

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique



Université ABOU BEKR BELKAID – TLEMCEM
Faculté des sciences
Faculté de médecine
Département De Physique



Projet de Fin d'Etudes
Pour l'Obtention du Diplôme de Master en Physique Médicale.

Thème

*Etude dosimétrique dans la technique de
traitement mono-isocentrique dans le
cancer du nasopharynx par la
radiothérapie externe et dosimétrie in vivo.*

Présenté par

M^{elle}. MALKI Sarra.
M^{elle}. BOUAZZA Sarra.

Établissement d'accueil

Centre Anticancéreux "Emir Abdelkader" d'ORAN (CAC)

Soutenu le 29 septembre 2016 Devant les membres de jury.

Président :	Dr.ADDI	Maitre de conférences B USTOMB Oran.
Examineur :	Dr.ZERGOUG	Physicien médical au CAC d'ORAN.
Examineur :	Dr.MADOURI	Maitre de conférences a université-Oran1.
Encadreur :	Pr. BOUKERCHE	Professeur a l'université -Oran1.
Co-encadreur :	Dr. KLOUCHE.N	Physicienne médical au CAC d'ORAN.

Année universitaire : 2015-2016

Remerciement

*On tient tout d'abord à remercier vivement le **bon dieu**, de nous avoir donné la force pour suivre ainsi que l'audace pour dépasser toutes les difficultés, grâce à son aide que nous avons réalisées ce modeste travail.*

Ce travail à été effectué au service de radiothérapie du centre anti cancer-ORAN.

On présente nos premiers remerciements à notre encadreur Pr **BOUKERCHE**, professeur a Univ-Oran1 pour nous avoir proposé et permis de réaliser ce travail de recherche au sein du service radiothérapie externe.

On tient à témoigner ma gratitude et mes remerciements à mon encadreur Madame **KLOUCHE NAWEL** physicienne médicale au centre anticancéreux- ORAN pour son encadrement et sa rigueur scientifique qui ont permis d'accomplir ce travail. Ses conseils avisés pour améliorer notre étude de thèse.

On souhaite également le remercier pour le temps qu'elle a consacré à la correction du manuscrit, pour ses compétences dans le domaine de la physique médicale.

On n'oublierait pas de remercier monsieur **ZERGOUG Ismail** physicien médicale au centre anti cancer d'ORAN pour son aide et ses conseils précieux.

On tient également à remercier :

Dr ADDI, maître de conférences B USTOMB Oran.

Dr ZERGOUG physicien médicale au centre anti cancer d'ORAN.

Dr MADOURI maître de conférences A Univ-Oran1.

Pour avoir accepté de participer à ce jury.

Ainsi nous remercierons également tout le personnel du CAC Oran les physiciens et physiciennes médical pour leur aide, et leur gentillesse.

Enfin, je tiens à exprimer ma gratitude pour tous ceux que je n'ai pas cités et qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce mémoire et à l'accomplissement de ce projet

A tous, merci infiniment

Dédicace

Je dédie ce travail

A mes très chers parents

MALKI Mustapha

AMHIS MALKI Nadia

A mes très chères sœurs

Lila, Lamia, Hanane

Pour leur sacrifices et leur encouragements, et qui grâce à eux j'ai pu continuer mes études. Merci pour votre compréhension, et votre soutien permanent. Merci d'avoir toujours été là.

A la famille BOUAZZA

TONTON LAMNAOUER, TATA SALIMA,

le petit MOHAMED.

Un chaleureux merci à DJAZILA et mon binôme SARRA

Merci de m'avoir encouragé et soutenu pour réaliser ce mémoire.

MALKI Sarra

Dédicace

*A la mémoire de mon cher oncle **ABDELLAH** et ma chère cousine **KHEIRA***

Que dieu vous gardent près de lui dans son vaste paradis.

A mes très chers parents

BOUAZZA Menaouer

HAMRI Salima

Pour leurs sacrifices et leurs encouragements, merci de m'avoir donné les moyens d'accomplir ce travail dans les meilleures conditions. Pour votre compréhension, et votre soutien permanent. Merci d'avoir toujours été là.

*A ma chère sœur **DJAZILA**, JE T'ADORE.*

*A mon cher frère **MOHAMED ABDELWADOUD***

*A mon cher **HAKIM***

A mes grands parents

Merci de m'avoir encouragé et soutenu pour réaliser ce mémoire.

*A mon binôme **SARRA** pour son aide et Encouragement.*

À ma famille, mes amis et à ceux qui m'aiment et qui attendent avec impatience ma réussite.

En espérant être toujours à la hauteur de leurs attentes et de leurs espérances.

BOUAZZA Sarra

Remerciement

Dédicace

Table des matières

Liste des tableaux

Liste des figures

Abréviation

Introduction générale.....1

CHAPITRE I : interaction rayonnement matière.

I.	Introduction.....	5
II.	Classification des rayonnements.....	5
	II.1. Directement ionisants.....	6
	II.2. Indirectement ionisants.....	6
III.	Interaction des rayonnements ionisants avec la matière.....	7
	III.1. Rayonnements directement ionisants (Particules chargées).....	7
	III.1.1. Caractéristiques de l'interaction.....	7
	III.1.1.1. Pouvoir d'arrêt.....	7
	III.1.1.2. Pouvoir d'arrêt par collision.....	7
	III.1.1.3. Pouvoir d'arrêt par freinage.....	7
	III.1.1.4. Transfert d'énergie linéaire(TEL).....	8
	III.1.1.5. Densité linéique d'ionisation(DLI).....	8
	III.1.1.6. Le parcours.....	8
	III.1.2. particules chargées légères (électrons).....	9
	III.1.2.1. Phénomènes d'ionisation et d'excitation.....	9
	III.1.2.2. Rayonnement de freinage.....	10
	❖ Cas particulier de positons.....	10
	III.1.3. Interaction des particules chargées lourdes avec la matière (rayonnements alpha).11	
	III.1.3.1. Rayonnements indirectement ionisants (photons, neutron).....	12
	III.1.3.1.1. Rayonnements électromagnétique.....	12
	1.1.1. Section efficace.....	12
	1.1.2. Coefficient linéique d'atténuation.....	12
	1.1.3. Couche de demi-atténuation.....	13
	1.1.4. Effet photoélectrique.....	13

1.1.5. Effet Compton.....	14
1.1.6. Effet de création de paires.....	14
1.1.7. Importance relative des effets photoélectrique, Compton, et de création de paires.....	15
III.1.3.1.2. Les neutrons.....	16
1.1.1. L'absorption.....	16
1.1.2. Transmutation (n, p) ou (n, α).....	16
1.1.3. Capture radiative (n, γ).....	17
1.1.4. La fission.....	17
1.1.5. La diffusion.....	17
1.1.5.1. Diffusion élastique (n, n).....	17
1.1.5.2. Diffusion inélastique (n, $n\gamma$).....	18
IV. Effet biologique des photons sur l'organisme.....	18
V. La dosimétrie des rayonnements ionisants.....	19
VI.1. Grandeurs et unités dosimétriques.....	20
IV.1.1. Exposition.....	20
IV.1.2. Kerma.....	20
IV.1.3. La dose absorbée.....	22
IV.1.4. Débit de dose absorbée.....	23
IV.1.5. L'équilibre électronique.....	23
VI. Conclusion.....	24
CHAPITRE II : radiothérapie externe	
I. Introduction.....	26
II. La radiothérapie externe.....	26
II.1. Bref histoire de la radiothérapie.....	27
II.2. La cobalthérapie.....	28
II.3. La radiothérapie conformationnelle.....	29
III. Différents appareils de radiothérapie externe.....	29
III.1. Scanner simulateur.....	29
III.1.1. Principe de fonctionnement.....	30
III.2. Système de planification de traitement TPS.....	31
III.3. Les accélérateurs linéaires.....	32

III.3.1. Description générale sur Les Accélérateurs Linéaires.....	32
III.3.1.1. La Voie de photons.....	34
III.3.1.2. La Voie d'électrons.....	35
IV. Parcours d'un patient dans un service de radiothérapie.....	37
1. Positionnement du patient.....	37
2. Contourage.....	38
3. La dosimétrie.....	39
4. Validation.....	39
5. Mise en place et traitement.....	39
a) mise en place(imagerie portale).....	39
b) Traitement.....	40
6. Le suivi du traitement.....	40
V. Rôle du physicien médical.....	40
VI. Contrôle de qualité de l'accélérateur linéaire.....	40
VI.1 contrôle de qualité mécanique.....	40
VI.1.1. Bras.....	41
VI.1.2.Collimateur.....	41
VI.1.3. Télémètre.....	41
VI.1.4. Taille du champ.....	41
VI.1.5.Table.....	42
VI.1.6. Mâchoires.....	42
VI.1.7. Coïncidence entre le champ lumineux et le champ d'irradiation.....	42
VI.1.8. Les lasers.....	42
VI.2. Contrôle de qualité dosimétrique.....	42
VI.2.1. Contrôle de l'output de l'accélérateur dans un fantôme.....	43
VI.2.1.1 Etalonnage dans l'eau (dosimétrie de référence : Etape 1).....	43
VI.2.1.2. Calcul de la dose pour le champ ouvert.....	43
a. Les photons.....	43
b. Electrons.....	44
VI.2.1.3. Calcul de la dose.....	44
VI.3. Dosimétrie de routine(Le Top).....	44
VII. Conclusion.....	45

CHAPITRE 03 : la dosimétrie in vivo

I. Introduction.....	47
II. Les erreurs de traitement en Radiothérapie Externe.....	47
II.1. Définition d'une "erreur".....	48
III. Dosimétrie in vivo.....	48
III.1. Définition.....	48
III.2. L'objectif.....	48
IV. La méthode standard de détermination de la dosimétrie in vivo.....	49
IV.1. Mesure de la dose à l'entrée.....	49
IV.2. Mesure de la dose en sortie.....	50
V. Les techniques de la dosimétrie in vivo.....	50
V.1. <i>Dosimétrie In Vivo par radiothermoluminescence (TLD)</i>	50
V.1.1. Avantage.....	51
V.1.2. Inconvénients.....	51
V.2. Dosimétrie In vivo par détecteurs MOSFET.....	51
V.2.1. Avantage.....	51
V.2.2. Inconvénients.....	52
V.3. Dosimétrie In vivo par les détecteurs à semi-conducteurs.....	52
V.3.1. Les détecteurs à semi-conducteurs Théorie des bandes.....	52
V.3.2. Principes physiques de la dosimétrie par semi-conducteurs.....	53
V. Calibration Des Diodes.....	54
VI.1. Détermination du facteur de calibration.....	54
VI.1.1. Instruments de mesure requis.....	55
VI.1.2. Structure du système de mesure.....	55

VI.1.3. Facteurs correctifs.....	56
VI.1.3.1. Facteur de correction en fonction de l'ouverture du champ.....	57
VI.1.3.2. Facteur de correction en fonction de la DSP.....	59
VI.1.3.3. Facteur de correction en fonction de l'angle d'incidence.....	60
VI.1.3.5. Facteur de correction en fonction des MLC.....	63
VI.1.3.6. Facteur de correction en fonction de filtre en coin réel.....	65
VI.1.3.7. Facteur de correction en fonction de filtre en coin dynamique.....	66
VI.1.3.8. Facteur de correction en fonction de l'épaisseur.....	68
V. Les tests de vérification de la diode.....	69
CHAPITRE 04 : application de la dosimétrie in vivo dans le cancer du nasopharynx.	
I. Introduction.....	73
II. Anatomie du nasopharynx.....	73
III. Cancer du nasopharynx.....	73
III.1. classification TNM dans le cancer du nasopharynx.....	74
III.2. stades du cancer du nasopharynx.....	75
III.3. Complication de la radiothérapie.....	75
IV. Traitements.....	76
IV.1. Application de la technique monoisocentrique dans le cancer du cavum.....	77
IV.2. Comparaison entre les techniques d'irradiation dans le cancer du nasopharynx....	77
V. Application de la dosimétrie in vivo sur patient.....	81
Conclusion générale.....	84
Bibliographie.	
Résumé.	

CHAPITRE II :

Tableau II.1 : condition de référence du protocole TRS398.....	43
Tableau II.2 : condition de référence du protocole TRS398.....	44
Tableau III.1 : calcul du facteur de calibration à l'entrée.....	56
Tableau III.2 : calcul du facteur de calibration a la sortie.....	56
Tableau III.3 : calcul de facteur de correction du champ à l'entrée.....	57
Tableau III.4: calcul de facteur de correction du champ à la sortie.....	58
Tableau III.5 : calcul du facteur de correction de la DSP a l'entrée.....	59
Tableau III.6 : calcul de facteur de correction de la DSP a sortie.....	60
Tableau III.7 : calcul de facteur de correction de l'angulation a l'entrée.....	61
Tableau III.8: calcul de facteur de correction de l'angulation a la sortie.....	62
Tableau III.9 : calcul de facteur de correction des MLC a l'entrée.....	64
Tableau III.10 : calcul de facteur de correction du champ a la sortie.....	64
Tableau III.11: calcul de facteur de correction du filtre en coin a l'entrée.....	65
Tableau III.12 : calcul de facteur de correction du filtre en coin a la sortie.....	66
Tableau III.13 : calcul de facteur de correction du filtre en coin a l'entrée.....	67
Tableau III.14 : calcul de facteur de correction du filtre en coin a la sortie.....	68
Tableau III.15 : calcul de facteur de correction de l'épaisseur.....	69
Tableau III.15 : Tests de vérification de la diode.....	70

CHAPITRE IV :

Tableau IV.1 : comparaison de la dose reçut par les OAR des deux patients dans les deux techniques avec les doses de tolérances.....	79
Tableau IV.2 : comparaison de la distribution de dose dans les volumes cibles des deux patients dans les deux techniques.....	80
Tableau IV.3 : comparaison entre la dose mesurée et la dose calculée par le TPS pour le patient P1.....	81
Tableau IV.4 : comparaison entre la dose mesurée et la dose calculée par le TPS pour le patient P2.....	82
Tableau IV.5 : comparaison entre la dose mesurée et la dose calculée par le TPS pour le patient P3.....	82
Tableau IV.6 : comparaison entre deux mesures pour le même patient.....	83

CHAPITRE I :

Figure I.1: classification des rayonnements.....	6
Figure I.2: parcours et portée d'un faisceau d'électron.....	8
Figure I.3 : Phénomène d'ionisation.....	9
Figure I.4 : Phénomène d'excitation.....	10
Figure I.5 : Rayonnement de freinage.....	10
Figure I.6: le phénomène d'annihilation.....	11
Figure I.7 : Comparaison des interactions des électrons et des particules α dans la matière.....	12
Figure I.8: l'atténuation d'un faisceau de photons dans la matière.....	13
Figure I.9 : Effet photoélectrique.....	14
Figure I.10: effet Compton.....	14
Figure I.11: le processus de création de paires.....	15
Figure I.12 : l'importance relative des trois effets en fonction de l'énergie $h\nu$ du photon et du numéro atomique Z du milieu.....	15
Figure I.13: la transmutation.....	16
Figure I.14: capture radiative.....	17
Figure I.15: diffusion inélastique.....	18
Figure I.16 : Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.....	21
Figure I.17 : L'équilibre électronique.....	24

CHAPITRE II :

Figure II.1 : Schéma de désintégration du Co^{60}	28
Figure II.2 : scanner simulateur lors du positionnement.....	29
Figure II.3 : échelle d'Hounsfield (UH).....	31
Figure II.4 : Schéma d'un accélérateur SIEMENS.....	33
Figure II.5 : Le schéma des différents composants d'un accélérateur linéaire.....	34
Figure II.6 : Schéma simplifié le mode de photons X6 et X18 MV.....	35
Figure II.7 : Schéma simplifié le mode d'électron.....	36
Figure II.8 : chambre semiflex.....	43
Figure II.9 : fantôme a eau.....	43
Figure II.10 : chambre ROOS.....	43

CHAPITRE III :

Figure III.1 : Utilisation et mise en place de TLDs (capsules de poudre) pour la dosimétrie in vivo de faisceau de photons (Swinnen 2004).....50

Figure III.2 : Exemple de détecteurs MOSFET commercialisés (TN-RD-70-W, Best Medical Canada).....51

Figure III.3 : Exemple de diodes semi-conductrices hémisphériques pour faisceaux de photons (Wellhofer/Scanditronix - IBA).....52

Figure III.4 : Représentation schématique.....54

Figure III.5 : Schéma représentatif de la structure du système de mesure.....56

Figure III.6 : Détermination du facteur de correction en fonction de la taille du champ.....57

Figure III.7 : Détermination du facteur de correction en fonction de la DSP.....59

Figure III.8 : Détermination du facteur de correction en fonction de l'angulation.....60

Figure III.9 : Détermination du facteur de correction en fonction des MLC.....63

Figure III.10 : La simulation des plaques et les introduire dans le TPS.....70

CHAPITRE IV :

Figure IV.1 : situation du cavum, coupe sagittale du pharynx.....73

Figure IV.2 : effets secondaires de la radiothérapie (xérostomie, caries dentaires).....76

Figure IV.3 : l'ancienne technique.....78

Figure IV.4 : la technique 5 faisceaux.....78

INSTN	Institut National des Sciences et Technique Nucleire
IAEA	International Atome Agency
TEL	Transfere d'Energie lineaire
DLI	Densité Lineique D'ionisation
Z	Numéro atomique d'un atome
MEV	Méga Eléctron Volt
CDA	Couche De demi-atténuation
ADN	Acide D'ésoxyribonucleique
ICRU	International Commission on radiation Units and measurments
KERMA	Kinetic Energy Released per unit mass in the medium
OAR	Organe A Risque
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique
TEP	Tomographie par Emission de Positrons
UH	Echelle d'Hounsfield
TPS	Treatment Planning system
MV	Mega Volt
DSP	Distance Source Peau
DST	Distance Source Tumeur
DSA	Distance Source Axe
GTV	Volume tumoral macroscopique
CTV	Volume cible anatomique
PTV	Volume cible prévisionnel
TV	Volume Traité
IV	Volume Irradier
DRR	Digital Reconstruction Radiography
PMMA	Physikalisch technische werkstätten
UM	Unité Moniteur
SFPH	Société Française des Physiciens d'Hôpital
SFRO	Société Française des Radiothérapie Oncologie
AQ	Assurance de Qualité
RTE	Radiothérapie Externe
DSC	Diode semi-conducteur
RTL	Radiothermoluminescents

MOSFET	Metal Oxide Semi-conducteur Field Effect Transistor
BV	Bande de valence
BI	Bande interdite
BC	Bande de conduction
3D	Trois dimensions
2D	Deux dimensions
RTOG	Radiation Therapy Oncology Group

*Introduction
générale*

La radiothérapie est une arme thérapeutique efficace contre le cancer. Elle consiste à exposer une partie précise du corps à des radiations, qui imposent notamment la technique conformationnelle. Et utilise pour cela des radiations ionisantes (rayons X) et électrons produits par les accélérateurs linéaires, plus rarement maintenant les rayons gamma produits par les "bombes au cobalt", et importe des images (scanner) sur les consoles informatiques dédiées à la planification et à l'optimisation des traitements.

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

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

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).

En effet, et après ce que nous avons constaté, nous avons projeté de réaliser une étude dont le but est l'application de la technique de traitement mono-isocentrique dans le cancer du nasopharynx par radiothérapie externe et dosimétrie *in vivo*, afin d'obtenir une meilleure répartition de la dose au volume cible est au niveau des jonctions en épargnant au maximum les tissus sains avoisinants.

Cette thèse trouve son origine et sa motivation dans le besoin croissant d'étudier les techniques de traitement du cancer du cavum par radiothérapie externe de déterminer et d'appliquer la procédure de la dosimétrie *in vivo*.

Ce manuscrit se décline en 4 principaux chapitres qui s'articuleront comme suite :

Dans le premier chapitre un travail bibliographique étoffé rappelle les notions fondamentales de la physique médicale dans le domaine de la radiothérapie telle que : les rayonnements ionisants et leurs interactions avec la matière, et une vue d'ensemble sur la dosimétrie des rayonnements ionisants. Dans ce chapitre l'intérêt de l'outil des rayonnements

ionisant en médecine est présenté avec une particularité pour les rayonnements indirectement ionisant (photon) en décrivant les aspects et les interactions avec le tissu biologique.

Le deuxième chapitre est consacré à la description de différents appareils de traitement par radiothérapie externe, où nous aborderons les procédures du contrôle de qualité des accélérateurs linéaire. Le parcours du patient dans le service de radiothérapie externe est passé en revue avec un aperçu sur chaque étape jusqu'au traitement.

Le troisième chapitre sera dédié à la dosimétrie in vivo. Dans un premier temps une description de la méthode sera donnée, celle-ci se poursuit des calculs et des représentations des différents facteurs de correction (CF_{MLC} , CF_{wedge} , CF_{fs} , CF_{angle} , CF_{SSD} , CF_{thi}).

La quatrième chapitre, présente des généralités sur le cancer du cavum, l'anatomie et la classification sont également abordées, et nous faisons la synthèse des résultats obtenus de la dosimétrie in vivo appliquée sur certains patients atteints du cancer du cavum et traités au service de radiothérapie externe de MESREGUIN .

Une comparaison entre 2 méthodes de traitement du cancer du cavum est également exposée.

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

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

CHAPITRE I :

*Interaction
rayonnement matière
et notion dosimétrique.*

I. Introduction :

L'homme est exposé aux rayonnements depuis son apparition sur terre.

Il est exposé à la lumière visible provenant du Soleil, laquelle s'accompagne de rayonnements invisibles connus sous le nom de rayonnements ultraviolets et infrarouges. Ces rayonnements sont des ondes électromagnétiques comme le sont aussi les ondes radio, les rayons X et les rayons gamma.

On peut définir un rayonnement comme un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, sous forme de particules ou de photons. Les rayonnements ne peuvent être caractérisés et détectés qu'à travers leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent. Ils peuvent céder au milieu traversé, une partie ou la totalité de leur énergie. Le milieu absorbant subit donc des modifications dues à l'absorption des rayonnements.

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. [INSTN, 2007].

II. Classification des rayonnements :

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

La figure I.1 ci-dessous résume les différents types de rayonnements.

