

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
جامعة عمار تليجي بالأغواط
UNIVERSITE AMAR TELIDJI LAGHOUAT



كلية العلوم

Faculté des SCIENCES

Département : Sciences de la Matière

Mémoire de Master

Domaine : Sciences de la matière
Filière : Physique
Option : Physique médicale

Présenté par :

M^{lle} Ameri Fatima Zahra

et

M^{lle} Lougmiri kaouthar

THEME

***Mise en service et contrôle de qualité en
radiothérapie conformationnelle avec modulation
d'intensité (RCMI).***

Soutenu publiquement devant le jury composé de :

Mr. Guibadj Abdenacer
Mr. Zerguini Hocine
Mr. Redjem Fethi
Mme. Aissous Basma

Professeur
Maitre assistant A
Maitre assistant A
Maitre assistant A

Président
Examinateur
Examinateur
Rapporteur

Année Universitaire 2017- 2018

Remerciements

*Au nom du dieu le clément et le miséricordieux louange a « **ALLAH** » le tout puissant.*

*On présente nos premiers remerciements à notre encadreur Mme **AISSOUS BASMA** maître assistante a l'université de Laghouat, d'avoir accepte de nous encadrer ainsi que pour ses précieux conseils, ses encouragements tous au long de ce travail.*

*A notre co-encadreur Monsieur **BELLAGHMA HAKIM** Physicien médicale au centre anticancéreux- BATNA, pour son aide et pour avoir proposé et suivi de près la réalisation de ce travail.*

*Nos remerciements les plus sincères vont à Mlle **NAMOUS SAMIA**, physicienne médicale au CAC- BATNA pour sa disponibilité et son aide durant notre pratique.*

*Comme nous tenons à exprimer nos vifs remerciements à tout les membres de service de radiothérapie CAC Batna notamment les médecins, les manipulateurs et surtout les physiciennes : **Chahra, Nouha et Anfel** .pour leurs gentillesse, sympathie et leur soutien moral et technique.*

Nous tenons également à remercier très chaleureusement :

*Monsieur **Guibadj Abdenacer** professeur à l'université de LAGHOUAT pour son aide et de nous faire l'honneur de présider le jury de la soutenance.*

*Monsieur **Zerguini Hocine** maitre assistant et chef de spécialité de la physique médicale à l'université de LAGHOUAT pour leurs efforts déployés pour la réussite de notre spécialité.*

*Monsieur **REDJEM FETHI** maitre assistant a l'université de LAGHOUAT pour ses conseils précieux et ses encouragements.*

Et Qui ont bien voulu assurer la tâche d'examineurs.

On remercie encore tous nos enseignants durant les années des études.

Nos derniers gratitude et non des moindres vont aux ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce projet de fin d'étude.

Dédicace

Tout d'abord Merci a Allah le tout puissant, qui a guidé mes pas depuis l'aube de ma vie.

Je dédie ce mémoire:

*A L'homme de ma vie, la source de mes efforts, celui qui est toujours sacrifié pour me voir réussir, mon abi **AHMED** et a La lumière de mes jours, mon bonheur, maman **FATNA KHELIFI**.*

*A Mon soutien moral et source de joie ma folie **FAIZA**, a mon sourire, mon frère adoré **YOUCEF** et a mon ange, ma vie **SARAH**.*

A Mes grands mères pour son amour et prière. Puisse dieu le tout puissant vous procure la santé, et a La mémoire de mes très chers grands pères, Que dieu vous garder près de lui dans son vaste paradis.

A Touts mes tantes et oncles, cousines et cousins et A mes amies.

*A Mon binôme **FATIMA ZAHRA**, merci pour ton aide et Encouragement.*

A Tous ceux qui par un mot m'ont donné la force de continuer.....

LOUGMIRI KAOUTHAR

Dédicace

Au nom d'ALLAH le très grand, l'omniscient, Au prophète Mohamed paix et salut sue lui.

Je dédie ce mémoire:

A mes chers parents, Aucune dédicace ne saurait exprimer l'amour, l'estime, le dévouement et le respect que j'ai toujours pour vous, Je vous remercie pour les valeurs nobles, le soutien, la tendresse, et l'amour que vous me portez depuis mon enfance. Puisse Dieu, le Très Haut, vous accorder santé, bonheur et longue vie et faire en sorte que jamais je ne vous déçoive.

Mon père, Je suis très fière d'être votre fille.

