - Limite supérieure : conduit auditif externe
 - Limite inférieure : bord inférieur de l'os hyoïde
 - Cas particuliers :
 - Plan glottique, voire bouche œsophagienne en cas d'atteinte du pilier postérieur
 - 0,5cm à 1cm sous l'os hyoïde pour une base de langue étendue au plan valléculaire .
 - Limite postérieure : bord postérieur de l'apophyse épineuse de C2 (cache postérieur personnalisé si nécessaire pour éviter une irradiation circulaire.
 - Limite antérieure : jonction 1/3 antérieur et 2/3 postérieur de la Branche horizontale du maxillaire inférieur mais il faut tenir compte des données de l'endoscopie et / ou opératoires.

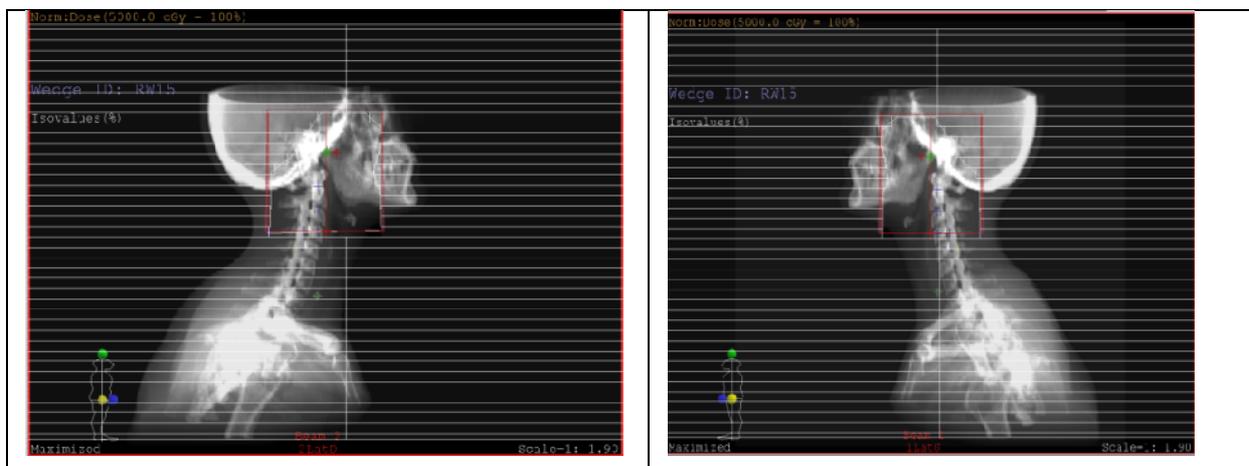


Figure 4 .15 : DRR champs latéral

- Faisceau sus claviculaire :
 - Limite supérieure : en jonction avec les faisceaux latéraux en arrière de la moelle sur la ligne médiane
 - Limite inférieure : 1 cm sous l'articulation sterno-claviculaire
 - Limites latérales : à l'intersection radiologique du gril costal avec la clavicule.

- Caches pulmonaires sous claviculaires droit et gauche(1cm sous Les clavicules) et une brique médiane médullaire (5mm de part et d'autre du canal rachidien)