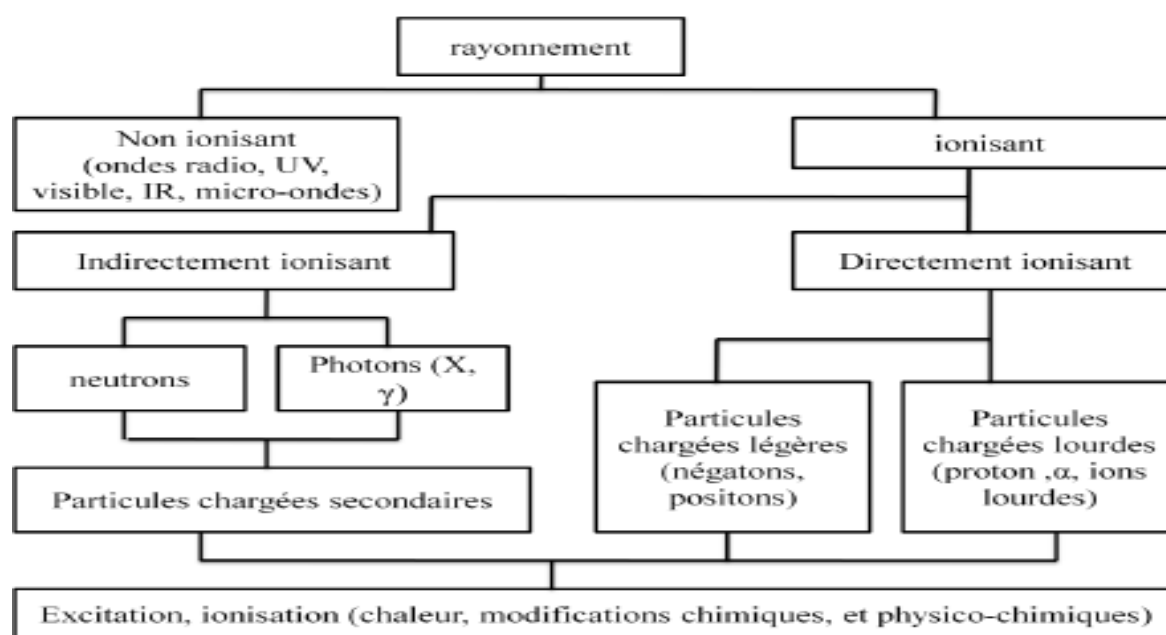


Figure I.1: classification des rayonnements.

II.1. Directement ionisants :

Ils comprennent les particules chargées légères (les électrons), et les particules chargées lourdes (les protons, les particules α , et les ions lourdes) qui déposent l'énergie au milieu par une seule étape, par le processus d'interaction coulombienne entre la particule incidente et les électrons orbitales [IAEA, 2005].

II.2. Indirectement ionisants :

Ils comprennent les neutrons et les rayonnements électromagnétiques (photons X, et γ) qui déposent l'énergie au milieu par deux étapes [IAEA, 2005]:

- Au premier temps une particule chargée est libérée dans le milieu absorbant (le photon libère un électron ou une paire électron/positon, et le neutron libère un proton ou un noyau de recul).

- Dans la deuxième étape les particules libérées déposent l'énergie au milieu absorbant par des interactions coulombiennes avec les électrons orbitales des atomes.

III. Interaction des rayonnements ionisants avec la matière :

III.1. Rayonnements directement ionisants (Particules chargées) :

Une particule chargée pénétrante dans un milieu, interagit par la force coulombienne, avec les noyaux ou les électrons orbitaux des atomes cibles. Quelque soit le mécanisme d'interaction entre les particules chargées et la matière, il y a transfert progressif d'énergie et ralentissement des particules incidente [ERVIN, 2010].

III.1.1. Caractéristiques de l'interaction:

III.1.1.1. Pouvoir d'arrêt :

Le pouvoir d'arrêt S est la perte moyenne d'énergie de la particule par distance parcourue, mesurée par exemple en $\text{KeV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$, suivant l'équation I.1 suivante:

$$S = S_c + S_f \quad \text{I.1}$$

III.1.1.2. Pouvoir d'arrêt par collision :

Le pouvoir d'arrêt par freinage est défini comme la perte de l'énergie cinétique de la particule chargée incidente par le processus de collision avec les électrons atomiques le long de son parcours, tel qu'il est décrit sur la formule I.2:[ERVIN,2010].

$$S_c = \frac{\Delta E_c}{\Delta x} \quad \text{I.2}$$

Avec :

ΔE_c : L'énergie cinétique perdue lors de collision avec les électrons atomiques.

ΔX : la longueur du parcours de la particule incidente dans la matière.

III.1.1.3. Pouvoir d'arrêt par freinage :

Le pouvoir d'arrêt par freinage est défini comme la perte de l'énergie cinétique de la particule chargée incident par le processus de freinage (radiation) le long de son parcours, est exprimé selon la formule I.3 suivante :

$$S_f = \frac{\Delta E_f}{\Delta x} \quad \text{I.3}$$

Avec :

ΔE_f : L'énergie cinétique perdue lors de l'émission par freinage.

Δx : la longueur du parcours de la particule incidente dans la matière.

III.1.1.4. Transfert d'énergie linéaire(TEL) :

On appelle Transfert d'énergie linéaire : la quantité d'énergie transférée au milieu cible par la particule incidente, par le processus de collision, par unité de longueur de parcours. Le *TEL* s'exprime en $\text{KeV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$, suivant l'équation I.4 :[IAEA,2005].

$$\text{TEL} = S_c \quad \text{I.4}$$

III.1.1.5. Densité linéique d'ionisation(DLI) :

On définit la densité linéique d'ionisation comme le nombre d'ionisations produit par une particule incidente, par unité de longueur de trajectoire. La *DLI* s'exprime en (paires d'ion). μm^{-1} , comme suivant : [DANIEL,1997].

$$\text{DLI} = \frac{\text{TEL}}{W_i} \quad \text{I.5}$$

W_i est l'énergie moyenne transférée pour chaque ionisation.

III.1.1.6. Le parcours :

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 [INSTN,2007].

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

– la portée : elle représente la profondeur maximale atteinte par un faisceau d'électrons dans un milieu considéré. Cette grandeur est très utilisée en radioprotection lors de la conception d'écran.

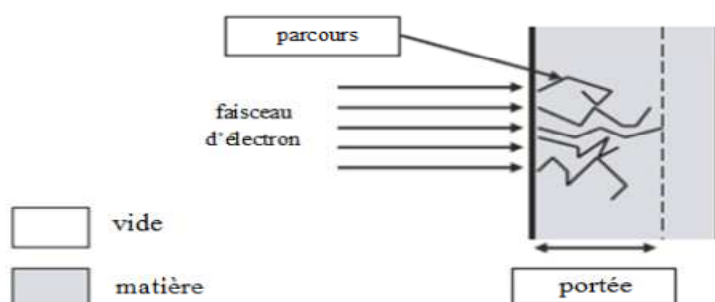


Figure I.2: parcours et portée d'un faisceau d'électron.

III.1.2. particules chargées légères : électrons

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 traverse. Deux cas de figure peuvent se présenter : les électrons agissent soit avec les électrons des atomes constituant le milieu, soit avec leur noyau.

Dans le cas d'une interaction « électron-électron », on parlera de collision. Il en existe deux types : l'**ionisation** et l'**excitation**; dans le cas d'une interaction « électron-noyau », on parlera de **freinage**. [INSTN,2007]

III.1.2.1. Phénomènes d'ionisation et d'excitation

Ces interactions sont les plus probables. L'électron incident transfère une partie de son énergie cinétique à l'électron atomique ; selon la valeur de la quantité d'énergie transférée, l'une ou l'autre de ces réactions aura lieu.

❖ 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. [INSTN,2007]

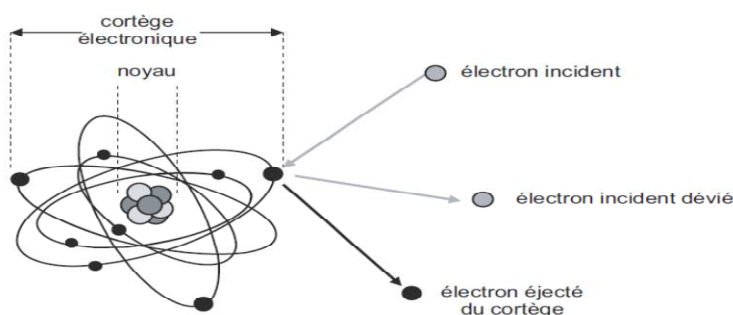


Figure I.3 : Phénomène d'ionisation.

❖ 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. [INSTN,2007]

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.

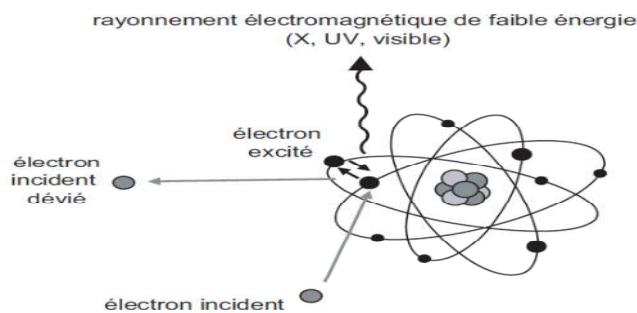


Figure I.4 :Phénomène d'excitation

III.1.2.2. 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» ou «*bremsstrahlung*»

Ce phénomène n'est important que dans le cas d'électrons de forte énergie (supérieure à 1 MeV) traversant une matière constituée d'atomes lourds (numéro atomique Z élève). [INSTN,2007]

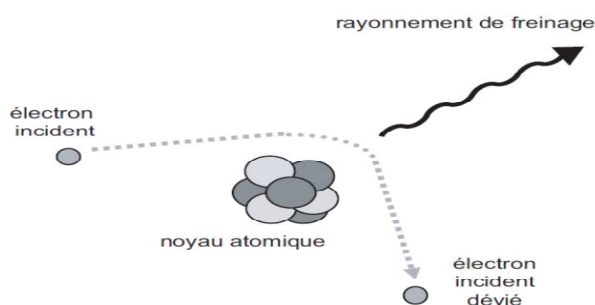


Figure I.5 :Rayonnement de freinage.

❖ Cas particulier de positons :

L'interaction d'un positon dans la matière commence par une phase de ralentissement très rapide (3 à 6 picosecondes) au cours de laquelle, il perd son énergie par les mêmes processus que l'électron et se comporte de façon similaire.

Une fois thermalisme (énergie cinétique de quelques 10^{-2} eV), le positon continue sa pénétration dans la matière par une phase de diffusion ; au cours de laquelle il passe la plupart du temps dans les régions interatomiques où il est repoussé par le potentiel positif des noyaux. En fin de diffusion, au bout de quelques centaines de picosecondes, il s'annihile avec un électron libre du milieu (la paire électron-positon disparaît). L'énergie correspondante, soit 1,022MeV ($2m_e.c^2$), apparaît sous forme de deux photons, émis dans des directions opposées et emportant chacun une énergie de 511keV(6)

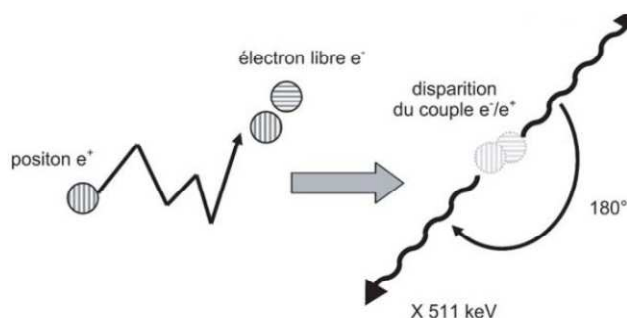


Figure I.6: le phénomène d'annihilation.

III.1.3. Interaction des particules chargées lourdes avec la matière : cas des rayonnements alpha

Les processus de ralentissement des particules α dans la matière s'effectuent par **ionisation** ou par **excitation**. Leur charge électrique et leur masse plus élevées que celles 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 α dans l'air est de **quelques centimètres**. Le parcours dans les tissus mous sera très petit : de l'ordre de quelques dizaines de micromètres. Il sera donc aisé de se protéger de ce type de rayonnement dans le cas d'une exposition externe « Protection contre l'exposition externe ». Ainsi une simple feuille de papier est suffisante pour arrêter les particules d'énergies voisines de 6 MeV émises par les sources radioactives.

On peut donc dire que ce type de rayonnement sera particulièrement nocif lorsqu'il atteindra directement les tissus vivants « Protection contre l'exposition interne ».[INSTN,2007]

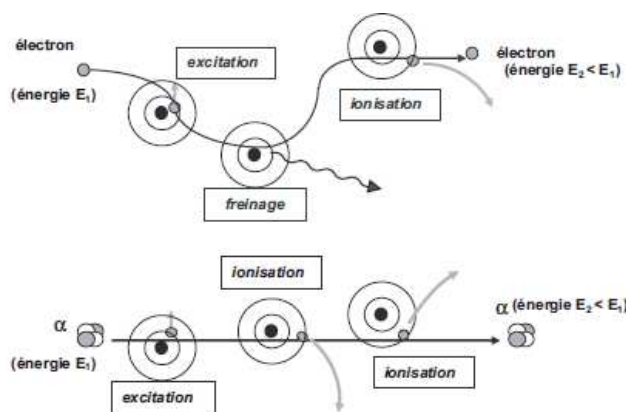


Figure I.7 : Comparaison des interactions des électrons et des particules α dans la matière.

III.1.3.1. Rayonnements indirectement ionisants (photons, neutron) :

III.1.3.1.1. Rayonnements électromagnétique:

L'atténuation d'un faisceau de photons par la matière homogène est un phénomène qui est la conséquence de plusieurs types d'interactions physiques élémentaires qui conduisent soit à un changement de direction du faisceau de photons (diffusion), soit à un transfert d'une partie de leur énergie à la matière (absorption totale ou partielle) [RUSSELL,2007].

1.1.1. Section efficace :

Du fait de la neutralité électrique du photon, son interaction avec la matière est un phénomène aléatoire dont la probabilité est proportionnelle à l'épaisseur de la matière traversée. La probabilité d'une interaction entre un photon et un atome (ou l'un de ses électrons) est donnée par la section efficace σ , rapport entre le nombre d'interactions par seconde et le nombre de photons incidents par unité de surface et par seconde. La section efficace σ a donc la dimension d'une surface.

Dans la pratique de la physique atomique, on exprime généralement les sections efficaces au moyen d'une unité de surface mieux adaptée à cette échelle, le barn (b). Par définition, 1 barn vaut 10^{-28} m² [RUSSELL,2007].

1.1.2. Coefficient linéique d'atténuation:

La probabilité d'interaction μ d'un photon par unité de longueur est appelée coefficient linéique d'atténuation.

C'est le produit de la section efficace σ par la densité atomique n (nombre d'atomes par unité de volume), décrit suivant l'équation I.6 :

$$\mu = n\sigma = \frac{dN}{Ndx} \quad \text{I.6}$$

Le coefficient linéique d'atténuation a la dimension de l'inverse d'une longueur; l'intégration de cette relation conduit à une loi exponentielle décroissante liant l'intensité du faisceau de photons émergeant du milieu sans y avoir interagi à l'épaisseur traversée x , elle est représentée par l'équation ci dessous :

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad \text{I.7}$$

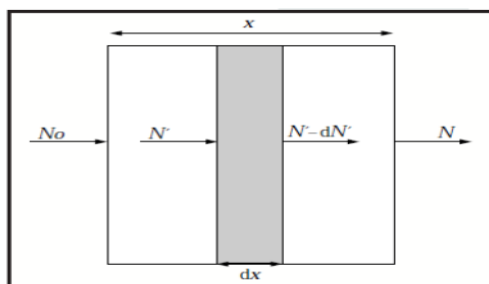


Figure I.8: l'atténuation d'un faisceau de photons dans la matière.

1.1.3. Couche de demi-atténuation :

Le coefficient linéique d'atténuation est inversement proportionnel à une grandeur appelée couche de demi-atténuation (CDA), qui est l'épaisseur du matériau nécessaire pour atténuer la moitié des photons incidents. Celle-ci est exprimée dans l'équation I.8 suivante :

$$N_0/2 = N_0 e^{-\mu CDA} \quad \text{I.8}$$

D'où :

$$\mu = \frac{\ln 2}{CDA} \quad \text{I.9}$$

1.1.4. Effet photoélectrique

C'est un phénomène d'absorption totale. Le photon incident disparaît après avoir donné toute son énergie à un électron d'un atome du milieu.

L'électron éjecté emporte une énergie cinétique E_c égale à la différence entre l'énergie E_{hv} du photon incident et son énergie de liaison suivant l'équation I.10 :

$$E_C = E_{hv} - W \quad \text{I.10}$$

A la suite de l'expulsion de l'électron par effet photoélectrique, il y a réarrangement électronique avec émission de photons de fluorescence

- Soit de photon X pour les atomes lourds
- Soit de photons ultra-violet pour les atomes légers.

Le photon de fluorescence peut à son tour expulser un deuxième électron de l'atome ; dans ce cas on dit qu'il s'agit d'un électron Auger.

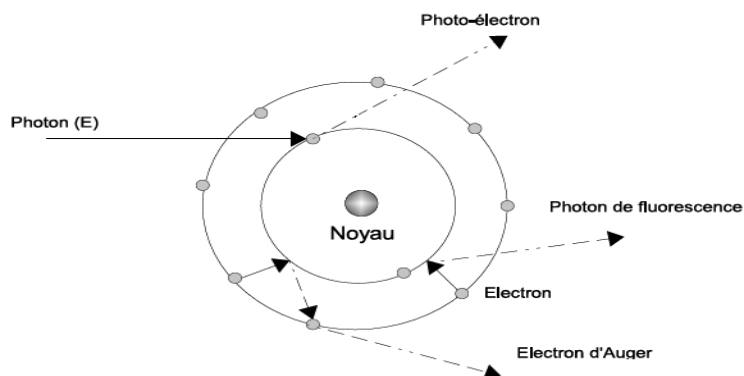


Figure I.9 : Effet photoélectrique.

1.1.5. Effet Compton

La diffusion Compton correspond à un choc entre un photon $h\nu$ et un électron de valence faiblement lié. Le photon est alors diffusé avec une énergie inférieure à son énergie incidente $h\nu_0$ (avec $\nu_0 < \nu$). L'électron dit de recul est éjecté avec une énergie cinétique E_c complémentaire à l'énergie du photon diffusé $h\nu$ exprimé dans la formule I.11 :

$$h\nu = h\nu_0 + E_c \quad \text{I.11}$$

Cet électron de recul peut provoquer des ionisations ultérieures. L'angle de diffusion φ de l'électron de recul peut être calculé à l'aide de la formule I.12 suivante :

$$\Delta\lambda = \frac{h}{mc}(1 - \cos\varphi) \quad \text{I.12}$$

Où $\Delta\lambda$ est la différence de longueur d'onde entre le photon incident et le photon diffusé, m est la masse de l'électron.

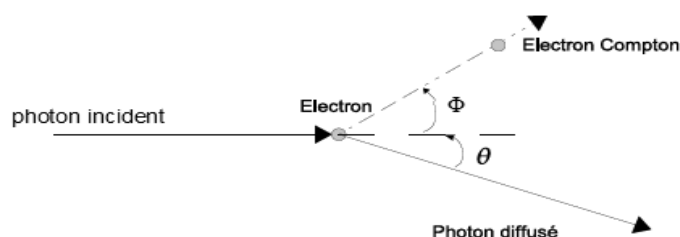


Figure I.10: effet Compton.

1.1.6. Effet de création de paires :

Dans le champ électrique intense qui règne au voisinage du noyau, le photon peut se matérialiser sous forme d'un électron et d'un positon. Une énergie supérieure à 1,022MeV, correspondante à leurs masses, est dépensée pour créer l'électron et le positon. L'excédent

d'énergie se répartit, sous forme d'énergie cinétique, entre les deux particules, suivant l'équation I.13 :

$$E_c = hv - 2m_e \quad \text{I.13}$$

L'électron et le positon sont ensuite ralentis dans la matière par suite de collisions. Lorsqu'il est suffisamment lent, le positon rencontre un électron du milieu et les deux particules s'annihilent en émettant deux photons de 0,51 MeV.

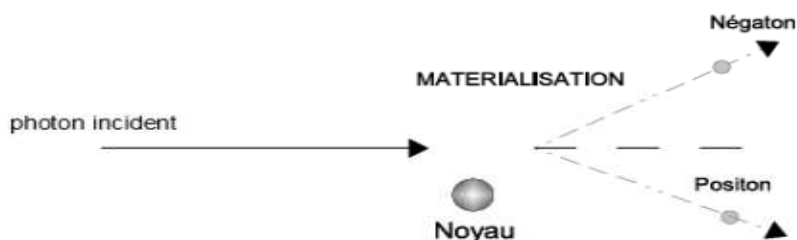


Figure I.11: le processus de création de paires.

1.1.7. Importance relative des effets photoélectrique, Compton, et de création de paires :

On peut en fonction du numéro atomique du milieu et de l'énergie du rayonnement électromagnétique définir trois zones de prépondérance pour chacune des trois interactions fondamentales [IAEA,2005].

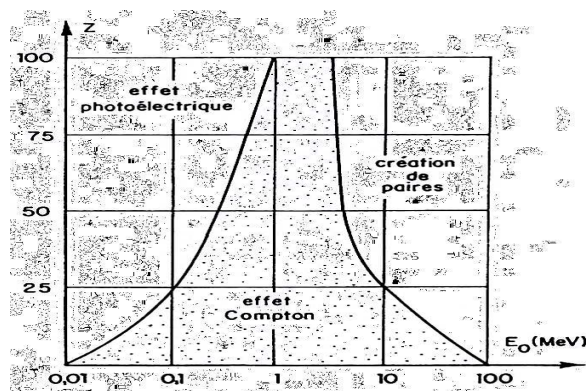


Figure I.12 : l'importance relative des trois effets en fonction de l'énergie $h\nu$ du photon et du numéro atomique Z du milieu.

L'effet photoélectrique est dominant à basse énergie. Dans les matériaux lourds, il cesse de l'être à partir de 500 KeV.

A haute énergie, c'est l'effet de production de paire qui est prédominant, il commence à le devenir à partir de 5 MeV dans les matériaux de Z élevé.

Entre les deux, se situe un domaine où c'est l'effet Compton qui domine. Pour les milieux de faible Z (carbone, air, eau, tissus humains), ce domaine est extrêmement large (de ≈ 20 KeV à ≈ 3 MeV).

III.1.3.1.2. Les neutrons:

Les neutrons présentent peu d'intérêt en radiothérapie, sauf dans le domaine de la recherche. Par contre ces particules posent de nombreux et difficiles problèmes de radioprotection (centre de production d'électricité nucléaire, bombe thermonucléaire à neutrons).

Les neutrons sont généralement classés en fonction de leur énergie.

Les neutrons rapides: $E_c > 0.8$ MeV.

Les neutrons épithermiques: $1 \text{ eV} < E_c < 0.8$ MeV

Les neutrons thermiques: $E_c < 1$ eV

En raison de leur charge nulle, les neutrons ont une interaction négligeable avec les électrons ; Leur énergie cinétique est absorbée par les interactions avec les noyaux. 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 [RUSSELL,2007] [JOSEPH,2005].

1.1.1. L'absorption :

Au cours de laquelle le neutron disparaît ; ce processus est dominant pour les neutrons lents ou thermiques ($< 0,5$ eV). L'absorption neutronique se fait par la transmutation, la capture radiative ou la fission.

1.1.2. Transmutation : (n, p) ou (n, α) :

Un noyau peut absorber un neutron pour former un noyau composé qui se désexcitera en émettant une particule chargée : un proton ou une particule alpha. Un noyau différent est produit par cette réaction nommée transmutation. La transmutation est la transformation d'un élément en un autre, par réaction nucléaire.

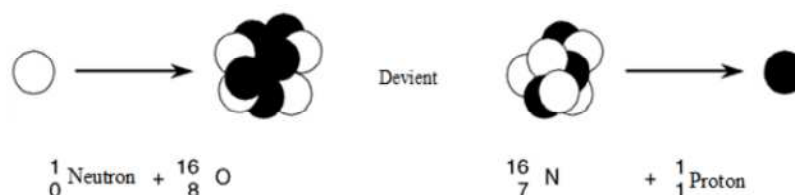


Figure I.13: la transmutation.

1.1.3. Capture radiative (n, γ):

C'est la réaction nucléaire la plus courante. Le noyau composé ainsi formé, après une brève durée de vie, émet un rayonnement gamma. En d'autres termes, le noyau produit est un isotope du noyau cible. *Exemples* La capture radiative la plus simple est l'absorption d'un neutron par un noyau d'hydrogène pour former du deutérium (ou hydrogène lourd).

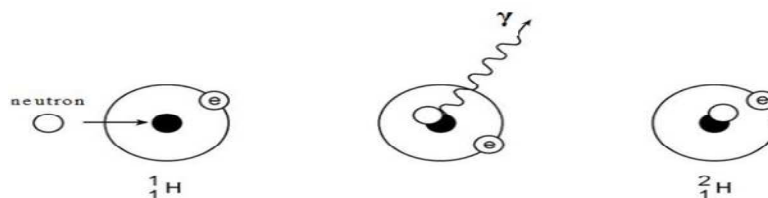


Figure I.14: capture radiative.

Le deutérium formé est un noyau stable. Toutefois, plusieurs noyaux produits par la capture radiative sont radioactifs et émettent des bêtas et des gammas.

1.1.4. La fission :

Les réactions de fissions sont généralement induites par des neutrons sur certains noyaux lourds : L'absorption du neutron provoque une excitation de tous les nucléons. Le noyau se déforme et se scinde en 2 fragments de fission.

Deux ou trois neutrons sont émis simultanément et instantanément à la fission, on parle de neutrons prompts de fission (neutrons rapides). *Remarque* : Les neutrons obtenus peuvent induire à leur tour de nouvelles fissions (réaction en chaîne).

1.1.5. La diffusion :

Au cours de laquelle le neutron perd de l'énergie cinétique et change de direction; ce processus est dominant pour les neutrons rapides (~MeV).

1.1.5.1. Diffusion élastique : (n, n) :

La diffusion élastique rappelle la collision entre des boules de billard. Un neutron frappe un noyau, lui transfère de l'énergie et rebondit dans une direction différente. (Parfois le noyau absorbe le neutron puis le réémet avec la même énergie cinétique.) La fraction de l'énergie de départ qui sera absorbée par le noyau dépend de l'angle d'incidence — en plein « front » ou avec un angle — tout comme une boule frappée par la boule de choc sur un billard. Le noyau cible absorbe l'énergie perdue par le neutron et se déplace ensuite à plus grande vitesse.

1.1.5.2. Diffusion inélastique : (n, n γ) :

Lors d'une collision avec un noyau, un neutron peut être absorbé momentanément. Ce noyau composé sera dans un état excité. Il se désexcitera en émettant un nouveau neutron, moins énergétique, et un photon gamma qui emportera la différence d'énergie.

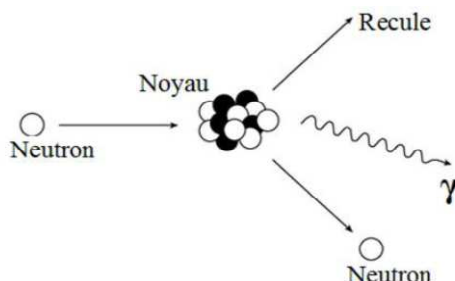


Figure I.15: diffusion inélastique.

IV. Effet biologique des photons sur l'organisme :

Les effets des rayonnements sur les tissus humains sont le résultat d'une chaîne de phénomènes tout d'abord physiques (interactions entre les photons et les atomes ou les molécules des cellules du tissu) puis physico-chimique pour aboutir à des dommages biologiques cellulaires tels que l'aberration chromosomique, l'altération de fonction, ou la mort cellulaire. Les effets biologiques des radiations résultent principalement des dommages causés sur l'ADN (acide d'oxyribonucléique), laquelle est la cible la plus critique dans la cellule. Lorsqu'un rayonnement ionisant est directement absorbé par les cellules, les effets peuvent se présenter sous l'un des deux schémas : directe ou indirecte.

Effet directe : dans l'effet direct, le rayonnement interagit directement avec une cible critique dans la cellule : molécule ou structure intracellulaire de faible démentions (gènes, chromosome, etc...). Les atomes de ces structures ou de ces molécules critiques peuvent s'ioniser ou « être excités » à partir d'une interaction coulombienne, conduisant à un dommage biologique.

Effet indirecte : dans l'effet indirect, le rayonnement interagit avec d'autres molécules et atomes (principalement l'eau, compte tenu de la richesse en eau des organismes vivants environ 80%) de la cellule pour produire des radicaux libres, lesquels peuvent en diffusant créer des dommages sur les cibles critiques à l'intérieur de la cellule. L'interaction du rayonnement avec les électrons des molécules d'eau produit les radicaux libres H^+ et OH^- , chimiquement très actifs. Ceux-ci peuvent causer des dommages aux structures critiques de la cellule notamment sur l'ADN par l'altération des bases comme la thymine qui peut être hydroxylée par le radical OH^- .

Dans le cas particuliers des faisceaux de photons, les deux tiers des dommages biologiques sont produites par effet indirects. Lesquels peuvent se décliner en quatre étapes :

Première étape : le photon primaire interagit avec un atome de la cellule (par effet photo-électrique, effet Compton, matérialisation) et produit un électron secondaire de haute énergie.

Deuxième étapes : l'électron de haute énergie mis en mouvement à travers les tissus produit des radicaux libres dans l'eau

Troisième étape : les radicaux libres formes altèrent les bases puriques (adénine, guanine) Ou pyrimidique (cytosine, thymine) de l'ADN.

Quatrième étape : l'altération des bases de l'ADN entérine des dommages biologiques.

V. La dosimétrie des rayonnements ionisants :

L'hétérogénéité de l'émission de la source de rayonnements, les caractéristiques du rayonnement utilisent, les distances de la source par rapport aux différentes parties du volume des produits traites et la structure du produit ne permettent pas d'obtenir une dose identique dans tout le volume du produit. D'où la nécessité de procéder à la dosimétrie [CHRISTOPHE,2000].

L'effet biologique obtenu lors de l'irradiation de la matière vivante par un rayonnement dépend, essentiellement de la nature du rayonnement et de l'énergie absorbée par la matière irradiée.

La dosimétrie a pour but de déterminer cette énergie absorbée. Cette détermination est essentielle :

- Pour estimer le danger potentiel des techniques de diagnostic utilisant, in vivo, les radiations ionisantes.
- Pour prévoir en radiothérapie, les effets du traitement sur les tissus tumoraux et sur les tissus sains adjacents.
- Pour définir les normes de radioprotection individuelle et collective

La dosimétrie est un moyen de mesure de la dose des rayonnements, absorbée par la matière et de contrôle du bon fonctionnement de l'installation. Comme elle représente une assurance de résultats et de qualité pour les produits traites [ERVIN,2010] et une maintenance des performances des mesures acceptables [ÇAOUI,2009].

V.1. Grandeurs et unités dosimétriques :

Les définitions évoquées dans cette partie sont celles des grandeurs qui représentent l'outil nécessaire pour corréler des mesures physiques aux effets des irradiations. Ce sont des grandeurs macroscopiques se rapportant aux effets dans un milieu, pouvant être utilisées pour prévoir les conséquences d'une irradiation [MARZOUK,2007].

L'action d'un rayonnement ionisant est définie par plusieurs grandeurs, auxquelles correspondent des unités particulières. Les grandeurs usuellement utilisées en dosimétrie, sont: [CAOUI,2009]

V.1.1. Exposition :

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

Cette quantité d'exposition est définie par l'ICRU (**International Commission on Radiation Units and measurements**) comme le quotient de la charge ΔQ par le volume d'air de masse Δm [IAEA,1985]

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad \text{I.14}$$

L'unité : C.Kg⁻¹.

L'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R)

$$1R = 2.58 \cdot 10^{-4} \text{C.Kg}^{-1}.$$

Où est la charge électrique ΔQ 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 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 .

V.1.2. Kerma :

Le Kerma représente l'énergie cinétique libérée dans le milieu par le rayonnement indirectement ionisant (photon, neutron).

Le transfert d'énergie par un flux de photons à un milieu se fait en deux étapes [KHALED,2010] :

- 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...).

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

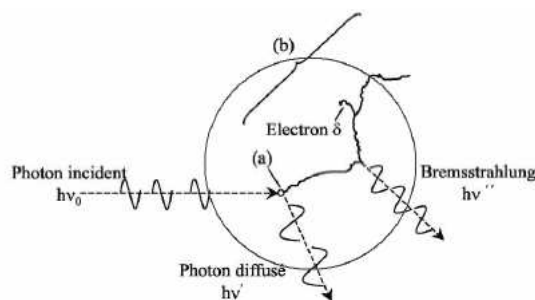


Figure I.16 : Représentation schématique du transfert d'énergie d'un photon au milieu traversé.

La quantité dénommée Kerma (*Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium*).

Elle traduit le premier acte du transfert d'énergie par collision aux particules secondaires. Elle présente la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par les rayonnements dans le volume de masse dm du milieu :

$$K = \frac{dE_c}{dm} \quad \text{I.15}$$

Dans le système international des unités (SI), le kerma est exprimé en gray (symbole : Gy) :

$$1\text{Gy} = 1\text{ J/kg.}$$

Bien que son usage ne soit plus autorisé depuis 1er janvier 1986, une ancienne unité est encore souvent employée le rad ($1\text{ rad} = 10^{-2}\text{ Gy}$).

Le Kerma s'applique quelle que soit la nature du rayonnement indirectement ionisant. Lorsque le milieu absorbant est l'air, on parle de Kerma et de débit de Kerma dans l'air [ICRU33].

Le Kerma se divise en Kerma de collision K_{col} et Kerma radiatif K_{rad} [CHRISTOPHE,2000].

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

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

Donc, le kerma s'écrit :

$$\mathbf{K} = \mathbf{K}_{\text{col}} + \mathbf{K}_{\text{rad}} \quad \text{I.16}$$

La fraction moyenne de l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs est représentée par un facteur désigné sous le nom de la fraction radiative g . Par conséquent, la fraction d'énergie perdue lors des collisions est $(1 - g)$.

Une relation fréquemment utilisée entre le kerma de collision \mathbf{K}_{col} et le kerma total \mathbf{K} peut être écrite comme suit :

$$\mathbf{K}_{\text{col}} = \mathbf{K}(1-g) \quad \text{I.17}$$

Le débit de Kerma est le quotient de la variation du Kerma $\Delta\mathbf{K}$ pendant un intervalle de temps Δt .

$$\mathbf{K} = \frac{\Delta\mathbf{K}}{\Delta t} \quad \text{I.18}$$

Son unité est le gray par minute.

V.1.3. La dose absorbée :

C'est une grandeur plus intéressante en radiothérapie et en radiobiologie.

La différence entre le Kerma et la dose absorbée peut être mise en évidence en remarquant que dans l'énergie transférée à l'électron une partie est déposée dans le milieu, l'autre est perdu sous forme de rayonnement de freinage [BERKOK-FARSI,2009].

La dose absorbée, D , est le quotient $d\varepsilon$ par dm , où $d\varepsilon$ est l'énergie moyenne cédée par le rayonnement ionisant à la matière de masse dm :

$$\mathbf{D} = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad \text{I.19}$$

J.Kg^{-1} Le nom spécial de l'unité de dose absorbée est le gray (symbole : Gy) : $1\text{Gy} = 1 \text{ J. Kg}^{-1}$

L'ancienne unité de dose absorbée, rad, a pour valeur correspondante : $1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ J. Kg}^{-1}$.

Pour une source de photon et sous les conditions de l'équilibre électronique, la dose absorbée, D peut être exprimé comme suit :

$$\mathbf{D} = \mathbf{\emptyset.E.} \frac{\mu_{\text{en}}}{\rho} \quad \text{I.20}$$

Où :

$\mathbf{\emptyset}$ = fluence des particules (particules / m^2),

E = énergie du rayonnement ionisant (J), et (μ_{en} / ρ) = Le coefficient massique d'absorption d'énergie (m^2/kg) [JOHN,1983] .

V.1.4 Débit de dose absorbée :

Le débit de dose absorbée, D' est le quotient de dD par dt , où dD est l'incrément de dose absorbée pendant l'intervalle de temps dt correspondant :

$$D' = \frac{dD}{dt} \quad \text{I.21}$$

Unité S.I: $J.Kg^{-1}.S^{-1}$.

Le nom spécial, gray (Gy), peut être substitué au joule par kilogramme :

$$1Gy. S^{-1} = 1 J. Kg^{-1}.S^{-1}$$

L'ancienne unité de débit de dose absorbée, rad. , a pour valeur correspondante :

$$1rad. S^{-1} = 10^{-2} J. Kg^{-1}.S^{-1} \text{ [ÇAOUI ,2009]}.$$

V.1.5. 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 [CHRISTOPHE,2000].

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.

$$dD = K_{col} = K(1-g) \quad \text{I.22}$$

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 [CHRISTOPHE,2000].

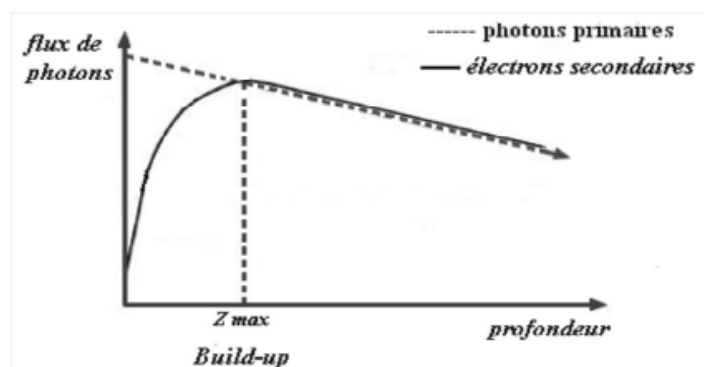


Figure I.17 : L'équilibre électronique

VI. Conclusion :

Les photons sont des rayonnements ionisants qui créent des particules chargées (électrons et positrons) dans le milieu ; ces particules chargées à leur tour vont ioniser le milieu. Les interactions prépondérantes des photons de hautes énergies utilisés en radiothérapie avec le tissu sont : effet Compton et création de paires. Toutes ces interactions conduisent à la production d'électrons de hautes énergies.

CHAPITRE II :

*La radiothérapie
externe.*

I. Introduction :

A l'heure actuel, la radiothérapie externe reste l'une des techniques les plus employées pour le traitement du cancer. Les chances de guérison sont d'autant plus grandes que la dose de rayonnement ionisant délivrée est conforme à la tumeur. Par contre une dose trop importante, reçue par les organes à risque (OAR) et plus généralement les tissus sains, peut produire des complications et des séquelles irréversibles.

Un compromis est alors établi, limitant la chance de guérison. Les évolutions du traitement en radiothérapie, observées ces dernières années, comme la radiothérapie conformationnelle, permettent d'adapter la forme du volume traité à celle de la tumeur en déposant la dose prescrite tout en protégeant convenablement les OAR environnement. Ces nouvelles techniques nécessitent une précision élevée dans les différentes étapes du plan de traitement des patients.

Tout traitement par radiothérapie externe nécessite en effet une préparation (ou planification) qui se déroule plusieurs étapes.

II. La radiothérapie externe :

Elle regroupe l'ensemble des techniques d'irradiation où la source à RX est placée à distance du patient à traiter.

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, Premièrement la décroissance radioactive de la source allonge les temps de traitement (Demi-vie du cobalt $\text{Co}^{60} = 5,2$ ans) et deuxièmement pour des questions de radioprotection. Comme tout mode de 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 post-opératoires 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. . [GALLE, 2000]

II.1. Bref histoire de la radiothérapie :

La radiothérapie est née avec la découverte des rayons X par W.K. Röntgen en 1895 et celle du radium par Marie Curie en 1898. Les médecins qui avaient accès à ces découvertes ont très vite observé que les rayonnements X et gamma produisaient des effets sur les tissus vivants et, en particulier, avaient la propriété de faire régresser les tumeurs cancéreuses et, dans certains cas, de les stériliser. C'était le début de la radiothérapie.

La radiothérapie, comme d'autres disciplines médicales ayant un volet technique important, a souffert durant très longtemps des possibilités limitées de la technologie et de la physique. Il a fallu attendre les années 50 pour que le radiothérapeute dispose de méthodes d'irradiation sélectives et précises grâce à l'introduction des rayonnements de haute énergie. Avant cette époque, la radiothérapie était limitée dans ses applications par la difficulté de pouvoir irradier de manière homogène, et à dose suffisante, la tumeur sans irradier exagérément les tissus sains qui l'entourent.

Deux techniques d'irradiation étaient disponibles :

- Les rayons gamma du radium et les rayons X produits à partir de différences de potentiel pouvant atteindre 200 kV. Les rayons X de cette énergie avaient un trop faible pouvoir de pénétration dans les tissus et ne permettaient pas d'irradier de manière satisfaisante des tumeurs situées à plus de 5 cm en profondeur. Leurs indications étaient donc essentiellement limitées aux tumeurs superficielles : tumeurs de la peau, du sein, certaines tumeurs ORL, et aux traitements palliatifs et antalgiques.

L'augmentation de la différence de potentiel, au-delà de 200 kV, améliorerait quelque peu la situation, mais la technologie des tubes à rayons X ne permettait pas de dépasser 400 kV.

- L'autre technique était la "curiethérapie" ou "brachythérapie" au radium. La poudre de radium était contenue dans des tubes ou aiguilles de platine, scellés avec soin et de manière étanche, pour prévenir tout risque de contamination radioactive. Les tubes de radium étaient insérés dans les cavités utérines et vaginales pour traiter les cancers du col. Les aiguilles étaient implantées au sein même des tumeurs, comme celles de la peau ou de la langue. [GALLE, 2000]

II.2. La cobalthérapie :

Le cobalt Co^{60} est un radio-isotope du cobalt Co^{59} : il émet des particules bêta et possède une demi-vie de 5,27 ans. Il se transforme en nickel Ni^{59} , qui est un isotope stable. Des rayons gamma sont libérés au cours de la désintégration bêta du cobalt Co^{60} . La tête des appareils de radiothérapie au cobalt Co^{60} contient un petit cylindre de ce radio-isotope. Le patient est étendu sur la table et un faisceau de rayons gamma traverse une série de collimateurs qui façonnent le faisceau dirigé vers les cellules cancéreuses. Comme le faisceau détruira aussi des cellules saines, il faut calculer avec précision la cible du faisceau et la dose de rayonnement. En outre, on doit faire pivoter la tête de l'appareil à différents angles pour attaquer la tumeur de tous les côtés sans surexposer le tissu sain. En raison de son efficacité et de sa conception simple, l'appareil de radiothérapie au cobalt Co^{60} est demeuré pendant plus de 50 ans l'un des nombreux outils utilisés par les médecins pour traiter le cancer. [WAMBERSIE,1995]

Si dessous l'équation II.1 de la désintégration du Co^{60} :

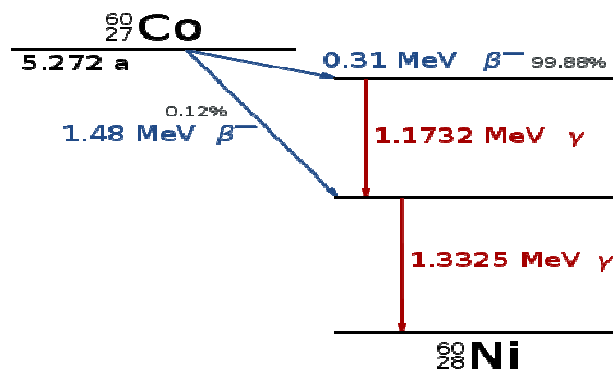
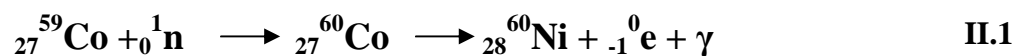


Figure II.1 : Schéma de désintégration du Co^{60}

II.3. La radiothérapie conformationnelle :

Le terme « conformationnelle » signifie « proche de la forme ou de la configuration d'une structure ». La radiothérapie conformationnelle 3D est une irradiation transcutanée dans laquelle le volume traité est adapté au volume cible reconstruit en 3 dimensions. L'objectif de cette technique de radiothérapie est de diminuer la dose délivrée aux tissus sains entourant la tumeur, d'augmenter la dose dans la tumeur et d'obtenir un meilleur contrôle local, donc un accroissement de la survie des patients .