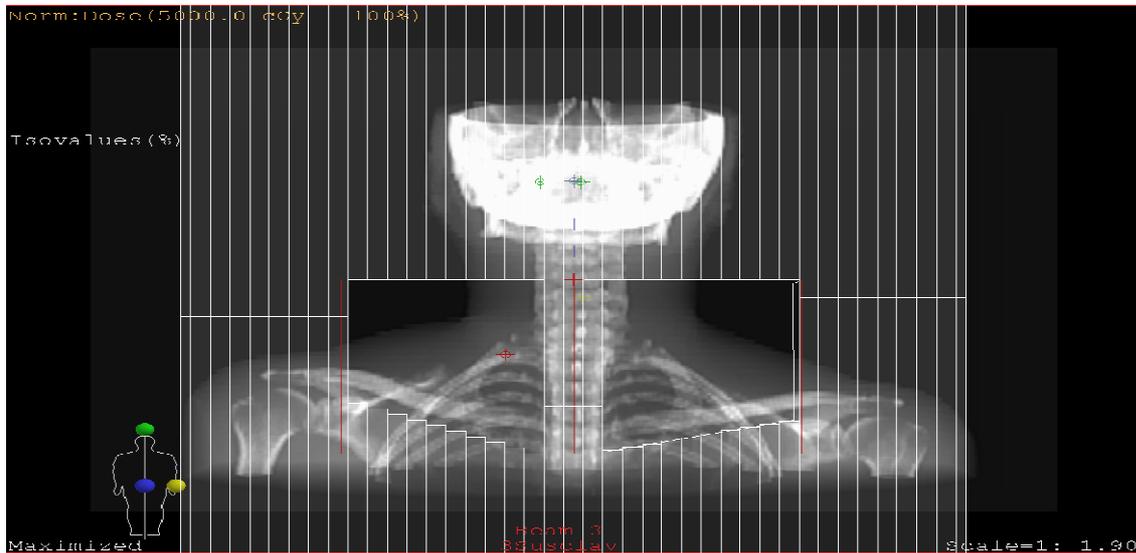


Figure 4.16 :DRR champs antérieur

VI.6.2.2. Pondérations les plus souvent utilisées:

- La dose :
 - Latéral droite : 25%
 - Latéral gauche : 50%
 - sus clave : 25%. [ROP]
- Isodoses
 - Isodose de prescription : rouge gras
 - Isodose de réduction :bleue



Figure 4 .17 : la distribution de la dose

IV.6.3 La dosimétrie in vivo :

IV.6.3.1. Teste sur fantôme :

La vérification sur un fantôme de la dose à l'entrée calculée par le TPS et mesurée par les diodes a été entreprise dans des conditions d'irradiations cliniques standards pour des balistiques de cancers du cavum.

Téléchargé les champs de traitement par lantis :

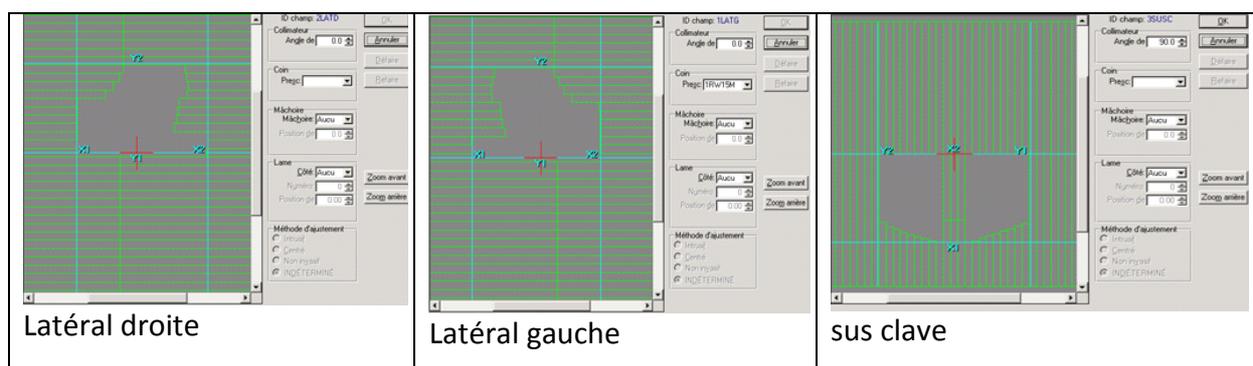


Figure 4 .18 .Les champs du traitement

IV.6.3.2.Mesure sur patient :



Figure 4 .19 : La réalisation d'une mesure in vivo sur le patient.

1^{ère} patiente :

TUMER	CAVUM		
Nom	-		
Prénom	-		
ID	20110614	New Fcal	0,0053
Salle	PRIMUS 1		
Fcal	0,0053		

Tableau IV.7 : les résultats obtenus par les mesures in vivo et par les calculs de TPS du cavum (ID 20110614)

Date	Nom Dp	Label	E(MV)	D/fr (Gy)	Champ(cm²)	DSP (cm)	angle (°)	UM	coll	wedge	Ldiode (nC)	D mes (Gy)	D att(Gy)	delt (%)	L dio/pho	D dio/ph	delt (%)
11/10/2011	BOST	LAT D	6	2	6,073	94,5	270	109	-	1RW15	252	1,03	1	3%	249	1	2%
	ANT	SUSCLAVE	6	2	16,4046	95,2	0	190	-	-	390,42	2,0873	2	4%	372	2	-1%
	BOST	LAT G	6	2	6,0297	94,8	90	122	-	-	245,2	0,96	1	-4%	245	1	-4%