À l'heure actuelle, la mise en œuvre de cette technique fait appel à :

- des moyens assurant la reproductibilité du traitement (immobilisation du patient, contention...);
- une imagerie tridimensionnelle de la totalité des volumes irradiés (scanographie éventuellement complétée par l'IRM, la TEP, et la fusion d'images...);
- une délimitation des volumes cibles et des organes critiques auxquels sont appliquées des marges de sécurité adaptées ;
- une balistique et une collimation personnalisée des faisceaux (caches personnalisés, collimateurs mutilâmes) déterminées à partir d'un calcul tridimensionnel de la distribution de doses dans les différents volumes (GTV, CTV, PTV, organes à risques) ;
 - - un contrôle de la reproductibilité du traitement (imagerie portale, gammagraphie).

[INCA, 2008]

III. Différents appareils de radiothérapie externe :

III.1. Scanner simulateur :

Le scanner est un appareil d'imagerie médicale son principe de fonctionnement est basé sur la rotation de la source de rayons X et l'ensemble de capteurs de façon synchrone autour du patient. Accompagné d'un déplacement longitudinal d'une table motorisée à travers un anneau circulaire, sur laquelle le patient est allongé, l'acquisition est dite hélicoïdale. Une fois la région anatomique scannée, les différentes coupes obtenues sont traitées par ordinateur ce qui permet de visualiser les organes internes en trois dimensions (3D). . [MECHI, 2011]



Figure II.2 : scanner simulateur lors du positionnement

III.1.1. Principe de fonctionnement :

Le principe du scanner simulateur est de choisir un plan de coupe et d'effectuer multiples projections sous différents angles afin de connaître le coefficient d'atténuation en chaque point du plan. Les images obtenues représentent des cartes des coefficients d'atténuation des RX obtenus à partir des projections qui définissent cette coupe. En Tomodensitométrie, nous mesurons l'intensité de la source x atténuée par l'objet imagé. Un faisceau de rayon X traversant un matériau homogène d'épaisseur dx , subit une variation de son intensité dI . Cette variation d'intensité est donnée par la loi de Beer-Lambert comme suit dans l'équation II.2 :

$$dI = -\mu I dx \quad \text{II.2}$$

I correspond au flux des photons incident et μ le coefficient d'atténuation linéique du matériau.

Cette équation nous permet de déterminer le flux de photons I transmis à travers une épaisseur de matériau x connaissant le flux de photons incident I_0 selon l'équation II.3 suivante :

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad \text{II.3}$$

Dans le cas où l'objet imagé n'est pas homogène, le faisceau transmis est lié à l'intégrale le long de la trajectoire rectiligne du faisceau D. d'où l'équation II.4 :

$$I = I_0 e^{-\int_D \mu(x) dx} \quad \text{II.4}$$

A l'aide des données projetées et après la reconstruction tomographique, nous obtenons l'image scannographique. Cette image est une mesure de la distribution spatiale du coefficient d'atténuation linéique moyen intégré sur le spectre d'énergie du faisceau, d'où l'introduction de l'échelle de Hounsfield standardisée, qui est une transformation linéaire de la mesure du coefficient d'absorption original dans laquelle la densité de l'eau distillée, aux conditions normales de température et de pression (CNTP), est définie à zéro unité d'Hounsfield (UH), tandis que la densité de l'air aux CNTP est définie à -1 000 UH. Dans un voxel avec un coefficient d'absorption moyen μ_x , la valeur correspondante en UH est alors donnée par la relation II.5 suivante :

$$CT [HU] = ((\mu_x - \mu_{eau}) / \mu_{eau}) \times 1000 \quad \text{II.5}$$

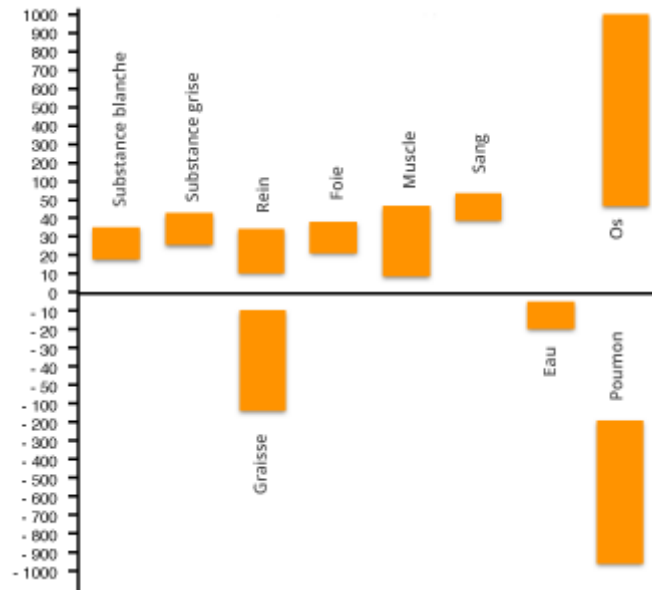


Figure II.3 : échelle d'Hounsfield (UH). [MECHI, 2011]

Le scanner est constitué d'un générateur de forte puissance permettant de maintenir un tir continu à forte intensité de l'ordre de 200 à 500 mA pendant une acquisition complète ; d'un tube à rayon X qui permet l'émission d'un faisceau de photons ; d'un collimateur primaire (à la sortie du tube à rayon X pour définir la largeur de la coupe) ; d'un collimateur spécifique, à l'entrée du détecteur, pour réduire le rayonnement diffusé ; d'un détecteur qui permet de convertir les rayons X en signal. [MECHI, 2011]

III.2. Système de planification de traitement TPS :

Un **système de planification de traitement**, couramment abrégé *TPS* (*treatment planning system*), est un logiciel permettant de préparer un plan de traitement par irradiation en radiothérapie.

Qui consiste à la vérification de l'équipement proprement dit (unité centrale, périphériques, logiciels de simulation virtuelle et de dosimétrie) et de son fonctionnement (calculs de dose et temps de calcul) pour des cas de référence (prise en compte des hétérogénéités, manque de volume diffusant...). [SFPM, 2010]

La préparation du traitement est réalisée grâce à un système de planification de traitement TPS pour déterminer la distribution de dose dans la tumeur et les zones avoisinantes. Cette distribution de dose doit être optimum de manière à ce que les tissus normaux autour reçoivent le minimum de dose. Plusieurs TPS sont utilisés dans les structures hospitalières. Ils intègrent des algorithmes de calcul de la distribution de dose qui font appel au package de

mesure intégrer dans le TPS lors du Commissioning, des outils de traitements des images médicales et de "contourage" de tumeur pour définir les volumes cibles. Suivant le degré de complexité et les risques associés au traitement, la modélisation et la simulation seront plus ou moins complexifiées. Les différentes étapes de la planification de traitement sont :

- le placement des faisceaux : choix des angles d'incidences pour éviter au maximum les structures les plus critiques. Ce choix est généralement fait dans une représentation dite en beam's eye view, c'est-à-dire vue du faisceau incident.
- l'ajustement des faisceaux : choix du type de rayonnement, des accessoires, des modificateurs de faisceaux.
- la phase de calcul dosimétrique où le programme va calculer la dose déposée par chaque faisceau et quantifier l'irradiation dans chaque organe considéré.
- La validation clinique du résultat et le transfert des paramètres de traitement pour la réalisation pratique des accessoires puis de l'irradiation sous la machine.

III.3. Les accélérateurs linéaires :

Actuellement l'accélérateur linéaire est la machine la plus utilisée pour le traitement par la radiothérapie externe. Dans ce dispositif les électrons sont accélérés à des énergies élevées de l'ordre de 25 MeV, et sont utilisés pour produire deux types des faisceaux cliniques : Un faisceau de rayons X de freinages de 4 à 25 MV. Un faisceau d'électrons de 4 à 25 MeV. Au contraire du tube à rayons X, les électrons sont accélérés d'une manière, discrète par des champs électromagnétique de radiofréquences synchronisées. [PAM,2009] [MARC] [HELLBORG,2005]

III.3.1. Description générale sur Les Accélérateurs Linéaires :

Ces travaux de présent manuscrit - ont été effectués au sein du service de radiothérapie e CAC ORAN, ou 3 accélérateurs linéaire sont mise en service pour le traitement de type Primus de SIEMENSE et l'autre DHX2100de VARIAN.

Pour situer ces composantes, le schéma d'un accélérateur linéaire est présenté sur la figure II.4

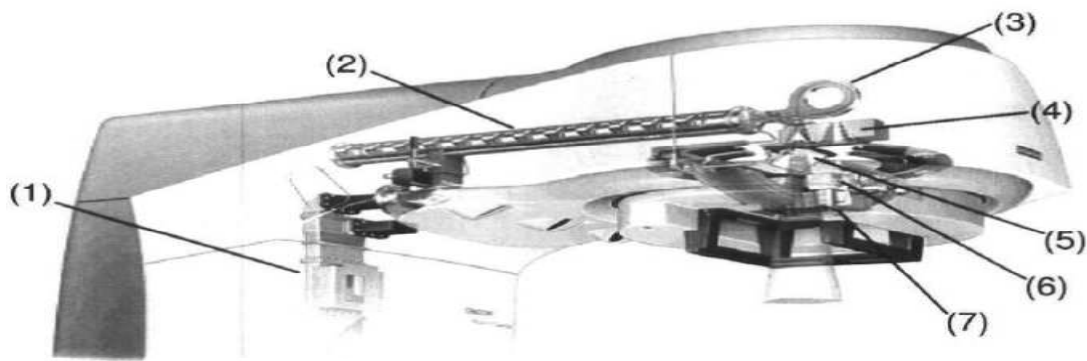


Figure II.4 :Schéma d'un accélérateur SIEMENS

La numérotation des composantes sur la figure correspond à :

- (1) Klystron ou Magnétron.
- (2) accélérateur par ondes stationnaires ou par ondes progressives.
- (3) aimant de recourbement.
- (4) carrousel des collimateurs primaires.
- (5) miroir.
- (6) mâchoires primaires.
- (7) mâchoires mutilâmes.

Les composantes (4), (5), (6) et (7) font partie de la tête de l'appareil.

Les trois autres composantes Klystron ou Magnétron, accélérateur par ondes stationnaires ou par ondes progressives, aimant de recourbement, constituent le circuit des électrons pour un accélérateur linéaire de basse et/ou de haute énergie.

Des électrons de basse énergie sont d'abord générés par un klystron. Celui-ci est connecté au tube de l'accélérateur. À l'intérieur de l'accélérateur, les électrons sont accélérés aux énergies d'intérêt, soit supérieures à un méga électronvolt (MeV). À la sortie, la configuration horizontale de la machine fait en sorte que le faisceau doit être courbé et redirigé verticalement en direction du patient. Un champ magnétique est utilisé pour contraindre les électrons à effectuer une rotation pour ensuite sortir par une fenêtre.

Dans notre cas, le faisceau passe dans un aimant de recourbement qui effectue une boucle de 270 degrés. L'avantage de ce type de boucle est de réaliser un filtrage de l'énergie des particules à l'aide du champ magnétique. L'orbite des électrons sera proportionnelle à la racine carrée de l'énergie, créant ainsi une dispersion spatiale des particules selon l'énergie au niveau de la fenêtre de sortie.

En ajustant l'intensité du champ magnétique et l'énergie des particules à la sortie du tube, on filtre les électrons déviés de leur trajectoire par rapport à l'ouverture de la fenêtre. Les électrons, une fois passés celle-ci, sont à l'intérieur de la tête de l'appareil. Le rôle de la tête est de générer le faisceau de photons ou d'électrons utilisés pour le traitement. Avec ces types de faisceaux, les électrons frappent tout d'abord une cible de numéro atomique élevé. Des photons de bremsstrahlung sont ainsi créés. Un premier filtre est disposé afin d'éliminer la contamination en électrons du faisceau. Les photons sont ensuite injectés dans le collimateur primaire où un second filtre est utilisé pour équilibrer la distribution en énergie et en fluence des particules.

La forme du champ est ensuite modelée à l'aide des collimateurs secondaires qui est un dispositif spécifique fixé à la tête de l'accélérateur linéaire. Il est constitué de lamelles de tungstène parallèles, qui se déplacent les unes par rapport aux autres de façon à conformer le faisceau à la planification [VINCENT,2006]. Le faisceau est ainsi mieux adapté à la forme de la tumeur [BAPTISTE,2009].

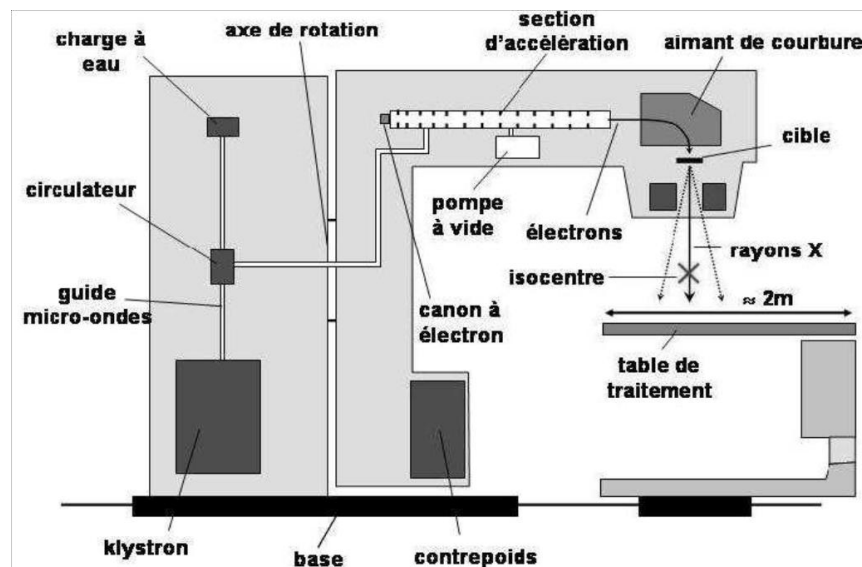


Figure II.5 : Le schéma des différents composants d'un accélérateur linéaire

L'accélérateur linéaire possède deux voies de faisceau d'irradiation. La première est une voie de photons et la deuxième sert dans le traitement par électrons [ERIC,2007].

III.3.1.1. La Voie de photons :

Pour cette voie, le Primus possède une seule cible identique pour deux énergies : une basse aux environs de 6 MV, c'est le mode 6MV et une haute à 18 MV, c'est le mode 18 MV.

La cible est constituée de trois couches successives d'épaisseurs différentes. Le siège de la création des photons par bremsstrahlung est la première couche d'or de quelques dixièmes de

millimètres d'épaisseur. Elle est de section efficace élevée. La dernière couche est constituée de graphite et sert à atténuer au maximum les électrons primaires et ainsi éviter une contamination du faisceau.

Le faisceau de photons est produit par les électrons de haute énergie qui viennent interagir avec une cible en tungstène, Lorsque le faisceau sort de la cible il pénètre directement dans le collimateur primaire. Ce dernier va confiner le faisceau, c'est lui qui définit le champ maximum d'irradiation par son ouverture supérieure et sa forme en cône.

Suite à cela, le faisceau passe dans une chambre moniteur qui mesure la fluence au cours du traitement. Elle est multi-segmentée de manière à s'assurer de la symétrie du faisceau d'irradiation. Elle est suivie d'un miroir semi-réfléchissant permettant de projeter un champ lumineux dans l'axe d'irradiation. Celui-ci présente deux intérêts :

- ❖ il constitue une preuve visuelle pour la projection des faisceaux
- ❖ il projette sur la table de traitement une échelle métrique donnant la distance à la source.

Après il traverse un filtre égalisateur placé à la sortie de la cible qui atténue le faisceau sur l'axe central davantage que sur les bords, réalisant ainsi son uniformité.

En place finale dans la voie de faisceau, on distingue la partie de collimation secondaire constituée par une paire de mâchoires et par le collimateur multimâle, permet d'obtenir des dimensions de faisceau variables. [MYRIAM,2001][ERIC,2007].

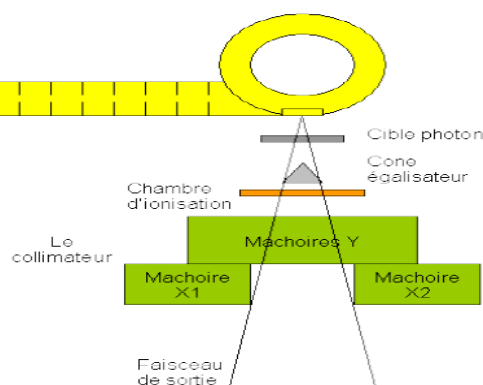


Figure II.6 : Schéma simplifié le mode de photons X6 et X18 MV

III.3.1.2. La Voie d'électrons :

La voie d'électrons génère des faisceaux aux environs de 6, 9, 12, 15, 18 et 21 MeV. Pour le but d'obtenir un faisceau d'électrons de haute qualité pour la thérapie du cancer, le faisceau accéléré dévié et conduit dans la tête d'irradiation, doit être large et uniforme.

Ainsi on ne trouve plus sur le trajet de faisceau ni cible ni absorbeur. Les composants majeurs dans la modification du faisceau sont des couches minces qualifiées de "feuilles de diffusion".

Le rôle principal de cette partie est de diffuser le faisceau quasi mono-incident en sortie de la déviation magnétique. L'utilisation de métal dense se justifie par le besoin de diffuser les électrons sans pour autant entraîner une perte d'énergie conséquente.

Toutefois, la dégradation inévitable du spectre énergétique par le phénomène de bremsstrahlung oblige à limiter l'épaisseur, ce qui ne permet pas d'atteindre une homogénéité convenable pour le faisceau. C'est ce qui explique la dualité des feuilles de diffusion. Pour disperser le faisceau d'électrons et pour lui donner une largeur utile, le métal et l'épaisseur dépendent de l'énergie utilisée et sont propres à chacune des énergies disponibles afin de limiter au maximum la contamination inévitable du faisceau par des électrons d'énergie plus faible et par des rayonnements X de freinage, tout en obtenant un champ égalisé de la plus grande dimension possible.

Le faisceau traverse 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.

Juste à la suite on trouve un collimateur primaire plus destiné à stopper les quelques électrons diffusés à des angles importants qu'à véritablement collimater le faisceau.

Concernant le système de collimation, les mâchoires et le multi lame jouent le rôle de collimateur intermédiaire. Pour chaque champ, leur ouverture est supérieure à la taille de ce dernier de plusieurs centimètres : ce n'est donc pas ce système qui délimite l'irradiation. C'est l'applicateur qui agit vraiment dans ce sens sur le faisceau. [MYRIAM,2001][ERIC,2007].

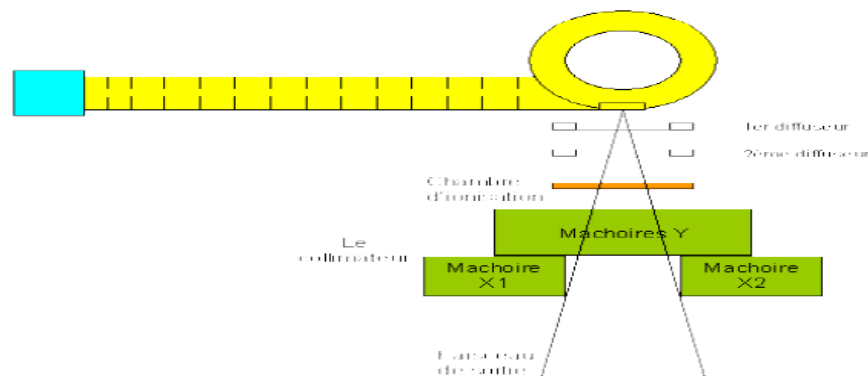


Figure II.7 : Schéma simplifié le mode d'électron

IV. Parcours d'un patient dans un service de radiothérapie :

Après l'arrivée du patient dans le service de radiothérapie externe son parcours commence par la consultation du médecin pour son pronostic et oriente le patient vers une acquisition scanner simulateur.

1. 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.

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 préciser :

- ❖ 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... (fils de plomb, produit de contraste) visibles sur les clichés radiologiques de repérage ;
- ❖ 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).

On distingue deux techniques quant au positionnement des faisceaux d'irradiation : la Distance Source Peau (DSP) et la Distance Source Tumeur (DST).

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. On l'appelle point d'entrée.

La DSP correspond généralement à la Distance Source Axe (*DSA*) de l'appareil de traitement. La *DST* est utilisée pour des irradiations multi-faisceaux de photons. Le point de référence est le plus souvent le centre du volume cible que l'on situera à l'isocentre de l'appareil de traitement :

$DST = DSA$. Tous les faisceaux concourent alors en ce même point.

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.

2. Contourage :

Dans cette étape le médecin définit et délimite des contours correspondant aux structures saines organe à risque (OAR) et critiques (volume cible), ces volumes tumoraux et les expansions sont en 3D pour tenir compte des mouvements internes et externes du patient.

Les incertitudes du positionnement sont prises en compte dans le contourage.

- ✚ Selon les normes de l'IRCU (international commission on radiation units and measurements), on peut définir un certain nombre de volumes différent à irradier.
- ✚ **GTV** ou (*volume tumoral macroscopique*) : il correspond au volume apparent de la tumeur.
- ✚ **CTV** ou (*volume cible anatomoclinique*): il fait référence aux extensions habituelles observées sur les pièces d'exerce chirurgicale (notion d'envahissement local de la tumeur cancéreuse).
- ✚ **PTV** ou (*le volume cible prévisionnel*) : il tient compte des mouvements du malade, des imperfections des faisceaux IM pour la marge interne et SM pour marge de mise en place.
- ✚ **TV** ou (*Volume traité*) : Découle de la technique de traitement ; effectivement, en radiothérapie externe, les tissus traversés sont concernés par une proportion plus ou moins importante de la dose totale; des points extérieurs au volume planifié peuvent recevoir des doses proches de la dose prescrite.
- ✚ **IV** (*Volume irradié*) : Découle également de la balistique, il correspond au volume recevant une certain proportion de la dose prescrite (par exemple 50%), suffisante pour être prise en compte par rapport à la tolérance des tissus traversés.

- ✚ **OAR** (Les organes à risques) : Situé à proximité du volume planifié, ils seront identifiés et si possible exclus du volume irradié ; ils seront l'objet d'un traçage de contour par le médecin et d'une étude dosimétrique par la personne spécialisée en radiophysique.

3. *La dosimétrie :*

Les physiciens interviennent dans la détermination des faisceaux (énergie, nombre...) pour chaque balistique de traitement. Avec le développement des appareils de traitement les physiciens peuvent conformer les champs aux structures à irradier au moyen des caches et collimateurs multilâmes, utilisent des modificateurs de faisceaux (bolus, filtre en coin) et déterminent la pondération de chaque faisceau.

Les calculs dosimétriques s'affichent en 2-D et en 3-D pour l'analyse visuelle des distributions de dose. Avec les moyens d'histogrammes dose-volume (représentation graphique du pourcentage de volume irradié en fonction de la dose délivrée) on peut optimiser les doses délivrées pour répondre aux objectifs cliniques en respectant la dose prescrite au niveau du volume cible et la dose de tolérance au niveau des OAR.

4. *Validation :*

La Vérification et validation du plan de traitement se fait par un physicien Médical d'une part et un médecin radiothérapeute d'une autre part. A l'aide d'un système d'enregistrement et de vérification des traitements, les plans sont transférés vers l'appareil de traitement.

5. *Mise en place et traitement*

a) mise en place (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 la précision et la reproductibilité.

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 de DRR (Digital Reconstruction Radiography) créée dans la dosimétrie.

b) Traitement

Après la validation du médecin la mise en place, le patient commence son traitement.

6. Le suivi du traitement :

Grâce à l'historique du traitement des patients quotidien, le physicien vérifie la dose reçue par chaque patient pendant sa séance de traitement.

V. Rôle du physicien médical :

le rôle du physicien médical est primordial dans un service de radiothérapie externe ; il est chargé de concevoir, préparer et mettre en œuvre :

- ❖ Des études dosimétriques (Garantir, en radiothérapie, que la dose de rayonnements reçue par les OAR et volume cible correspond à celle prescrite par le médecin).
- ❖ Des procédures de suivi technique des appareils utilisant les radiations ionisantes, en radiothérapie et curiethérapie (Contrôle des performances des installations, des appareils de mesure et de calcul).
- ❖ Contrôle du recueil et de l'exploitation des données nécessaires à la réalisation des traitements.

Pour l'efficacité du traitement on doit assurer le bon fonctionnement de l'appareil pour cela le contrôle de qualité qui est fait par le physicien médical est obligatoire.

VI. Contrôle de qualité de l'accélérateur linéaire

Le contrôle de qualité est l'Ensemble des mesures prises pour maintenir ou rétablir la qualité du traitement il consiste à deux étapes mécanique et dosimétrique.

On distingue 3 contrôles de qualité ; journalier dans lequel on mesure la dose absolue quotidienne ; mensuel et annuel ils comportent le contrôle de qualité dosimétrique et mécanique.

VI.1 contrôle de qualité mécanique :

Le contrôle de qualité mécanique consiste à vérifier l'angle du bras, du collimateur, le bon fonctionnement du télémètre, la taille du champ, le déplacement de la table (horizontal, vertical, longitudinal), position des mâchoires coïncidence entre le champ d'irradiation et

champ lumineux, et les lasers ce contrôle est le même pour les deux contrôles de qualité mensuel et annuel.

VI.1.1. Bras :

On vérifie avec un niveau à bulle les angles du bras pour l'angulation de 0° , 180° D, 180° G, avec une tolérance de 0.5° si le résultat obtenu est différent de la tolérance on fait un réglage de l'affichage de l'angle du bras (mécanique et/ou digital) est effectué par l'ingénieur et vérifié par le physicien.

VI.1.2. Collimateur:

On place le bras à 90° et le collimateur à 0° et on ouvre les mâchoires. On place le niveau à eau sur la table de manière à ce qu'il soit parfaitement horizontal. On vérifie que la projection du réticule est horizontale en s'assurant qu'elle tombe exactement sur la base du niveau (on fait de même avec le bras à 270°), avec une tolérance de 0.5° si le résultat obtenue est différent de la tolérance on fait un réglage de l'affichage de l'angle du collimateur (mécanique et/ou digital) est effectué par l'ingénieur et vérifié par le physicien.

VI.1.3. Télémètre:

Pour vérifier la valeur donnée par le télémètre, en supposant connaître la distance de la source à la base du collimateur.

Il suffit de vérifier avec la tige de mesure fournit avec l'accélérateur que la valeur mesurée correspond à la valeur affichée. Avec une tolérance de ± 1.5 mm si le résultat obtenue est différent de la tolérance on fait un réglage du télémètre est demandé.

VI.1.4. Taille du champ:

Avec le bras à 0° , on place une feuille de papier millimétré à DSP100, on appelle le champ avec la fonction auto setup et on vérifie sur le papier millimétré la taille de champ ainsi que l'affichage sur l'écran de celle-ci. Avec une tolérance de 2mm, si le résultat obtenue est différent de la tolérance on fait un réglage de la taille des champs.

Lors de ce contrôle, on vérifie également sur le papier millimétré la perpendicularité des bords adjacents et le parallélisme des bords du champ. On s'assure aussi de la symétrie du champ en vérifiant que le centre du réticule correspond au centre du champ lumineux et que la distance entre le réticule et le bord du champ soit identique de part et d'autre. Avec une tolérance de 0.5° , si le résultat obtenue est différent de la tolérance un ajustement est demandé.

VI.1.5. Table

**Position* : on place une feuille de papier millimétrée à DSP 100 sur la table. On partant d'une position 0 de la table on teste la correspondance entre la valeur affichée et le déplacement réel pour tous les types de déplacement (vertical avec une tolérance de 2 mm, horizontal avec une tolérance de 5 mm et longitudinale avec une tolérance de 5 mm).

**Rotation*: on place une feuille de papier millimétrée à DSP 100 on teste la rotation de la table si elle se fait d'une manière isocentrique sur un cercle de 2mm de diamètre

Si les résultats sont différent des tolérances on fait un réglage de l'isocentrisme de la table est demandé.

VI.1.6. Mâchoires :

toujours avec le papier millimétré à DSP 100 on vérifie la correspondance entre la position programmée des mâchoires et leur position réelle. Avec une tolérance de 1 mm, si les résultats tenue est différent de la tolérance on fait le Réglage avec l'ingénieur.

VI.1.7. Coïncidence entre le champ lumineux et le champ d'irradiation:

Un film Kodak ou gafchromique placé à la DSP 100cm sur la table et sous deux plaque de PMMA pour assurer le build up. Le bras est à 0° et les bords d'un champ lumineux 20cmx20cm sont marqués. Après l'irradiation et développement, on vérifie qu'il y a une bonne correspondance entre les deux projections. Avec une tolérance de 2mm sur chaque bord si le résultat obtenue est différent de la tolérance on fait un réglage de la position du miroir du champ lumineux.

VI.1.8. Les lasers:

On centre un fantôme à l'isocentre, et on vérifie la superposition des lignes de laser avec les lignes centrale de fantôme. Avec une tolérance de 2 mm, si le résultat obtenue est différent de la tolérance on fait un réglage des lasers.

VI.2. Contrôle de qualité dosimétrique :

Les contrôles de qualité dosimétriques consistent tout d'abord en la mesure de l'output (débit de dose par UM) de l'accélérateur. Ceci se fait dans l'eau (mensuellement) à l'aide d'une chambre d'ionisation de référence locale calibrée dans un faisceau de Co-60 dans un laboratoire de dosimétrie de référence. Le facteur de calibration de dose dans l'eau ($N_{D,w}$) n'est valable que pour une chambre associée à un électromètre particulier. Dans le cas des

photons, on utilise une chambre cylindrique type Farmer et la mesure se fait à la profondeur de référence de 10cm. Dans le cas des électrons, il est préférable d'utiliser une chambre plate vu le gradient important du rendement en profondeur sur l'axe du faisceau. La mesure se fait à la profondeur de référence déterminée à partir du R50. La mesure de l'output se fait pour chaque énergie photon et électron. La dose absorbée à la profondeur de référence et à la profondeur du maximum (photons et électrons) sont calculées.

VI.2.1. Contrôle de l'output de l'accélérateur dans un fantôme :

VI.2.1.1 Etalonnage dans l'eau (dosimétrie de référence : Etape 1)

Les photons :

Les mesures sont réalisées suivant le protocole TRS398 sous des conditions de mesure suivantes :

DSP	100cm
Nombre des UM	200
Champ d'irradiation	10cm*10cm
Le bras	0°
profondeur	Z _{réf} : 10cm

Tableau II.1 : condition de référence du protocole TRS398



Figure II.8 : chambre semiflex **figure II.9 :** fantôme a eau **figure II.10 :** chambre ROOS

VI.2.1.2. Calcul de la dose pour le champ ouvert :

La dose à $z_{réf}$, $D_{w,z_{réf}}$, est calculée à partir de la mesure de l'ionisation par la formule II.6 comme suite :

$$D_{w,z_{réf}} = L * k_{t,p} * N_{Dw} * k_Q * k_{ion} * k_{pol} \quad \text{II.6}$$

Ou

L est la moyenne des lectures, $K_{t,p}$ est la correction en pression et température, N_{Dw} est le facteur d'étalonnage en dose dans l'eau de la chambre, k_Q est le facteur de correction de la qualité du faisceau pour la différence de coefficient de calibration de dose absorbée dans l'eau

entre un faisceau de Cobalt60 et un faisceau de qualité Q, k_{ion} est le facteur de correction de recombinaison, k_{pol} est le facteur de correction de polarité.

La dose à $z_{réf}$, $D_{w,zréf}$, est ramenée à la dose au maximum, par la formule II.7 :

$$D_{z_{max}} = \frac{D_{w,zréf}}{h_{z,ref}} \quad \text{II.7}$$

Electrons :

L'étalonnage des faisceaux est réalisé suivant le protocole TRS 398, en utilisant la chambre ROOS (figure II.10). Suivant les condition de mesure illustré sur le tableau II.2

DSP	100cm
Nombre des UM	100
Champ d'irradiation	10cm*10cm
Le bras	0°
profondeur	Zréf : 10cm

Tableau II.2 : condition de référence du protocole TRS398.

VI.2.1.3. Calcul de la dose :

La dose à z_{max} , $D_{w,max}$, est calculée à partir de la mesure de l'ionisation par la formule II.8 suivante :

$$D_{w,max} = L * k_{T,p} * N_{Dw,Qcross} * k_{Q,Qcross} * k_{ion} * k_{pol} \quad \text{II.8}$$

L est la moyenne des lectures, $k_{t,p}$ est la correction en pression et température

Un réglage de l'accélérateur s'impose à partir d'une déviation plus grande que 2 %.

VI.2.1.4 Dosimétrie de routine ou journalier (Le Top) :

Le protocole de mesure des TOP est identique à celui utilisé lors de la mesure de la dose dans les conditions de référence : champ 10x10, DSP = 100cm.

Permet de contrôler la stabilité de la dose délivrée par l'accélérateur, c'est –à-dire que pour un nombre d'unité moniteur, l'accélérateur délivre toujours la même dose (à 2% près).

Cette mesure est réalisée quotidiennement pour toutes les énergies de faisceau, avant le traitement des patients.

VII. Conclusion

L'impacte de la radiothérapie dans le traitement des cancers, met en œuvre des appareillages et des techniques complexes. La précision des doses à délivrer pour éviter complications ou récurrences impose un choix et un contrôle très strict des équipements.

CHAPITRE III :

Dosimétrie

In vivo.

I. 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). [Philippe, 2012]

La dosimétrie *in vivo* est une mesure s'inscrivant dans la démarche globale d'Assurance de la Qualité (AQ) d'un service de radiothérapie externe (RTE). Ce terme désigne l'ensemble des contrôles réalisés pendant le traitement, permettant d'obtenir une indication sur la dose réellement délivrée au patient.

Contrairement aux mesures périodiques réalisées sur les accélérateurs ou les TPS (AFSSAPS 2007), les mesures *in vivo* seront personnalisées à chaque patient. Il s'agit d'une vérification globale prenant en compte les étapes de préparation de traitement, la mise en place du patient ainsi que le traitement en lui-même. [Philippe, 2012]

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. Notre principal intérêt dans ce chapitre réside dans des mesures *in vivo* utilisant des semi-conducteurs (DSC). [Philippe, 2012]

II. Les erreurs de traitement en Radiothérapie Externe

Les radiations sont à la fois bénéfiques car elles contribuent au soin de maladie comme le cancer mais elles sont également potentiellement dangereuses. En radiothérapie externe les accidents restent peu nombreux mais tous les dangers ne sont pas écartés. De manière générale plusieurs éléments contribuent au risque d'erreur : le fractionnement du traitement, le nombre de professionnels impliqués, le flux de patients important qui impose un compromis permanent entre efficacité et qualité de la prise en charge, ainsi que la complexité des techniques. Le potentiel de risque en radiothérapie est fonction (Shafiq2009; IRSN 2011; Hendee 2011) :

- ❖ du choix et de la maîtrise des paramètres de traitements, cette maîtrise peut être réduite par une automatisation, des tâches et des traitements
- ❖ des transferts d'informations, informatisés comme manuels ou oraux
- ❖ de l'évolution des technologies, rapide et permanente
- ❖ du nombre parfois insuffisant des professionnels (radiothérapeutes, physiciens médicaux...)
- ❖ de l'organisation et de la communication entre les professionnels, et avec les administrations et les autorités
- ❖ des mesures d'assurance de la qualité qui sont mises en place pour réduire ces risques et limiter l'impact des incidents potentiels (ICRP 86 2000). [Philippe, 2012]

II.1. Définition d'une "erreur"

On parle d'erreur lorsque qu'une action incorrecte (non conforme à une norme) est réalisée ou qu'une action prévue n'est pas réalisée. Une erreur peut prendre naissance lors de la préparation, comme pendant la réalisation du traitement.

Dans le cadre de la dosimétrie *in vivo* et de la sécurité des traitements, on parlera d'erreur lorsque la dose prescrite sera significativement éloignée de celle planifiée, ou que le volume irradié diffère du volume prévisionnel. Les termes «incident» et "événement indésirable" sont utilisés pour décrire des déviations par rapport à ce qui était prévu potentiellement dangereuses, indépendamment des conséquences concrètes avérées. [Philippe, 2012]

III. Dosimétrie *in vivo* :

III.1. Définition :

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. [INCA, 2008]

III.2. L'objectif :

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. [INCA, 2008]

IV. La méthode standard de détermination 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.

IV.1. 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. [INCA, 2008]

IV.2. Mesure de la dose en sortie

La valeur de la dose mesurée en sortie du faisceau, sur ou en dehors de l'axe, est fonction, en plus des caractéristiques du faisceau évoquées précédemment, des données anatomiques du patient utilisées pour le calcul du nombre d'unités moniteur.

Elle permet de ce fait de valider les paramètres tels que l'épaisseur du patient et la prise en compte correcte des hétérogénéités.

Lorsque la mesure de la dose à la sortie est couplée à une mesure de la dose à l'entrée, il est alors possible de reconstituer par le calcul la dose délivrée au point de spécification et de la comparer à la dose prescrite. [INCA, 2008]

V. Les techniques de la dosimétrie *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). [INCA, 2008]

V.1. Dosimétrie *In Vivo* par radiothermoluminescence (TLD) :

Les matériaux solides radio-thermo-luminescents (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 physicochimiques, 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. [INCA, 2008]



Figure III.1 : Utilisation et mise en place de TLDs (capsules de poudre) pour la dosimétrie *in vivo* de faisceau de photons (Swinnen 2004).

V.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 2.10^{-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. [INCA, 2008]

V.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). [INCA, 2008]

V.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. [INCA, 2008]



Figure III.2 : Exemple de détecteurs MOSFET commercialisés (TN-RD-70-W, Best Medical Canada)

V.2.1. Avantage :

- Détecteur solide et sans haute tension appliquée.
- Petites dimensions (2×1 mm²) utilisables en barrette de détecteurs.
- Réponse reproductible : 2-3% (1σ).

- Possibilité de cumul de la dose.
- Réponse indépendante du débit de dose.
- Dépendance angulaire négligeable sans le capuchon.

V.2.2. 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. [INCA, 2008]

V.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*. [INCA, 2008]

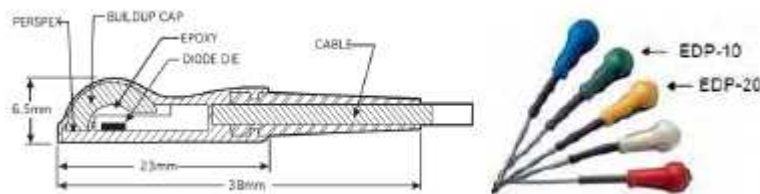


Figure III.3 : Exemple de diodes semi-conductrices hémisphériques pour faisceaux de photons (Wellhofer/Scanditronix - IBA)

V.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). [INCA, 2008]

V.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 . [INCA, 2008]

$$I = I_L + I_s - I_D \quad \text{III.1}$$

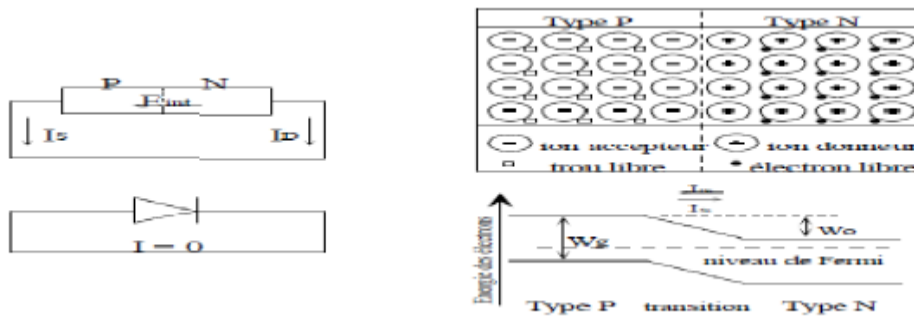


Figure III.4 : Représentation schématique

VI. Calibration Des Diodes :

Les diodes dosimétriques sont des composants électroniques à semi-conducteur caractérisés par leur sensibilité particulière aux rayonnements ionisants, les dosimètres sont choisis en fonction des rayonnements que l'on veut mesurer.

La calibration signifie la détermination des facteurs d'étalonnage de chaque diode et la détermination des facteurs de correction exigés pour calculer la dose absorbée dans différentes conditions.

VI.1. Détermination du facteur de calibration :

La calibration est effectuée par la sonde semi-conductrice munie à son capuchon d'équilibre électronique (Leunens et coll, 1990 ; Heukelom et coll, 1991 ; Van Dam et Marinello, 1994). [INCA, 2008]

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 1.5 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} , et cela pour ne pas perturber la lecture de la chambre. [INCA, 2008]

VI.1.1. Instruments de mesure requis :

Les mesures du facteur de calibration et des facteurs de correction ; détaillés par la suite sont réalisés au centre anti cancer de Messerghine en utilisant les instruments suivants et sous certaines conditions.

-La sonde semi-conductrice : T60010M

-Chambre d'ionisation : La chambre Farmer 0.6 cm³

-Electromètres :

VIVODOS E : Pour la dosimétrie in vivo par radiothérapie percutanée. Supporte jusqu'à 4 détecteurs semi conducteur.

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.

-Fantôme de plaques PMMA : Composé de 21 plaques 30*30cm à face parallèles.

VI.1.2. 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 6MV 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 et déterminer le facteur de calibration suivant l'équation:

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

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.

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

Avec: $T_0=20^\circ$ et $P_0=101,3\text{kPa}$.

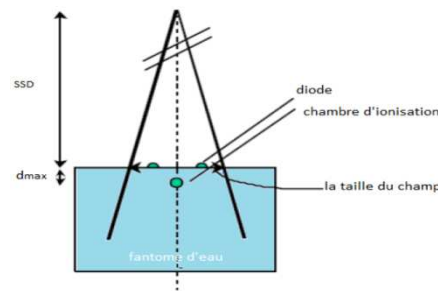


Figure III.5 : Schéma représentatif de la structure du système de mesure.

Le tableau suivant représente les valeurs de dose pour déterminer le facteur de calibration à l'entrée:

Date	Energie	$L_{(diode)}$	$L_{(chambre)}$	N_{DW}	K_{TP}	F_{cal}
23/04/2016	6MV	367,6	36,94	0,053	1,0271185	0,00547

Tableau III.1 : calcul du facteur de calibration à l'entrée.

Le tableau suivant représente les valeurs de dose pour déterminer le facteur de calibration à la sortie :

Date	Energie	$L_{(diode)}$	$L_{(chambre)}$	N_{DW}	K_{TP}	F_{cal}
23/04/2016	6MV	187,2	20,15	0,053	1,03198	0,00589

Tableau III.2 : calcul du facteur de calibration a la sortie.

VI.1.3. 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 [INCA, 2008]:

$$CF = (DE / LE) p / FE \quad \text{III.2}$$

VI.1.3.1. 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 $5*5\text{cm}^2$ à $40*40\text{cm}^2$) avec une dose de 200 UM., pour l'entrée et la sortie. [ISBN,2001]



Figure III.6 : Détermination du facteur de correction en fonction de la taille du champ.