CHAMPS		DSP		ANGLE	
champs lat D	0,961908	dsp 87,3	0,9975	270	0,77
champs ant	1,010686	dsp 79,7	0,99808	0	1
champs lat G	0,961488	dsp 79,6	0,9978	90	0,77

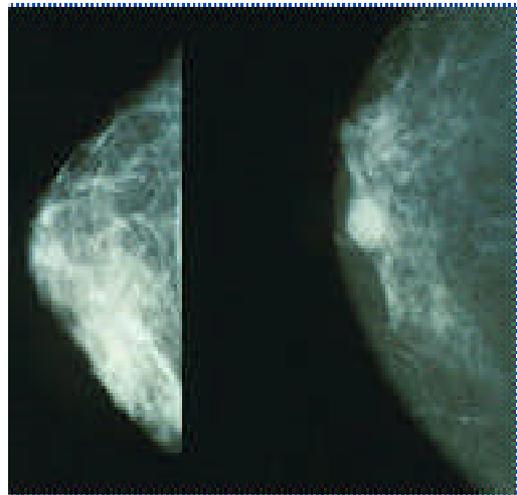


Niveau optimal (traitement validé).

IV.7. La 5^{ème} localisation

IV.7.1.Cancer de sein :

Le cancer du sein est une tumeur maligne de la glande mammaire. Autrement dit, c'est un cancer qui naît dans les unités cellulaires dont la fonction est de sécréter le lait, les unités ducto-lobulaires du sein, essentiellement chez la femme (le cancer du sein survient 200 fois moins souvent chez l'homme, qui possède lui aussi des seins, bien qu'atrophiés). Ce cancer est le plus fréquent chez la femme, avec 89 cas pour 100 000².



IV.7.2.Réalisation de la dosimétrie :

-Energie : 6 MV.

- Utilisation du CML pour les caches.

- Prescription sur l'isodose 95%.

-Champs d'irradiation :

3 Faisceaux :

- Tangentiel externe
- Tangentiel interne
- Axiale. [ROP]

IV.7.3. La dosimétrie in vivo :

IV.7.3.1. Testes sur fantôme :

La vérification sur un fantôme de la dose à l'entrée calculée par le TPS et mesurée par les diodes a été entreprise dans des conditions d'irradiations cliniques standards pour des balistiques de cancers du sein.

Téléchargé les champs de traitement par lantis :

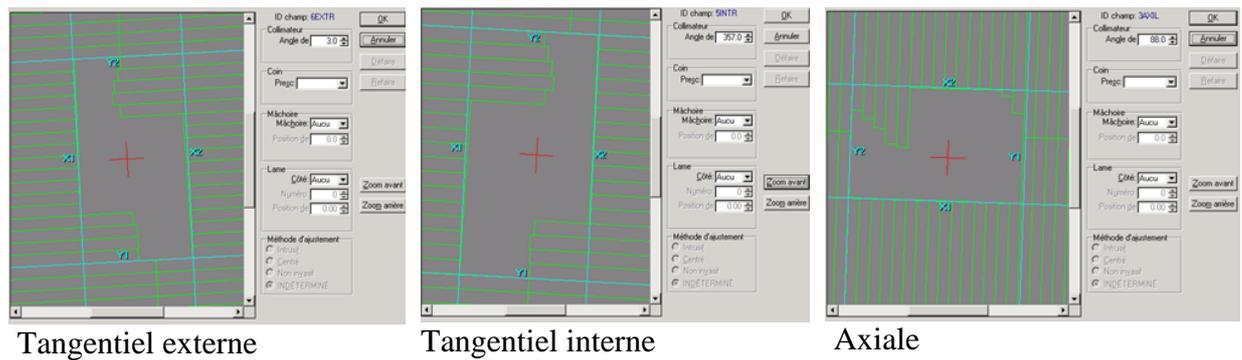


Figure 4.20. Les champs du traitement du sein

IV.7.3.2. Mesures sur patient :

La réalisation d'une mesure in vivo sur le patient.