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

$$CF_{SC} = \frac{OF_{ic}(c)}{OF_{diode}(c)} \quad \text{III.3}$$

Avec

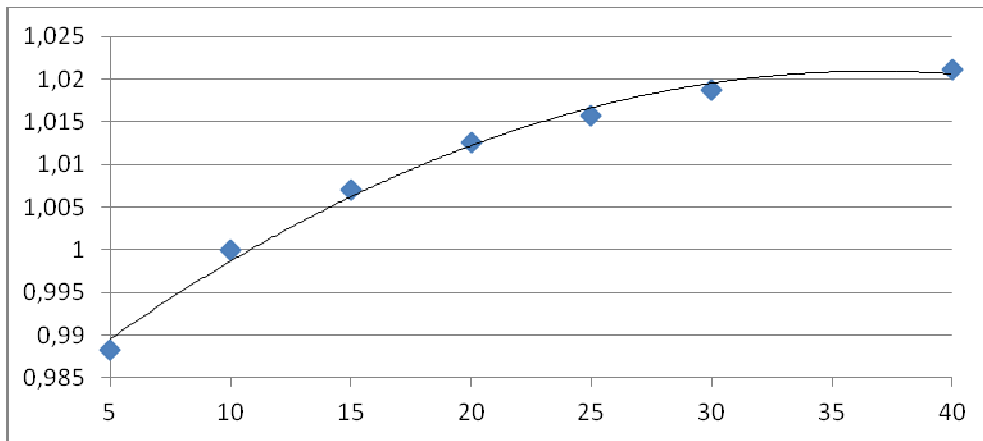
$$OF(c) = \frac{R(c)}{R(10cm)} \quad \text{III.4}$$

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.

a. Le tableau suivant représente le calcul du facteur de correction du champ à l'entrée.

Taille du champ	R _{Diode}	R _{IC}	OF _{IC}	OF _{Diode}	CF _{SC}
5	350	34.79	0.94103	0.9521	0.98835
10	367.6	36.97	1	1	1
15	376.6	38.14	1.03162	1.0245	1.00699
20	382.3	38.93	1.05302	1.04	1.01253
25	386.7	39.5	1.06843	1.052	1.01566
30	390.7	40.03	1.08277	1.0628	1.01875
40	396.3	40.7	1.10089	1.0781	1.02117

Tableau III.3 : calcul de facteur de correction du champ à l'entrée.

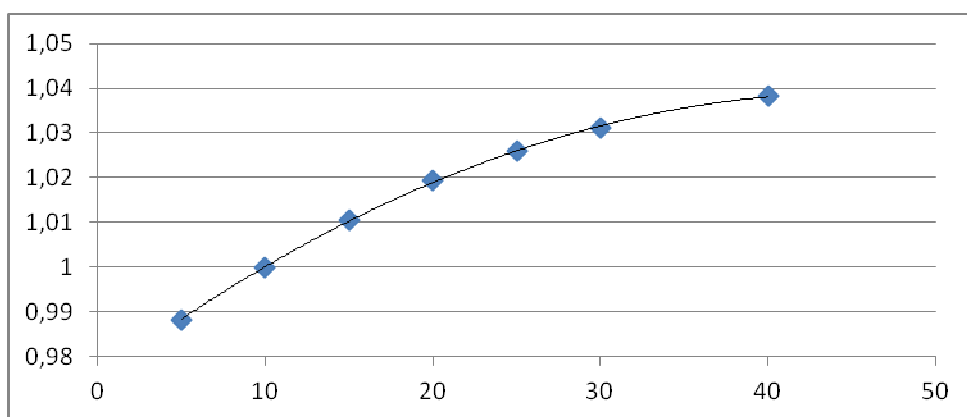


Graph III.1: La réponse de la chambre en fonction du champ à l'entrée.

b. Le tableau suivant représente le calcul du facteur de correction du champ à la sortie.

Taille du champ	R_{Diode}	R_{IC}	OF_{IC}	OF_{Diode}	CF_{SC}
5	163	17.34	0,86097	0,87119	0,98827
10	18731	20.14	1	1	1
15	202.6	22.04	1,09434	1,08284	1,01062
20	213	23.37	1,16038	1,13843	1,01928
25	220.6	24.36	1,20953	1,17905	1,02586
30	226.7	25.16	1,24926	1,21165	1,03104
40	234.6	26.22	1,30189	1,25387	1,03829

Tableau III.4: calcul de facteur de correction du champ à la sortie.



Graph III.2: La réponse de la chambre en fonction du champ à la sortie.

VI.1.3.2. 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. [ISBN,2001]



Figure III.7 : Détermination du facteur de correction en fonction de la DSP

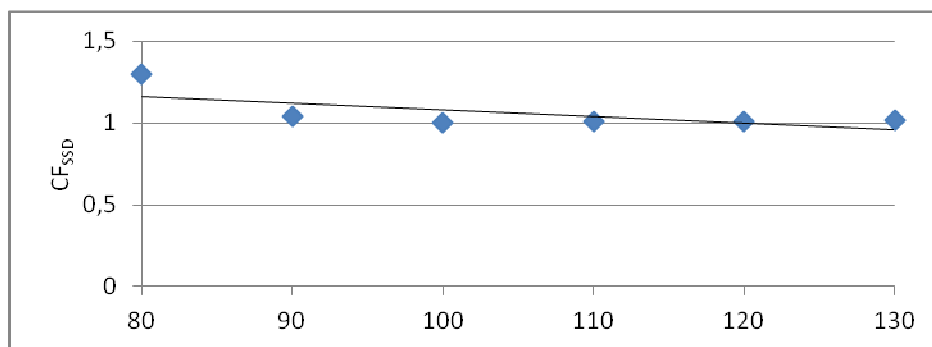
Le facteur de correction CF_{SSD} est donné par la relation suivante :

$$CF_{SSD} = \frac{\frac{R_{ic} R_{ic}(Z_{max,10 \times 10 cm^2, SSD})}{R_{ic}(Z_{max,10 \times 10 cm^2, SSD=100cm})}}{\frac{R_{diode}(Z_{max,10 \times 10 cm^2, SSD})}{R_{diode}(Z_{max,10 \times 10 cm^2, SSD=100cm})}} \quad III.5$$

a. Le tableau suivant représente le facteur de correction CF_{SSD} pour l'entrée :

DSP	R _{Diode}	R _{ic}	OF _{IC}	OF _{DIODE}	CF _{SSD}
80	439,9	57,26	1,5488234	1,1966812	1,2942657
90	435,6	45,38	1,2274817	1,1849837	1,0358638
100	367,6	36,97	1	1	1
110	302,6	30,6	0,8276981	0,8231774	1,0054919
120	254	25,83	0,6986746	0,6909684	1,0111527
130	216,1	22,09	0,5975115	0,5878672	1,0164055

Tableau III.5 : calcul du facteur de correction de la DSP a l'entrée.

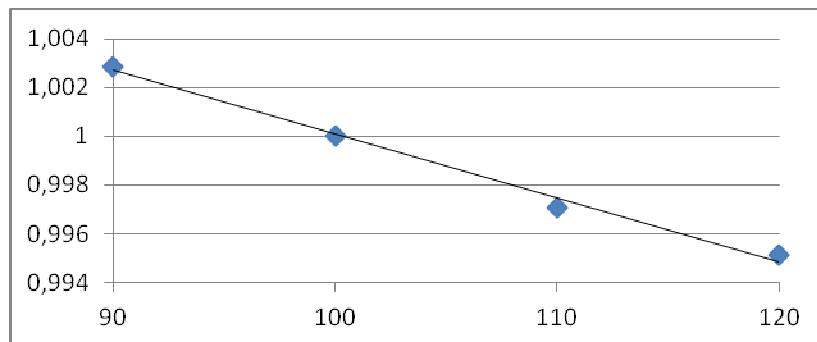


Graphes III.3 : La réponse de la chambre en fonction de la DSP a l'entrée.

b. Le tableau suivant représente Le facteur de correction CF_{SSD} pour la sortie :
On gardant les mêmes conditions de mesure on varie la DSP :

DSP	R_{Diode}	R_{ic}	OF_{IC}	OF_{DIODE}	CF_{SSD}
90	227,6	24,57	1,2199603	1,2164618	1,00288
100	187,1	20,14	1	1	1
110	157	16,85	0,8366435	0,8391235	0,99704
120	133,5	14,3	0,7100298	0,7135222	0,99511

Tableau III.6 : calcul de facteur de correction de la DSP a sortie.



Graphe III.4: La réponse de la chambre en fonction de la DSP a la sortie.

VI.1.3.3. Facteur de correction en fonction de l'angle d'incidence:

En conservant la grandeur de champ standard ($10 \times 10 \text{cm}^2$), la grandeur de DSP standard (100cm) les influences peuvent être analysées pour différents angles du bras (de -90° à 90°) pour l'entrée et (de 90° à 270°) [ISBN,2001]



Figure III.8 : Détermination du facteur de correction en fonction de l'angulation.

a. Le facteur de correction CF_{angle} pour l'entrée est donné par la relation suivante :

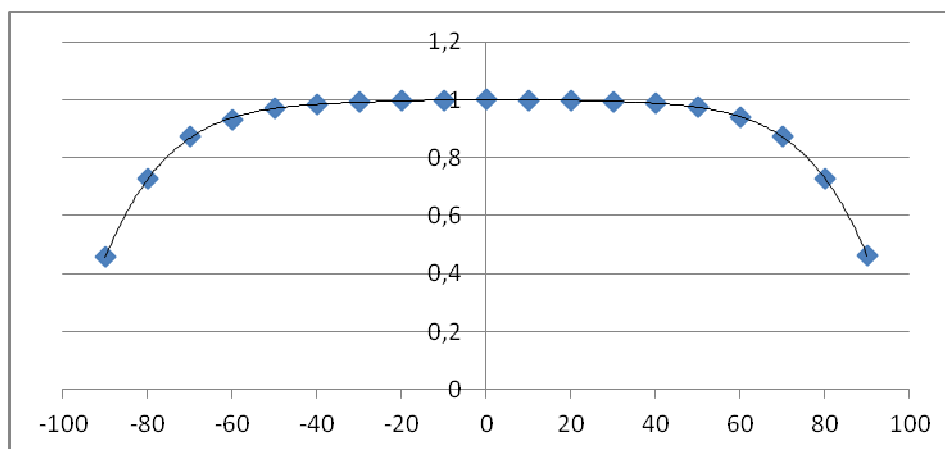
$$CF_{\text{angle}} = OF_{\text{diode}} / OF_{\text{ic}} \quad \text{III.6}$$

Avec

$$OF = R(c) / R(0^\circ) \quad \text{III.7}$$

Angle (°)	Angle (°)	M _{ic}	M _{Diode}	OF _{IC}	OF _{DIODE}	CF _{angle}
90	90	18,34	393,6	0,49877	1,08042	0,46164
80	80	28,93	394,7	0,78678	1,08344	0,72618
70	70	34,41	389,8	0,93581	1,06999	0,87459
60	60	36,13	381,2	0,98259	1,04639	0,93903
50	50	36,76	373,6	0,9997	1,02552	0,97484
40	40	36,95	370,7	1,00489	1,01756	0,98754
30	30	36,95	368,2	1,00489	1,01070	0,99425
20	20	36,88	366,2	1,00299	1,00521	0,99778
10	10	36,8	364,9	1,00081	1,0016	0,99917
0	0	36,77	364,3	1	1	1
350	-10	36,78	365	1,0002	1,00192	0,99835
340	-20	36,83	366,6	1,00163	1,00631	0,99534
330	-30	36,89	368,5	1,00326	1,0115	0,99182
320	-40	36,87	370,6	1,00271	1,01729	0,98567
310	-50	36,65	374	0,99673	1,02662	0,97088
300	-60	35,99	382,7	0,97878	1,05050	0,93172
290	-70	34,28	389,5	0,93228	1,06917	0,87196
280	-80	28,88	393,4	0,78542	1,07987	0,72732
270	-90	18,2	395,2	0,49496	1,08482	0,456268

Tableau III.7 : calcul de facteur de correction de l'angulation a l'entrée.



Graph III.5 : La réponse de la chambre en fonction de l'angulation a l'entrée.

b. Le facteur de correction CF_{angle} pour a sortie est donné par la relation suivante :

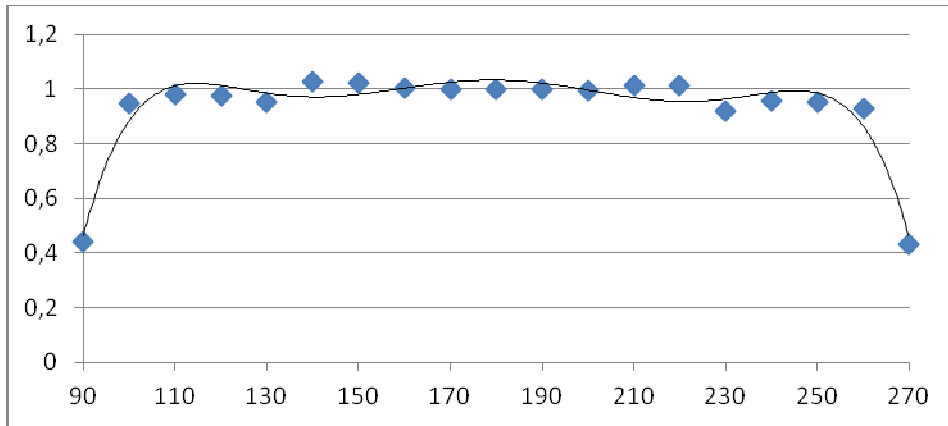
$$CF_{\text{angle}} = OF_{\text{diode}} / OF_{\text{ic}} \quad \text{III.8}$$

Avec

$$OF = R(c) / R(180^\circ) \quad \text{III.9}$$

Angle (°)	Angle (°)	M_{ic}	M_{Diode}	OF_{IC}	OF_{DIODE}	CF_{angle}
180	180	20,17	189,7	1	1	1
190	190	19,88	187,6	0,98562	0,98893	0,99666
200	200	19,01	179,5	0,94248	0,94623	0,99605
210	210	17,46	162,1	0,86564	0,85451	1,01303
220	220	15,2	141,3	0,75359	0,74486	1,01173
230	230	15,22	155,5	0,75458	0,81972	0,92055
240	240	17,48	171,5	0,86663	0,90406	0,9586
250	250	18,43	182,2	0,91373	0,96046	0,95135
260	260	18,67	189,2	0,92563	0,99736	0,92808
270	270	18,17	393,9	0,90084	2,07644	0,43384
170	170	19,87	187,1	0,98512	0,98629	0,99882
160	160	19	178,3	0,94199	0,93991	1,00222
150	150	17,49	160,9	0,86712	0,84818	1,02234
140	140	15,27	139,9	0,75706	0,73748	1,02656
130	130	15,01	148,2	0,74417	0,78123	0,95256
120	120	17,5	168,7	0,86762	0,8893	0,97563
110	110	18,68	179,1	0,92612	0,94412	0,98094
100	100	18,91	187,7	0,937531	0,98946	0,94752
90	90	18,35	392,4	0,909767	2,06853	0,43981

Tableau III.8: calcul de facteur de correction de l'angulation a la sortie.



Graph III.6: La réponse de la chambre en fonction de l'angulation a la sortie.

VI.1.3.5. Facteur de correction en fonction des MLC :

En conservant la grandeur de DSP standard (100cm), la grandeur de champ est modifiée (de 5*5cm² à 40*40cm²) avec une dose de 200 UM., pour l'entrée et la sortie. [ISBN,2001]

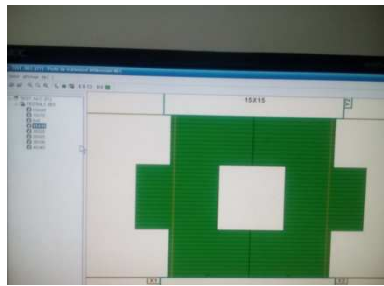


Figure III.9 : Détermination du facteur de correction en fonction des MLC.

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

$$CF_{MLC} = \frac{OF_{ic}(c)}{OF_{diode}(c)} \quad \text{III.10}$$

Avec

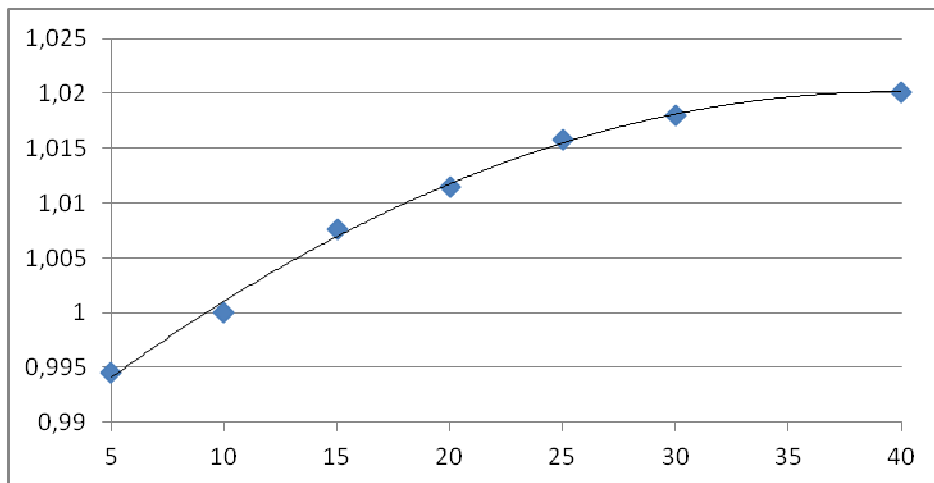
$$OF(c) = \frac{R(c)}{R(10cm)} \quad \text{III.11}$$

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.

a. Le facteur de correction CF_{MLC} pour l'entrée est donné par la relation suivante :

Taille du Champ	M_{Diode}	M_{ic}	OF_{IC}	OF_{DIODE}	CF_{MLC}
5	371,4	37,18	0,9684814	0,9737808	0,9945579
10	381,4	38,39	1	1	1
15	387,8	39,33	1,0244855	1,0167803	1,0075781
20	392	39,91	1,0395936	1,0277923	1,0114822
25	395,5	40,44	1,0533993	1,0369691	1,0158445
30	396,9	40,67	1,0593905	1,0406397	1,0180185
40	396	40,66	1,05913	1,03828	1,0200813

Tableau III.9 : calcul de facteur de correction des MLC a l'entrée.

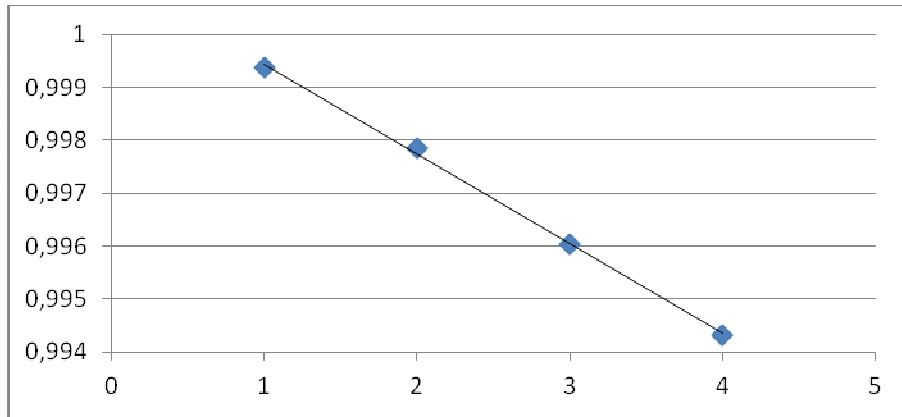


Graphé III.7 : La réponse de la chambre en fonction des MLC.

b. Le tableau suivant représente calcul de facteur des MLC a la sortie.

Taille du Champ	M_{Diode}	M_{ic}	OF_{IC}	OF_{DIODE}	CF_{MLC}
5	175,1	18,85	0,8971918	0,9011837	0,99557
10	194,3	21,01	1	1	1
15	209,2	22,88	1,0890052	1,0766855	1,01144
20	218	24	1,1423132	1,1219763	1,01813
25	225,7	25,02	1,1908615	1,1616058	1,02519
30	229,8	25,59	1,2179914	1,1827072	1,02983
40	234,5	26,23	1,2484531	1,2068966	1,03443

Tableau III.10 : calcul de facteur de correction du champ a la sortie.

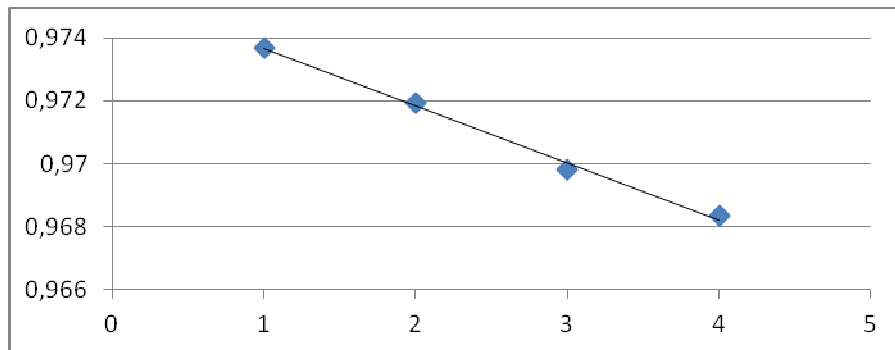


Graph III.9 : La réponse de la chambre en fonction du filtre en coin a l'entrée.

b. Le tableau suivant représente calcul de facteur du filtre en coin a la sortie.

Wedge	M _{ic}	M _{Diode}	OF _{IC}	OF _{DIODE}	CF _{wedge}
15°	14,6	139,3	0,7249255	0,7445216	0,97368
30°	11,55	110,4	0,5734856	0,5900588	0,97191
45°	10,34	99,05	0,5134062	0,529396	0,9698
60°	8,66	83,08	0,4299901	0,4440406	0,96836

Tableau III.12 : calcul de facteur de correction du filtre en coin a la sortie.



Graph III.10: La réponse de la chambre en fonction du filtre en coin a la sortie.