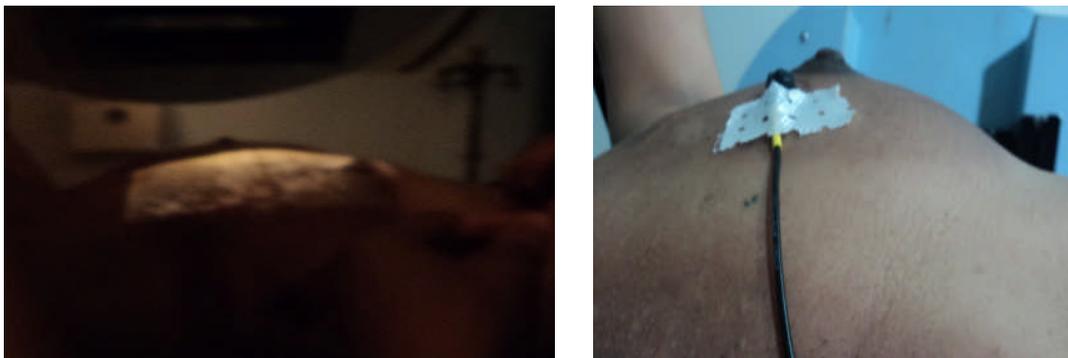


Figure 4.21 : Mesure in vivo sur patiente

1^{ère} patiente :

TUMER	Sien		
Nom	-----		
Prénom	-----	T (°)	22,5
ID	20110437	P(KPa)	100,5
Salle	PRIMUS 1	NEW Fcal	0,0053
Fcal	0,0053		

Tableau IV.8 : les résultats obtenus par les mesures in vivo et par les calculs de TPS du sien (ID 20110437)

Date	Nom Dp	Label	E(MV)	D/fr (Gy)	Champ(cm²)	DSP (cm)	angle(°)	UM	wedge	COLL	L diode (nC)	D mesurée (Gy)	D attendue (Gy)	delt (%)	L diode /phon	D diode/ phon	delt (%)
18/10/2011	TG	TG int	6MV	5	8,4439	94,2	50	253	3RW15	348	311	1,562979	1,5	4%	309,1	1,5534	4%
		TG ext	6MV	5	8,4656	92,9	227	270	4RW15	12	424,8	1,55147	1,5	3%	419,2	1,4668	-2%
	SUSCLAVE	SUSCLAV	6MV	5	11,3448	91,7	0	270	-	90	581,9	3,116878	3	4%	590	3,1182	4%

CHAMPS		DSP		ANGLE		wedge		
TG int	1,002801	dsp		0,997368	50	0,9083	3RW15	1,0438
TG ext	1,002762	dsp		0,996016	227	0,661	4RW15	1,0135
SUSCLAVE	1,002421	dsp		0,994768	0	1		

 Niveau optimal (traitement validé).

2^{ème} patiente :

TUMER	Sien		
Nom	?		
Prénom	?	T (°)	22,5
ID	20110622	P(KPa)	100,5
Salle	PRIMUS 1	NEW Fcal	0,0053
Fcal	0,0053		

Tableau IV.9 : les résultats obtenus par les mesures in vivo et par les calculs de TPS du sien (ID 20110622)

Date	Nom Dp	Label	E(MV)	D/fr (Gy)	Champ(cm²)	DSP (cm)	angle (°)	UM	wedge	COLL	Ldiode (nC)	D mesurée (Gy)	D attendue (Gy)	delt (%)	L diode/phon	D diode/phon	delt (%)
11/10/2011	TAG	1TGINT	6MV	2	6,9294	94,1	47	147	4RW45	357	235,457	1,15154	1,2	-4%	239,9	1,1733	-2%
	TAG	2TGEXT		2	6,9384	82,2	230	93	3RW45	3	150,69	0,807168	0,8	1%	146,8	0,7863	-2%
	TAG	1TGINT		2	9,1636	95,5	311	508	4RW45	5	202,7	0,980204	0,92	7%	200	0,9671	5%
	TAG	2TGEXT		2	9,1784	82,7	127	419	3RW45	355	205,13	1,132827	1,08	5%	201,4	1,1122	3%

CHAMPS		DSP		ANGLE		Wedge	
3TGINT	1,0187152	dspTGINT	0,988736	47	0,9553	4RW45	0,959
2TGEXT	1,0188025	dspTGINT	0,979132	230	0,9355	3RW45	1,083
1TGINT	1,0403869	dspTGINT	0,98728	311	0,92626	4RW45	0,959
2TGEXT	1,0405305	dspTGINT	0,980162	127	0,94336	3RW4	1,083



En dehors du niveau de tolérance

Rechercher la raison de l'écart observé: 2nde vérification de la position du patient et des paramètres de traitement

3^{ème} patiente :

TUMER	SCIEN		
Nom	-----		
Prénom	-----	NEW Fcal	0,0053
ID	20110582		
Salle	PRIMUS 1		
Fcal	0,0053		

Tableau IV.10 : les résultats obtenus par les mesures in vivo et par les calculs de TPS du sien (ID 20110582)

Date	Nom Dp	Label	E(MV)	D/fr (Gy)	Champ(cm²)	DSP (cm)	angle (°)	UM	wedge	COLL	L diode (nC)	D mesurée (Gy)	D attendue (Gy)	delt (%)	L diode/phon	D diode/phon	delt (%)
11/10/2011	TG	TgEXT	6MV	2	12,0228	91,7	244	116	4R	2	192,6	1,031578	1	3%	189,3	1,0139	1%
		TgINT		2	12,0228	93,8	64	109	3R	357	188,2	0,906381	1	-9%	199,2	0,9594	-4%
	SUSCLA	SUSCLAVE		2	8,509	91,8	0	298	-	88	379,5	1,952617	2	-2%	378,8	1,949	-3%

CHAMPS		DSP		DSP		ANGLE	
ChampsTGint	1,00364104	dsp	0,9947	dsp	0,9947	244	0,9698
champs Tgext	1,00364104	dsp	0,9968	dsp	0,9968	64	0,8962
champs AXL	0,9973162	dsp	0,9948	dsp	0,9948	190	0,9785



En dehors du niveau de tolérance

Rechercher la raison de l'écart observé: 2^{ème} vérification de la position du patient et des paramètres de traitement.

IV.8 LES RESULTA :

Tableau IV.11 La comparaison entre la dose mesurée sur patient, la dose mesurée sur fantôme, et la dose attendue calculée par TPS

Patients	D mes	Datt	Dpho	%(Dmes/Datt)	%(Dpho/Datt)	%(Dmes/Dpho)
coll(588)	2,023	2	1,991	1%	0%	2%
cav(614)	4,077	4	3,969	2%	-1%	3%
sien(582)	3,89	4	3,922	-3%	-2%	-1%
rectum(670)	2,114	2,01	2,13	5%	6%	-1%
sien(622)	4,071	4	4,039	2%	1%	1%
rectum(670)2	2,128	2,01	2,129	6%	6%	0%
siend(437)	6,231	6	6,138	4%	2%	2%
coll(594)	2,006	2	2,055	0%	3%	-2%
coll(630)	2,008	2	2,042	0%	2%	-2%
vessie(563)	2,026	2	2,046	1%	2%	-1%

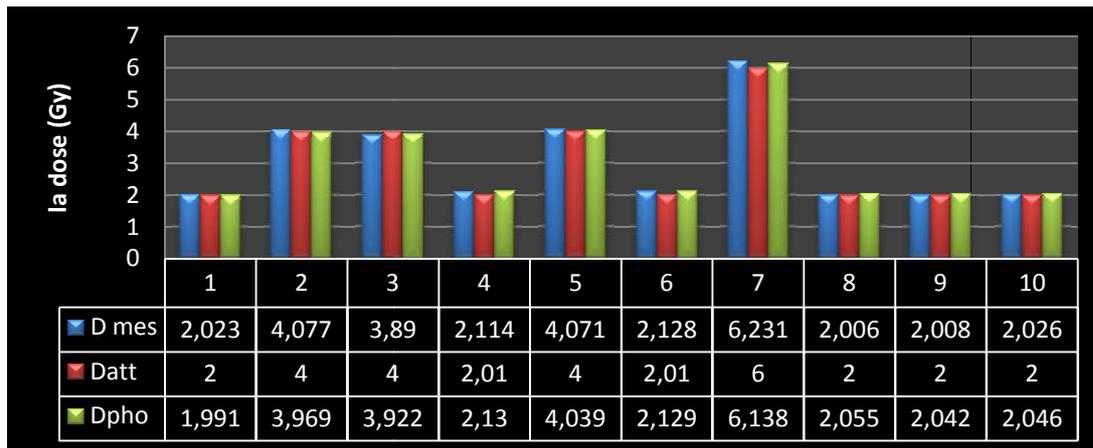


Figure IV.22 : La comparaison entre la dose mesurée sur patient, la dose mesurée sur fantôme, et la dose attendue calculée par TPS