VI.1.3.7. Facteur de correction en fonction de filtre en coin dynamique:

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 10°, 15°, 20°, 25°, 30°, 45°, 60°). [ISBN,2001]

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

$$CF_{wedge} = \frac{transmission(w,10*10cm^2,Z_{max})_{ic}}{transmission(w,10*10cm^2)_{diode}}$$

III.14

Transmission = R(w) avec wedge / R(w) sans wedge

III.15

Avec la lecture sans wedge a l'entrée :

Open_(ic) 36,97

Open_(Diode) 367,6

Et pour la sortie :

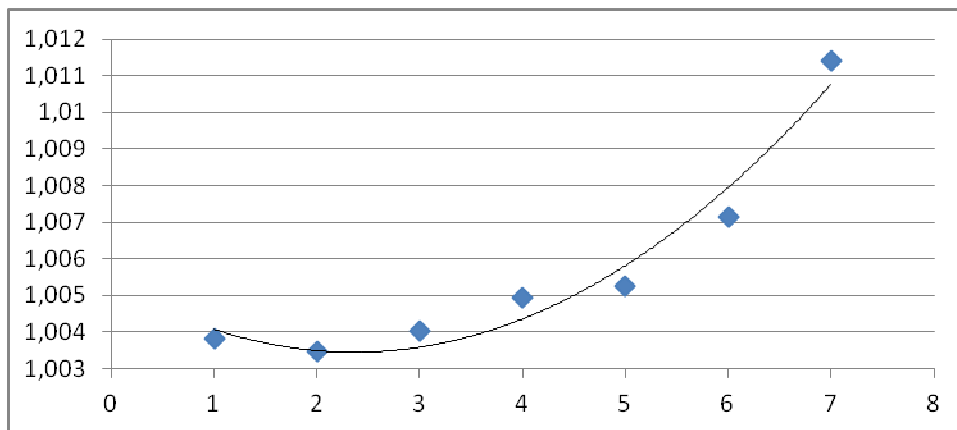
Open_(ic) 20,14

Open_(Diode) 187,1

a. Le tableau suivant représente calcul de facteur du filtre en coin a l'entrée.

Wedge	M _{ic}	M _{Diode}	OF _{IC}	OF _{DIODE}	CF _{EDW}
10°	34,85	345,2	0,9426562	0,9390642	1,0038251
15°	33,97	336,6	0,9188531	0,9156692	1,0034771
20°	33,08	327,6	0,8947796	0,8911861	1,0040322
25°	32,2	318,6	0,8709765	0,8667029	1,0049308
30°	31,3	309,6	0,8466324	0,8422198	1,0052393
45°	28,29	279,3	0,765215	0,7597933	1,0071359
60°	24,28	238,7	0,6567487	0,6493471	1,0113985

Tableau III.13 : calcul de facteur de correction du filtre en coin a l'entrée.

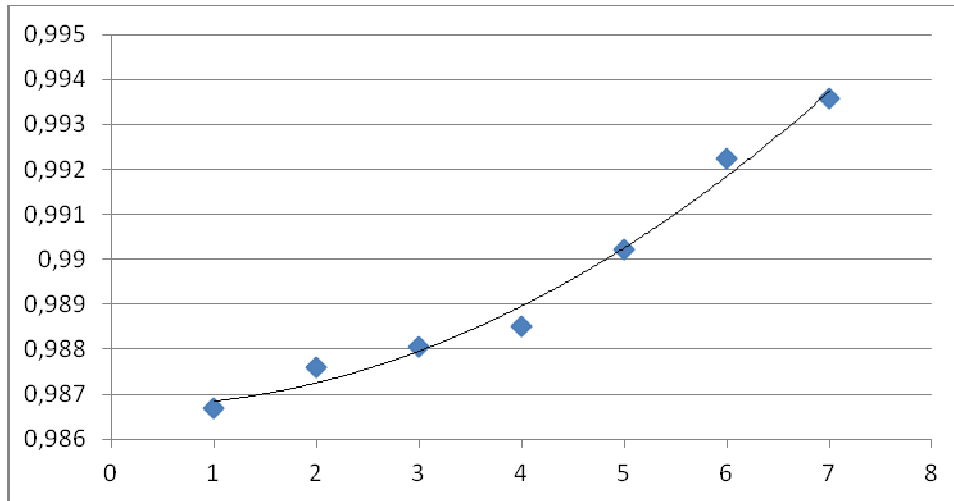


Graphe III.11 : La réponse de la chambre en fonction du filtre en coin a l'entrée.

b. Le tableau suivant représente calcul de facteur du filtre en coin a la sortie.

Wedge	M _{ic}	M _{Diode}	OF _{IC}	OF _{DIODE}	CF _{EDW}
10°	19,16	180,4	0,9513406	0,9641903	0,98667
15°	18,71	176	0,928997	0,9406734	0,98759
20°	18,24	171,5	0,9056604	0,9166221	0,98804
25°	17,77	167	0,8823237	0,8925708	0,98852
30°	17,31	162,4	0,8594836	0,867985	0,99021
45°	15,69	146,9	0,7790467	0,7851416	0,99224
60°	13,54	126,6	0,6722939	0,6766435	0,99357

Tableau III.14 : calcul de facteur de correction du filtre en coin a la sortie.



Graph III.12: La réponse de la chambre en fonction du filtre en coin a la sortie.

VI.1.3.8. Facteur de correction en fonction de l'épaisseur :

En conservant la grandeur de DSP standard (100cm), et la taille du champ 10*10 cm² avec une dose de 200 UM., on varie l'épaisseur des plaques PMMA de 10cm-24cm. [ISBN,2001]

Le facteur de correction de l'épaisseur est donné par la relation suivante :

$$CF_{th} = \frac{OF_{IC}(c)}{OF_{diode}(c)} \quad \text{III.16}$$

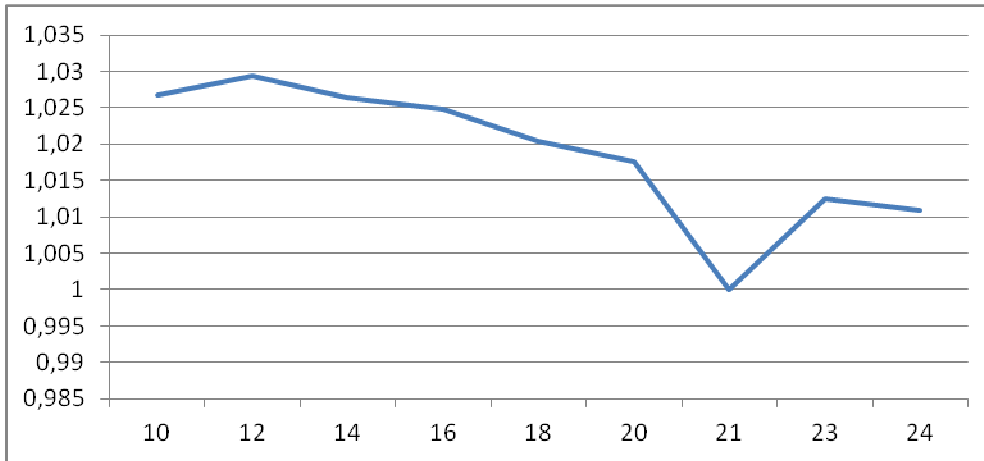
Avec

$$OF(c) = \frac{R(c)}{R(21cm)} \quad \text{III.17}$$

Le tableau suivant représente calcul de facteur de l'épaisseur après normalisation:

thickness	M _{ic}	M _{Diode}	OF _{IC}	OF _{DIODE}	CF _{angle}
10	31,81	291,4	1,5770947	1,5361096	1,02668
12	29,4	268,6	1,4576103	1,4159199	1,02944
14	27,13	248,6	1,3450669	1,3104902	1,02638
16	25,02	229,6	1,2404561	1,2103321	1,02489
18	22,98	211,8	1,1393158	1,1164997	1,02044
20	21,11	195,1	1,0466039	1,028466	1,01764
21	20,17	189,7	1	1	1
23	18,57	172,5	0,9206743	0,9093305	1,01247
24	17,81	165,7	0,8829945	0,8734844	1,01089

Tableau III.15 : calcul de facteur de correction de l'épaisseur.



Graph III.13: La réponse de la chambre en fonction de l'épaisseur

V. Les tests de vérification de la diode :

Tolérances

- $\pm 3\% < Dm/Dc \leq \pm 5\%$: 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. [INCA, 2008]

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 :

T=22.60 P=101.3Pa
 Fs=10*10cm² 200UM SSD=100cm

Recherche du carré équivalent du champ :

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

$$C_{\text{équi}} = (a*b)*2 / (a+b) \quad \text{III.18}$$

Pour le calcul de la dose à la sortie, nous devons passer par le rendement en profondeur calculé par le TPS, afin de déterminer la dose de sortie de chaque faisceau du Postérieur, et des deux obliques, à partir de l'épaisseur.

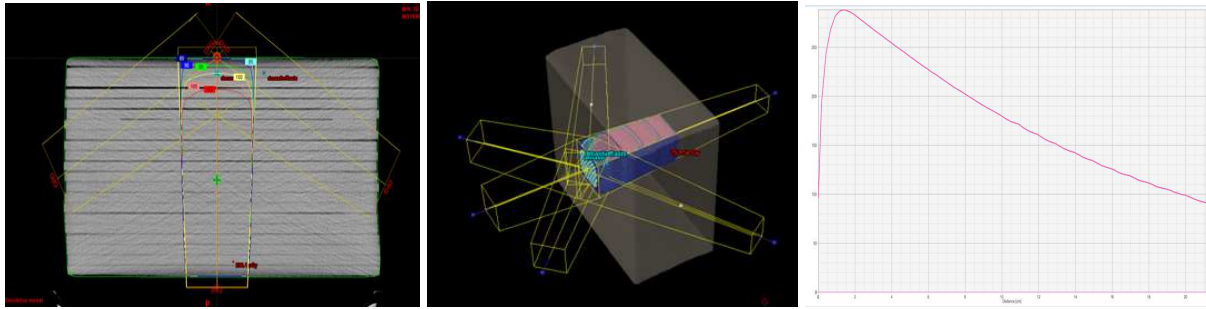


Figure III.10 : La simulation des plaque et les introduire dans le TPS.

Après avoir déterminé les facteurs de calibrations et les facteurs de corrections nous procédons à la vérification de la dosimétrie in vivo sur fantôme en plaques de plexiglace.

Nous travaillons à DSP100 cm et nous délivrons 1Gy à la profondeur Z_{max} et on calcule la dose par la relation suivante :

$$D = L_{(\text{diode})} * F_{\text{cal}} * \pi CF$$

Le tableau suivant résume le calcul de dose mesurée à l'entrée et la sortie de chaque champ comparé avec celle calculé par TPS.

	L_d	angle	champ	ep	F_{cal}	CF_{FS}	CF_{SSD}	CF_{MLC}	CF_{angle}	CF_{wedge}	CF_{thi}	CF_{EDW}	$D_{\text{s(Diode)}}$	$D_{\text{e(TPS)}}$	Ds	R	Tolé
Ant	182,1	0	10*10		0,0055	1	1	1	1	1	1	1	0,996	1		-0,4%	5%
Post	167,5	180	10*10	21	0,0059	1	1	1	1	1	1	1	0,986	1	0,98	0,7%	5%
Opd	194,3	240	10*10	22,2	0,0059	1	1	1	0,959	1	1,0092	1	1,107	1	1,105	0,2%	5%
Opg	188,2	120	10*10	22,6	0,0059	1	1	1	0,976	1	1,0043	1	1,086	1	1,092	-0,5%	5%
Oag	185,7	45	10*10		0,0055	1	1	1	0,981	1	1	1	0,996	1		-0,3%	5%
Oad	187,8	340	10*10		0,0055	1	1	1	0,995	1	1	1	1,022	1		2,2%	5%

Tableau III.15 : Tests de vérification de la diode

Les résultats montrent une bonne concordance avec une erreur comprise entre -0.5% et 2.2%, ceci nous permet d'avancer dans les calculs et d'appliquer le modèle que nous utilisons pour la dosimétrie in vivo.

CHAPITRE IV :

*Application de la DIV
dans le cancer du
nasopharynx.*

I. Introduction :

Le cancer du nasopharynx(CNP) est connu depuis des millénaires. Suspecté 3000 ans avant J.C sur des momies égyptiennes, il est le premier cancer des voies aéro-digestives supérieures (VADS) dans nos régions, avec 1500 à 2000 nouveaux cas par an. Il est le 9^{ème} cancer en Algérie. Contrairement aux autres cancers des (VADS), il touche les patients jeunes souvent non alcoolo tabagiques, ils a une relation particulière avec le Verus d'Epstein-Barr (EBV).

II. Anatomie du nasopharynx :

Le nasopharynx encore appelé épipharynx ou rhinopharynx ou cavum ou arrière cavité de fosses nasales constitue l'étage supérieur du pharynx qui est exclusivement aérien. Il s'agit d'un conduit musculo-membraneux vertical situé sous la base du crâne, en avant des première vertèbres cervicales, communiquant en avant avec les cavités nasales par les choanes, latéralement avec les oreilles moyennes par les trompes auditives et se continue en bas par l'oropharynx.).

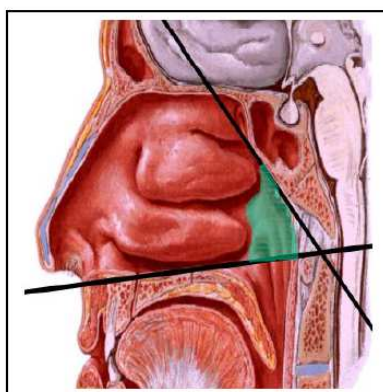


Figure IV.1 : situation du cavum, coupe sagittale du pharynx.

III. Cancer du nasopharynx :

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'alcoolo-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. [MADOURI, 2012]

III.1. classification TNM dans le cancer du nasopharynx :

✓ Tumeur primitive

Tis Carcinome in situ

T1 Tumeur confinée au nasopharynx, ou étendue à l'oropharynx et/ou à la cavité nasale sans extension parapharyngée

T2 Extension tumorale parapharyngée (infiltration postéro-latérale)

T3 Envahissement des structures osseuses de la base du crâne et/ou des sinus paranasaux.

T4 Tumeur avec extension intracrânienne et/ou atteinte des nerfs crâniens, de la fosse infra-temporale, de l'hypopharynx ou de l'orbite.

✓ Adénopathies cervicales

N0 Pas d'adénopathie régionale métastatique.

N1 Métastase(s) ganglionnaire(s) **unilatérale unique ou multiples ≤ 6 cm** dans sa plus grande dimension, au-dessus du creux sus-claviculaire (NB : les adénopathies situées sur la ligne médiane sont considérées comme homolatérales) **et/ou adénopathies rétro-pharyngées uni ou bilatérales ≤ 6 cm.**

N2 Métastase ganglionnaire **bilatérale ≤ 6 cm**, au-dessus des creux sus-claviculaires.

N3 Adénopathie(s) métastatique(s) :

N3a > 6 cm.

N3b extension au creux sus-claviculaire.

✓ Métastases à distance

M0 Pas de métastases à distance.

M1 Présence de métastase(s) à distance.

III.2. stades du cancer du nasopharynx :

Stade 0 : Tis – N0 – M0

Stade I : T1 – N0 – M0

Stade II : T1 – N1 – M0 T2 – N0/N1 – M0

Stade III : T1/T2 – N2 – M0 T3 – N0/N1/N2 – M0

Stade IVA : T4 – N0/N1/N2 – M0

Stade IVB : Tous T – N3 – M0

Stade IVC : Tous T – Tous N – M1

III.3. Complication de la radiothérapie :

1. *Toxicité aigue :* la toxicité aigue survient dans les premières semaines de la radiothérapie, et peut durer plusieurs semaines après la fin de l'irradiation. Les effets secondaires aigus pendant l'irradiation sont constants, mais leur intensité et leur durée varient selon la dose et la proportion de volume de l'organe concerné par l'irradiation.
2. *Radiomucite :* la radiomucite débute, généralement au-delà de 10Gy.
3. *Radiodermite.*
4. *Perte de goût.*
5. *Effets secondaires tardifs :* les séquelles tardives surviennent dans les mois et les années qui suivent la fin de la radiothérapie. Des phénomènes de dévascularisation sont mis en cause, conduisant à un risque de nécrose des tissus irradiés. Elles sont majorées par l'hypofractionnement, c'est-à-dire des doses par séances supérieures à 2Gy.
6. *Les effets à long terme sont dominés par :*

Les fibroses /sclérose cervicale gardée selon (RTOG) et observé dans 30% des cas, probablement plus important chez l'enfant, secondaire aux doses élevées de radiothérapie administrées (>70 Gy), et accentuée par l'association à une chimiothérapie. L'hyposialie est présente dans plus de (80%) des cas, rarement sévère (25%) est en rapport avec l'irradiation des parotides, source de plus de 50% du flux salivaire.

Des caries dentaires, prévenues par l'utilisation régulière et systématique à vie des gouttières fluorées.

Une obstruction nasale chronique par rhinite croûteuse, motivant la prescription de gouttes nasales ou sérum physiologique en instillations nasales.

L'ostéoradionécrose touche 2.7% des patients selon Cheng et al.

L'hypoacousie par otite sérieuse secondaire à la fibrose obstructive de la trompe d'Eustache est observée dans plus de 60% des cas.

Le trismus secondaire à la fibrose musculaire ou de l'articulation temporomandibulaire survient dans les 3 ans après traitement et peut être sévère et serré dans moins de 20% des cas.

La radionécrose cérébrale, affectant le plus souvent la région frontotemporale et concernant moins de 1% des patients.

Chez les patients traités dans l'enfance peuvent s'observer des troubles localisés de croissance osseuse des os de la face. les troubles les plus fréquents sont représentés par une dysmorphie craniofaciale secondaire aux défauts de croissance osseuse associant une hypotrophie du menton et des maxillaires et un petit cou. [MADOURI, 2012]



Figure IV.2 : effets secondaire de la radiothérapie (xérostomie, caries dentaires).

IV. Traitements :

Du fait de l'impossibilité d'obtenir une résection carcinologiquement satisfaisante de ces tumeurs proches de la base du crâne, la radiothérapie est la principale modalité thérapeutique en raison de la grande radiosensibilité des carcinomes du nasopharynx ce qui permet un taux de contrôle locorégional satisfaisant amélioré récemment par l'association à la chimiothérapie concomitante pour les lésions avec atteinte ganglionnaire. la technique utilisée récemment dans le traitement des cancers est la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité, il s'agit d'une modulation volontaire de la dose dans l'espace, faisceau par faisceau, pour contrôler celle-ci en chaque point du patient, elle est intimement liée à la radiothérapie de conformation.

Cette modulation peut être statique, faisant alors appel à des filtres en coin (modulation en 1 dimension), ou à des compensateurs (modulation en 2 dimensions). avec les accélérateurs moderne, une modulation dynamique peut être réalisée en superposant plusieurs formes de faisceaux pendant une séance inique, celle-ci ayant été calculées afin d'obtenir la déformation des isodoses recherchées. [MADOURI, 2012]

Cette technique a pour but d'optimiser la dose délivrée dans le volume tumoral tout en limitant en maximum la dose aux tissus sains.

IV.1. Application de la technique monoisocentrique dans le cancer du cavum :

Consiste à réunir tout les faisceaux autour d'un point unique (point de jonction de tous les champs).elle permet d'obtenir une meilleure répartition de la dose au volume cible est au niveau des jonctions en épargnant au maximum les tissus sains avoisinants, elle permet aussi de maîtriser les jonctions et d'autoriser le positionnement unique pour tous les champs de traitement dans le cancer des VADS, et d'améliorer la reproductibilité des faisceaux ainsi l'homogénéité d'irradiation.

IV.2. Comparaison entre les techniques d'irradiation dans le cancer du nasopharynx :

Quelque soit l'indication de la radiothérapie, la technique d'irradiation de base est la même, seuls variant les volumes cibles traités ainsi que les doses délivrées, le problème essentiel étant de minimiser les séquelles et les complications par une technique rigoureuse en respectant les organes critiques.

Deux principales techniques sont possibles suivant les équipements :

- *L'ancienne technique* consiste en un traitement par deux faisceaux latéraux opposés ; une réduction successive et un champ antérieur sus claviculaire, dont les limites sont déterminées par rapport à des repères cliniques et osseux (2D).

Les deux faisceaux latéraux opposés ; délivrent 40 Gy pour la partie cervicale et le faisceau sus-claviculaire délivre 50 gy, l'étape suivante consiste à booster 10 Gy au champ cervicale réduit pour atteindre 50 Gy (en protégeant le canal médullaire), le complément de dose postérieure est donné par les faisceaux spinaux en électrons, ces derniers ne sont pas centrés sur le mono-iso centre ils sont traités en SSD= 105-110, cet éloignement est nécessaire pour éviter le contact entre l'applicateur des électrons et les épaules. Les faisceaux spinaux sont optimisés pour être en jonction parfaite avec la partie postérieure du faisceau cervical réduit et la partie supérieure du faisceau sus-claviculaire.

Le complément de dose du PTV2 (CTV avec une marge de ..) est traité avec des faisceaux obliques ou avec les latéraux protégeant le canal médullaire centrés sur le mono-iso centre pour atteindre 54GY, en finalisant avec le traitement du PTV3 (GTV avec une marge de ...) pour atteindre 66Gy. Le traitement du PTV4 (GTVn avec une marge ...) se fait avec un faisceau électrons donnant 10-16 Gy pour atteindre 60- 66 Gy (cela dépend de la taille du GTVn et du stade du cancer).

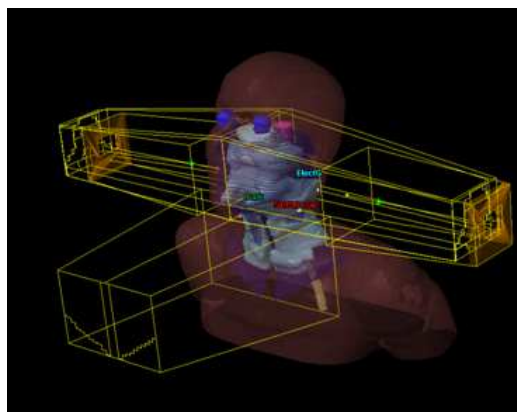


Figure IV.3 : l'ancienne technique.

- *La nouvelle technique* (appelée technique 5 faisceaux) diffère de la première technique seulement dans la balistique de l'irradiation du PTV1 (CTVt+CTVn). Comme son nom l'indique le traitement du PTV1 se fait par 5 faisceaux, 2 latéraux, 1 postérieur, et 2 obliques postérieurs.

Ces derniers sont centrés sur le mono-isocentre en délivrant 50Gy au PTV₁ avec rotation de la table pour les 2 latéraux afin d'éviter le contact avec les épaules (protégeant la moelle, et le tronc).