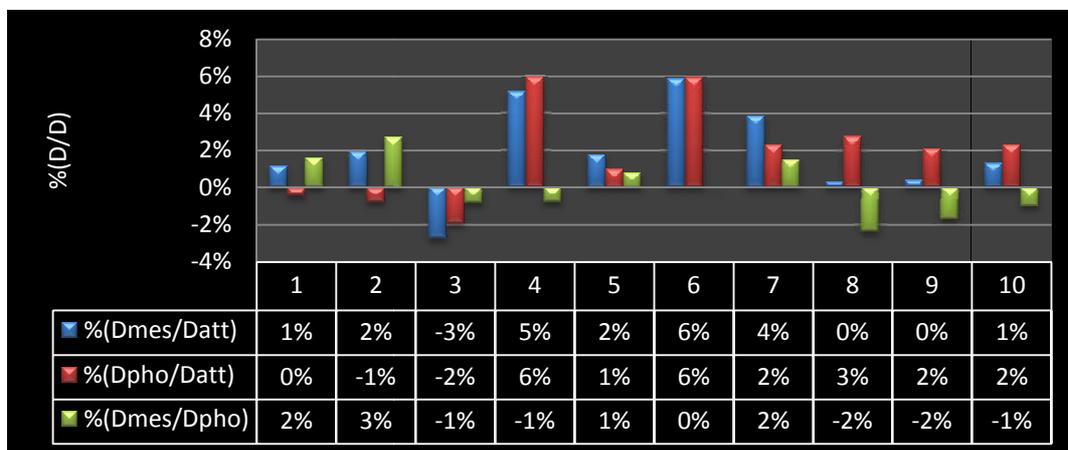
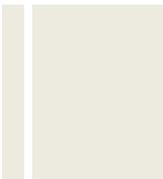


Figure IV.23 : Histogramme de l'ecartype entre les trois mesures

- Les résultats sur ce groupe de patients nous ont montré une déviation par rapport à la dose attendue de $\pm 5\%$ pour la majorité de situations clinique de traitement. Les résultats hors tolérance sont revenus au positionnement de la diode ou au positionnement du patient .
- Cette étude permise par la suite de mettre en place de la dosimétrie in vivo dans le service de radiothérapie du CAC d'Oran.



CONCLUSION

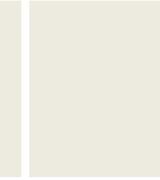
CONCLUSION :

La dosimétrie in vivo est abordée dans ce mémoire sous l'angle du contrôle de qualité de la dose délivrée au patient. Il convient que le physicien médical responsable de la mise en place des procédures de mesures in vivo définisse lui-même les seuils d'intervention. La réalisation de la dosimétrie in vivo dans un service doit impliquer tout le personnel, pour atteindre son maximum d'efficacité dans l'assurance de la dose délivrée au patient. L'interprétation des résultats et les seuils d'intervention seront définis par chaque centre qui, pour les établir, devra prendre en compte, entre autres paramètres :

- le type de matériel utilisé (notamment ses caractéristiques dosimétriques).
- les techniques d'irradiation employées.
- l'analyse des risques.

Les valeurs proposées dans ce mémoire ne sont données qu'à titre indicatif et ne sont en aucun cas des valeurs de référence. Il revient à chaque centre de mettre en place les différents seuils d'intervention et de pouvoir justifier de leur adéquation par rapport aux résultats attendus.

Le programme de mesure in vivo est un élément essentiel de l'ensemble des contrôles de qualité du traitement qui permettent de s'assurer que la dose délivrée lors de la séance correspond à celle prévue lors de la préparation du traitement, validée conjointement par le physicien médical et l'oncologue radiothérapeute.



BIBLIOGRAPHIE

• Les ouvrages:

[CPE11] Cours de physique expérimentale des hautes énergies de l'Université de Grenoble Interaction des particules avec la matière <http://lpsc.in2p3.fr/collo>
Année : 2011.

[DFEHE] Dosimétrie des faisceaux d'électrons de haute énergie à l'aide de chambres d'ionisation Par Société Suisse de Radiobiologie et de Physique Médicale
(Recommandations) N° 10 : Février 2002 .ISBN 3-908 125 32-4.