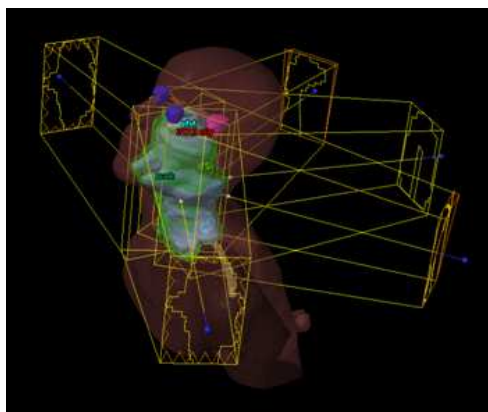


Figure IV.4 : la technique 5 faisceaux.

L'objectif de cette partie du travail est de comparer les deux techniques monoisocentrique dans le traitement du cavum, pour cela nous prenons deux modèles, il s'agit de deux patients atteints d'un cancer du cavum et traités au centre de radiothérapie de Messreguine ORAN avec la technique 5 faisceaux.

Le tableau ci-dessous illustre cette comparaison, il regroupe les différents organes à risque considérés dans le traitement du cavum ainsi que les différents volumes cibles (PTV, GTV CTV), et les doses de tolérances définies par RTOG.

Le principal but de la dosimétrie consiste à avoir une optimisation meilleure sur les volumes cible en épargnant les organes à risque. En effet le physicien vérifie la distribution de

dose au niveau des volumes cibles PTV défini par le médecin ainsi que les doses de tolérance de chaque organes à risque.

Concernant les volumes cibles, la formule $V_{100} > 95\%$ doit être vérifiée pour les quatre volumes du PTV (PTV₁(50Gy), PTV₂(54Gy), PTV₃(66Gy), PTV₄(66Gy)).

OAR	Technique 5 faisceaux		Ancienne technique		Dose de tolérance (Gy)
	P ₁	P ₂	P ₁	P ₂	
La moelle	43.36	42.02	45.11	43.33	D _{max} <45 Gy
Tronc cérébral	54.71	54.55	52.79	49.68	D _{max} <55 Gy
	5.20	52.08	5.14	47.32	1% de volume <64Gy
Cristallin Gh	2.61	5.40	1.93	3.89	D _{max} <5 Gy
Cristallin Dt	3.10	6.64	2.96	4.33	D _{max} <5 Gy
Œil Gh	10.44	18.12	4.71	8.32	D _{max} <50 Gy
	3.06	4.70	2.28	3.36	D _{moy} <35Gy
Œil Dt	11.18	28.44	10.93	15.78	D _{max} <50 Gy
	3.84	5.77	2.7	4.16	D _{moy} <35Gy
Nerf optique Gh	5.57	31.29	6.69	22.4	D _{max} <45 Gy
	5.33	30.03	6.25	20.70	1% de volume <60Gy
Nerf optique Dt	9.24	40.43	14.43	33.82	D _{max} <45 Gy
	8.15	38.92	3.54	32.17	1% de volume <60Gy
Chiasma	10.58	49.69	29.63	50.96	D _{max} <54 Gy
Hypophyse	48.42	52.05	52.72	51.23	D _{max} <
Larynx	61.87	62.35	58.93	34.66	D _{max} <45 Gy
Thyroïde	53.89	/	53.20		D _{max} <60-65
ATM Gh	68.05	/	72.04		D _{max} <65
ATM Dt	68.01	/	70.75		D _{max} <65
Parotide Gh	67.53	69.63	72.28	71.79	D _{max} <60 Gy
	5.56	63.10	6.19	66.38	50% du volume <30Gy
	52.61	58.42	54.96	63.21	Volume <20cc 20Gy
Parotide Dt	68.97	69.24	70.57	70.40	D _{max} <60 Gy
	5.93	60.31	6.18	3.81	50% du volume <30Gy
	53.96	48.23	55.89	54.3	Volume <20cc 20Gy

Tableau IV.1 : comparaison de la dose reçue par les OAR des deux patients dans les deux techniques avec les doses de tolérances.

OAR	Technique 5 faisceaux		Ancienne technique	
	P ₁	P ₂	P ₁	P ₂
PTV ₅₀	D _{max} =71.06 47.54Gy du volume couvre 88%	D _{max} =70.92 47.54Gy du volume couvre 94.39%	D _{max} =71.34 47.54Gy du volume couvre 91.3%	D _{max} =73.41 47.54Gy du volume couvre 89.5%
PTV ₅₄	D _{max} =71.04 51.34Gy du volume couvre 99.3%	D _{max} =70.90 51.34Gy du volume couvre 98.17%	D _{max} =70.60 51.34Gy du volume couvre 100%	D _{max} =73.41 51.34Gy du volume couvre 95.9%
PTV ₆₆	D _{max} =70.30 62.74Gy du volume couvre 99.3%	D _{max} =70.51 62.74Gy du volume couvre 95.67%	D _{max} =69.48 62.74Gy du volume couvre 99.9%	D _{max} =73.11 62.74Gy du volume couvre 86.28%
PTV _{66n}	D _{max} =69.54 62.74Gy du volume couvre 87.1%	D _{max} =70.21 62.74Gy du volume couvre 79%	D _{max} =66.53 62.74Gy du volume couvre 74.5%	D _{max} =73.43 62.74Gy du volume couvre 54.85%

Tableau IV.2 : comparaison de la distribution de dose dans les volumes cibles des deux patients dans les deux techniques.

D'après les deux tableaux, on constate que la nouvelle technique permet d'avoir une meilleure distribution de dose dans les trois volumes (PTV_{1,2,3}).

La couverture de dose est pratiquement identique pour les deux techniques ,elle est meilleure avec la nouvelle technique au niveau du PTV_{2,3} vu que le volume 100% couvre entre (99.3-95%) de dose, d'un autre coté la comparaison montre également que la dose maximale est faible avec la nouvelle technique, elle ne dépasse pas 107-108% de dose (70.3Gy-71.06Gy) par contre qu'avec l'ancienne technique le point chaud est de 73.41 Gy(110%), ce qui est intolérable dans le traitement du cancer cavum.

Cette comparaison s'applique également sur le PTV₄ puisqu'avec la technique 5 faisceaux la couverture se situe entre 87-79% par contre qu'avec l'ancienne 74.5-54% avec un point chaud qui dépasse les 110% (73.43Gy).

En ce qui concerne les organes à risque dans le traitement du cancer du cavum quelque soit la technique d'irradiation choisie, les doses de tolérance du tissu nerveux ne doivent pas

dépasser 45 Gy pour la moelle et 55Gy pour le tronc. De même l'irradiation des conduits auditifs(ATM) des glandes salivaires (parotide droit et gauche) et de la mandibule doit être minimisée.

En effet d'après notre présente étude, nous relevons qu'effectivement la dose max de la moelle ne dépasse pas les 45Gy avec la technique 5 faisceaux, également la dose de tolérance au niveau du tronc est respectée (.....<55Gy).

L'avantage majeure de l'ancienne technique est qu'elle permet des doses faibles au niveau du larynx et des globes oculaires (œil et cristallin), ce qui n'est pas le cas avec la technique 5 faisceaux.

V. Application de la dosimétrie in vivo sur patient :

Après avoir vérifié le calcul de la dosimétrie in vivo sur fantôme, nous avons réalisé une étude sur la repense de la dosimétrie in vivo par semi-conducteur en fonction des différents paramètres (taille du champ, MLC, DSP, bras, filtre en coin, épaisseur) sur patient.

Les mesures ont été réalisées sur trois différents patients atteint du cancer du cavum qui ont suivi leur traitement au service de la radiothérapie externe Mesreghin Oran.

Nous avons procédé à la collecte des mesures, on utilise une diode semi-conductrice (placer à l'isocentre) et un électromètre UNIDOS pour la lecture de la charge collectée.

En suivant la même procédure de calculs citée dans le chapitre trois, nous calculons les différents facteurs de correction selon les paramètres de chaque faisceaux (bras, taille du champ, MLC, DSP, filtre en coin, épaisseur) pour chaque patient.

Les tableaux ci-dessous montrent les mesures réalisées sur les trois patients :

P1	C.E	bras	dsp	filtre	mlc	ep	P	D _{tps}	F _{cal}	CFs	CFmlc	CFbra	CFdsp	CF _{filtre}	CFep	L	D	R
opd	15,6	220	92,1	EDW30OUT	11	12,3	13,5	0,27	0,0058	1,011	1,0024	1,0117	1,0022	0,99	1,0289	28	0,172	36%
Opg	15,2	140	92,5	EDW30OUT	11,1	11,2	13,2	0,26	0,0058	1,011	1,0027	1,0265	1,0021	0,99	1,0284	26,2	0,164	37%
Post	17,8	183	92		15,6	12,8	14,7	0,29	0,0058	1,015	1,0123	0,9989	1,0022	1	1,0281	7,64	0,047	83%
LatDT	16,4	282	96,1		13,6		29,3	0,58	0,0054	1,008	1,006	0,736	1,002	1	1	150,4	0,615	5%
LatGh	16,9	78	94,8		13,5		29,3	0,58	0,0054	1,009	1,0055	0,7558	1,0184	1	1	141,7	0,605	3%

Tableau IV.3 : comparaison entre la dose mesurée et la dose calculée par le TPS pour le patient P1

Avec :

P1: patient1, **P2:**patient2, **P3:**patient3, **C.E:** taille du champ équivalent, **ep:** épaisseur,

L:lecture de la diode, **D_{tps} :** dose calculé par le tps, **D :** dose mesuré, **R:** résultat.

P2	C.E	bras	dsp	filtre	mlc	ep	P	D _{tps}	Fcal	CFs	CFmlc	Cfbra	CFdsp	CF _{filtre}	CFep	L	D	R
OPD	15,1	220	92,6	EDW25OUT	10,9	13,1	15,3	0,30	0,0058	1,0107	1,02	1,0117	1,0021	0,9885	1,0271	4	0,024	91%
OPG	14,4	140	92,6		10,6	12,4	15,3	0,30	0,0058	1,0094	1,001	1,0265	1,0021	1	1,0288	2,38	0,015	95%
Post	18,7	180	92,7		15,4	14	13,9	0,27	0,0058	1,0168	1,012	1	1,002	1	1,0264	32,55	0,202	27%
Lat Dt	17,1	280	94,3		13,4		27,8	0,55	0,0054	1,0093	1,005	0,7184	1,0021	1	1	153,6	0,613	10%
Lat Gh	17,4	80	94,3		13,8		27,8	0,55	0,0054	1,0097	1,005	0,7184	1,0021	1	1	142,6	0,570	2%

Tableau IV.4 : comparaison entre la dose mesurée et la dose calculée par le TPS pour le patient P2

P3	C.E	bras	dsp	filtre	mlc	ep	P	D _{tps}	Fcal	CFs	CFmlc	Cfbra	CFdsp	Cffiltre	CFep	L	D	R
OPD	19,7	225	91,5		12,3	12,92	13,2	0,264	0,0058	1,0187	1,0052	0,966	1,0024	1	1,028	6,20	0,037	85%
OPG	19,2	125	92,5		12,4	11,48	15,8	0,316	0,0058	1,179	1,0055	0,964	1,0021	1	1,028	5,43	0,037	88%
Post	21,2	180	90,7	w30r30	16,6	15,25	18,4	0,368	0,0058	1,0208	1,0136	1	1,0026	0,971	1,0255	72,7	0,442	20%
Lat gh	18,3	90	94,9		14,1		26,3	0,526	0,0054	1,0106	1,0062	0,461	1,0182	1	1	115,3	0,301	42%
Lat dt	18,3	270	95		13,8		26,3	0,526	0,0054	1,0106	1,0057	0,456	1,0014	1	1	119,7	0,304	42%

Tableau IV.5 : comparaison entre la dose mesurée et la dose calculée par le TPS pour le patient P3

La dose mesurée à l'entrée des deux faisceaux latéraux est comparée avec celle calculée par le TPS pour les trois patients, on constate que la tolérance est vérifiée seulement pour les deux faisceaux latéraux pour le patient P1, et le latéral gauche du patient P2 (<5%) en ce qui concerne le patient P3, la tolérance est >5%, ceci revient à la lecture des diodes qui paraît être faible.

Dans cette partie du travail, nous nous sommes arrêtées à la mesure de dose à la sortie qui reste non vérifiée, un travail qui fera le sujet de thèse perspective puisque ce point reste jusqu'à présent flou dans les travaux précédents.

La dosimétrie 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, validé conjointement par le physicien médical et radiothérapeute.

Elle reste une technique qui nécessite beaucoup de précision dans le positionnement du patient et de la diode beaucoup de patience des malades, et un temps important ce qui n'est pas toujours possible vu la charge des malades dans le service.

Afin de confirmer ceci nous avons refait une deuxième mesure du patient P1 sous d'autres conditions le tableau suivant décrit une comparaison entre les deux mesures.

	D _{tps}	F _{cal}	CF _s	CF _{mlc}	Cf _{bra}	CF _{dsp}	Cf _{filtre}	Cf _{ep}	L _{diode}		D _{a l'entrée}		tolérance	
									L1	L2	D1	D2	R1	R2
OPD	0,27	0,0058	1,0115	1,0024	1,0117	1,0022	0,9902	1,0289	2,611	28	0,016	0,172	36%	85%
OPG	0,264	0,0058	1,0111	1,0027	1,0265	1,0021	0,9902	1,0284	1,951	26,29	0,012	0,164	37%	88%
Post	0,294	0,0058	1,0154	1,0123	0,9989	1,0022	1	1,0281	50,92	7,646	0,317	0,047	83%	20%
Lat Dt	0,586	0,0054	1,008	1,006	0,736	1,002	1	1	157,5	150,4	0,644	0,615	5%	38%
Lat Gh	0,586	0,0054	1,0091	1,0055	0,7558	1,0184	1	1	148	141,7	0,632	0,605	3%	39%

Tableau IV.6 : comparaison entre deux mesures pour le même patient.

On remarque que les deux mesures de la charge diffèrent en ce qui entraîne une augmentation sur la tolérance.

*Conclusión
générale*

L'importance de la radiothérapie dans le traitement des cancers, met en œuvre des appareillages et des techniques complexes. La précision des doses à délivrer pour éviter complications ou récurrences impose un choix, un contrôle très strict des équipements et des techniques tel que la dosimétrie in vivo et la technique monoisocentrique qui sont l'objectif du travail effectué dans le cadre du présent mémoire de fin d'étude.

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.

Dans ce cadre de travail, nous avons effectué une étude au niveau du centre anti cancéreux (Oran) dans laquelle nous avons :

- D'une part réaliser une comparaison entre deux techniques d'irradiation des cancers du nasopharynx à l'aide d'un système de planification des traitements (TPS).
- D'autre part effectué des mesures pratiques de la dosimétrie in vivo, en fonction des différents paramètres ($F_{\text{calibration}}$, CF_{MLC} , CF_{ssd} , CF_{wedge} , CF_{angle} , CF_{thi}) sur patients atteints d'un cancer du nasopharynx, dont les résultats sont exposés dans le chapitre 4.

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.

Nous proposons en perspective de développer une méthode plus rigoureuse pour le calcul de dose à la sortie, et d'appliquer la dosimétrie in vivo sur d'autres types de cancer tels que le sein, le poumon, le pelvis ...etc.

- [INSTN,2007] **Personne compétente en radioprotection:** principes de radioprotection réglementation Coordonné par Christine Jimonet et Henri Métivier : Sciences 2007 ISBN : 978-2-86883-948-0 au CEA-Institut national des sciences et techniques nucléaires (INSTN).
- [IAEA,2005] **International Atomic Energy Agency** "Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students", ISBN 92-0-107304-6 (Vienna, 2005).
- [INSTN,2007] **Personne compétente en radioprotection:** principes de radioprotection réglementation Coordonné par Christine Jimonet et Henri Métivier : Sciences 2007 ISBN : 978-2-86883-948-0 au CEA-Institut national des sciences et techniques nucléaires (INSTN).
- [IAEA,2005] **International Atomic Energy Agency** "Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students", ISBN 92-0-107304-6 (Vienna, 2005).
- [ERVIN,2010] **ERVIN. B.PODGORSAK** "Radiation Physics for Medical Physicists". Edition: Springer, 2^{ème} édition (2010), ISBN 978-3-642-00874-0.
- [DANIEL,1997] **DANIEL BLANC GUY PORTAL JEAN BARTHE** "les rayonnements ionisants : détection, dosimétrie, spectrométrie" édition Dunod.
- [RUSSELL,2007] **RUSSELL K.HOBBIE BRADLEY J. ROTH** "Intermediate Physics for Medicine and Biology". Edition: Springer, 4^{ème} édition (2007). ISBN-13:978-0-387-30942-2.
- [JOSEPH,2005] **JOSEPH MAGILL JEAN GALY** "Radioactivity · Radionuclides · Radiation". Edition: Springer(2005). ISBN 3-540-21116-0.
- [ISBN,2002] **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.
- [BERKOK,2009] **MELLE. BERKOK HOURIA, MR. FARSI ABDELSAMAD.** "Détermination de la qualité des faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie à l'aide des différents fantômes". Physique médicale. Université de Science et de la Technologie-

- Mohamed Boudiaf. Oran : s. n, 2009. Projet de Fin d'Etudes.
- [CHRISTOPHE,2000] **CHRISTOPHE CHAMPION.** " Interaction des ondes et des particules avec la matière biologique". Laboratoire de physique moléculaire et des collisions ; Institut de physique de Metz ; Université de Metz, Technopôle 2000, Doc.
- [IAEA,1985] **HIGH-DOSE DOSIMETRY.** IAEA, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1985
- [KHALED,2010] **KHALED FARAH.** "Etudes spectroscopiques des verres irradiés : Application en dosimétrie nucléaire". Physique. Université de Monastir, Faculté des sciences de Monastir: s. n, 2010.Thèse de doctorat.
- [ICRU33] **ICRU 33** (International Commission of Radiological Units and measurement).
- [ÇAOUI ,2009] **PR. MALIKA ÇAOUI.** " Interaction des rayonnements ionisants avec la matière". Université Mohamed V-Souissi. : s. n, 2009
- [MARZOUK,2007] **ASMA MARZOUK.** " Etude d'une solution d'Alanine par Spectrophotométrie UV Visible pour une application dosimétrique". Chimie Industrielle. Institut national de Sciences Appliquées et de Technologie. Université de 7 Novembre. Carthage : s .n ,2007. Projet de Fin d'Etudes.
- [GALLE,2000] Biophysique radiobiologie radiopathologie P.Galle R.Paulin Edition Masson, Paris 2000.
- [INCA, 2008] Guide pour la pratique quotidienne de la Dosimétrie in Vivo par sfpm octobre 2008
- [SFPM, 2010] Recommandations pour la mise en service et l'utilisation d'un système de planification de traitement en radiothérapie (TPS)par SFPM 2010.
- [MECHI, 2011] **MECHI Saida** Dosimétrie en Tomodensitométrie et contrôle qualité de son fonctionnement MEMOIRE POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE MASTERE PROFESSIONNEL EN GENIE BIOMEDICAL 2011.
- [MARC] **MARC DELAPERRIÈRE** "Primus basic functional description». SIEMENS AG MEDICAL SOLUTIONS CS TSC2.

- [HELLBORG,2005]** **R. HELLBORG (ED.)** "Electrostatic Accelerators". Edition: Springer(2005) ISBN-13 978-3-540-23983-3.
- [VINCENT,2006]** **VINCENT HUBERT-TREMBLAY.** "Elaboration des éléments d'une simulation Monte Carlo permettant l'évaluation d'une planification de traitement en radiothérapie externe Compression d'images DICOM à l'aide d'un octree et modélisation de la tête d'un accélérateur linéaire." physique. Faculté des sciences et génie ; Université Laval. Québec : s. n, 2006. Projet de Fin d'Etudes.
- [BAPTISTE,2009].** **BAPTISTE BLANPAIN.** " Vers un calcul en temps réel de la dose dans un fantôme segmenté en mailles homogènes. " Radiophysique et imagerie médicales, Laboratoire intelligence Multi-Capteurs et Apprentissage, Université Toulouse III-Paul Sabatier : s. n, 2009. Thèse de doctorat.
- [ERIC,2007].** **ERIC FRANCHISSEUR.** "Modélisation et validation de l'accélérateur PRIMUS de SIEMENS par le code Monte Carlo PENELOPE dans le cadre de la Radiothérapie du Cancer". PHYSIQUE. Ecole Doctorale de Sciences Fondamentales et Appliquées. UNIVERSITE DE NICE-SOPHIA ANTIPOLIS - UFR Sciences. Nice: s. n, 2007. Thèse de doctorat.
- [MYRIAM,2001]..** **MYRIAM COULIBALY ET BORIS GEYNET.** "Evolution technologique en radiothérapie externe" ; Université de Technologie Compiègne 2001.
- [Philippe, 2012]** **DOSIMETRIE IN VIVO EN RADIOTHERAPIE EXTERNE AVEC IMAGEURS PORTALS AU SILICUM AMORPHE: DE LA METHODE A LA VALIDATION CLINIQUE**
- [ISBN,2001]** 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.

- [MADOURI, 2012] **MADOURI Rachida.** Place de l'association radiothérapie chimiothérapie concomitante (ARCC) dans la stratégie thérapeutique des cancers du cavum. Faculté de médecine Université D'ORAN.2012.

Résumé

Le présent document présente la mise en place de la dosimétrie in vivo dans le traitement du cancer du nasopharynx au sein du Centre Anti Cancer EHSO Emir Abdelkader d'Oran.

L'irradiation a été effectuée à l'accélérateur linéaire (Varian DHX2100) en utilisant des photons d'énergie 6MV. La dose reçue a été mesurée par des diodes semi-conducteurs de type PTW T60010M dont ont été calibrés à l'aide d'une chambre d'ionisation de type PTW Farmer 0.6cc dans un fantôme solide constitué de plaques de 30x30cm².

La réponse des sondes devait être corrigée de différents facteurs d'influence (distance source- peau, taille du champ,...). 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 hors tolérance. Cela était dû au instabilité de mesure par la diode.

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.