[GMORE] Guide pour la mise en œuvre en radiothérapie externe de l'assurance de qualité par mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi-conducteurs
Rapport S.F.P.M n° 18-2000

- [ERCAMI] Evaluation de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité – rapport d'étape par L'Agence nationale d'accréditation et d'évaluation en santé (ANAES) :MAI 2003.

[GPQ08] Guide pour la pratique quotidienne de la Dosimétrie in Vivo en radiothérapie externe Rédigé sous l'égide de 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.

- [PCE RP] Personne compétente en radioprotection: principes de radioprotection réglementation Coordinné par Christine Jimonet et Henri Métivier : Sciences 2007ISBN : 978-2-86883-948-0 au CEA-Institut national des sciences et techniques nucléaires (INSTN). France.

[PGI05] Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose) by : DOMINIQUE

HUYSKENS; RIA BOGAERTS; JAN VERSTRAETE; MARIKA LÖÖF; HÅKAN NYSTRÖM; CLAUDIO FIORINO; SARA BROGGI; NÚRIA JORNET; MONTSERRAT RIBAS; DAVID I. THWAITES ISBN 90-804532-3 2001 by European Society for Therapeutic Radiology and Oncology (ESTRO): BOOKLET N°05.

[ROP] Radiation Oncology Physics: a handbook for teachers and students, E. Podgorsak, IAEA Editions.

[URM03] Utilisation des références métrologiques nationales de la dose absorbée dans l'eau et application du protocole de dosimétrie. AIEA TRS n° 398 aux faisceaux de photons de haute énergie par Société Française de Physique Médicale (SFPM) : Mai 2003

• Les thèses :

- [CDTRPSMC] Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation monte Carlo de l'image de dose portale transmise par Jean-Noël BADEL décembre 2009 à l'institut national des sciences appliquées de Lyon.
- [DFHE] Dosimétrie des faisceaux de haute énergie (photons et électrons) à l'aide de dosimètres thermoluminescents par HATTALI Belkacem à université des sciences et de la technologie Houari Boumediene Alger.

[DRC07] Dosimétrie en radiothérapie et curiothérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique par Cheick Oumar THIAM au Laboratoire de Physique Corpusculaire de Clermont-Ferrand, CNRS/IN2P3 63177 AUBIERE CEDEX : Octobre 2007.

[ETRE01] Evolution technologique en radiothérapie externe par Myriam COULIBALY & Boris GEYNET : Année 2000 – 2001.

- [OTN08] Objets-tests numériques pour le contrôle de qualité des systèmes de planification géométrique des traitements en radiothérapie par Eloïse DENIS : avril 2008 à l'École polytechnique de l'université de Nantes.

Résumé

L'objectif de ce travail c'est mise en place la dosimétrie in vivo dans le centre Anti-cancer EMIR ABD EL KADER d'Oran, cette étude a été pratiquée dans une série des patients irradiés par des faisceaux de photons (6MVet18MV) pour différent localisation.

L'irradiation a été effectuée à l'accélérateur linéaire (PRIMUS de SIEMENS) en utilisant des photons d'énergies de 6MV ou de 18 MV selon la localisation à irradiée (coll, sein, rectum, vessie, et cavum). La dose reçue a été mesurée par des semi-conducteurs de type T60010 M et T60010H qui étaient calibrés à l'aide d'une chambre d'ionisation « PTW type Farmer » de 0,6cm³ dans un fantôme solide constitué de plaques de 30x30cm². La dose totale prescrite dans cette étude était déférente d'un patient à un autre.

La réponse des sondes devait être corrigée de différents facteurs d'influence (distance source-peau, taille de champs, accessoires...). Les facteurs d'influence pouvaient introduire une erreur de mesure allant jusqu'à 5 % par rapport à la dose calculée. L'analyse des résultats de la dosimétrie in vivo a montré que la majorité des rapports des doses mesurées à celles calculées analytiquement a posteriori étaient au niveau de tolérance $\leq 5\%$ avec une déviation de 7% pour un cas (sonde mal positionnée ...).

La dosimétrie in vivo par semi-conducteurs était en accord avec les calculs par TPS. Cependant, la dosimétrie in vivo par semi-conducteurs est le moyen qui peut rendre compte de la dose réellement reçue instantanément par le patient lors de l'irradiation compte tenu des nombreux facteurs de correction.