Ma Mère, Si Dieu a mis le paradis sous les pieds des mères, ce n'est pas pour rien.

A mes adorables frères, le symbole de courage **Mohamed El Amine**, le doux, au cœur si grand **MABROUK**, que les j'aime profondément

A ma chère sœur **KAOUTHAR**, la prunelle de mes yeux, tu resteras pour toujours le rayon du soleil qui égaye ma vie. Je te souhaite un avenir plein de joie et de réussite.

A mon grand père maternel et Ma grand-mère maternelle, Que ce modeste travail, soit l'expression des vœux que vous n'avez cessé de formuler dans vos prières. Que Dieu vous préserve santé et de bonheur dans les deux vies.

A la mémoire de mon grand père paternel, ma grand-mère paternelle, J'aurais tant aimé que vous soyez présents. Que Dieu ait vos âmes dans sa sainte miséricorde.

A ma grande famille : mes tantes, mes oncles, leurs époux et épouses, ainsi que mes cousins et cousines.

*A Mon binôme **KAOUTHAR**, ma douce sœur qui a eu la patience de me supporter durant ce mémoire, je t'aime beaucoup ma chère.*

A tous les membres de ma promotion.

A tous mes enseignants depuis mes premières années d'études.

A tous mes amis et tous ceux qui me sont chers et que j'ai omis de citer.

A toutes les personnes qui ont servis pour ma formation, mon éducation et mon enseignement.

AMERI FATIMA ZAHRA

Sommaire

Remerciement

Dédicace

Table des matières

Liste des figures

Liste des Tableaux

Liste des abréviations

Introduction générale

Chapitre I : Interaction rayonnements matière et grandeurs et unités des rayonnements en radiothérapie

Introduction.....	1
I.1 Les types de rayonnements.....	1
I.2 Interaction photon matière.....	3
I.2.1 Le transport des photons	3
I.2.1.1 L'effet photoélectrique.....	3
I.2.1.2 l'effet Compton.....	5
I.2.1.3 la création de Paire.....	6
I.3 Les grandeurs radiométriques et dosimétriques des rayonnements.....	6
I.3.1 L'énergie cédée.....	7
I.3.2 L'énergie massique ou spécifique.....	7
I.3.3 Les grandeurs radiométriques.....	7
I.3.3.1 La fluence.....	7
I.3.3.2 Le débit de fluence (flux de photons).....	8
I.3.3.3 La fluence d'énergie.....	8
I.3.3.4 Le flux d'énergie ou l'intensité.....	8
I.3.4 Les grandeurs dosimétriques.....	8
I.3.4.1 L'Exposition.....	8
I.3.4.2 Le Kerma.....	9
I.3.4.3 Le débit de kerma.....	9
I.3.4.4 Le Terma.....	9
I.3.4.5 La dose absorbée.....	10

I .3.4.6 La dose équivalente.....	10
I .3.4.7 La Dose efficace	11

Chapitre II : généralités en Radiothérapie

Introduction.....	13
II.1 Équipements en radiothérapie	13
II.1.1 Le scanner.....	13
II.1.2 Le Système de Planification des Traitements ou (TPS).....	15
II.1.3 L'Accélérateur linéaire.....	19
II.1.4 Le système Record & Verify	21
II.2 Circuit de patient dans un service radiothérapie.....	22
II.3 Les techniques de traitements en radiothérapie.....	26
II.3.1 La radiothérapie 2D.....	26
II.3.2 La radiothérapie 3D conformationnelle.....	26
II.3.3 Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité.....	27
II.3.4 L'arc thérapie.....	28

Chapitre III : Principe de la Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle avec modulation d'intensité

Introduction.....	30
III.1 Modes de production de faisceaux modulés.....	30
III.1.1 Les compensateurs physiques.....	30
III.1.2 Modulation d'intensité par modification automatique du champ par MLC.....	30
III.1.3 Arc thérapie à intensité modulée.....	30
III.1.4. Tomothérapie hélicoïdale.....	31
III.2 Réalisation pratique de la modulation d'intensité par MLC.....	31
III.2.1 Mode statique.....	31
III.2.2 Mode dynamique.....	32
III.3 Les collimateurs multilames.....	33
III.3.1 Caractéristiques des principaux collimateurs multilames.....	33
III.3.2 Influence des caractéristiques des MLC sur la distribution de dose avec modulation d'intensité.....	33

III.3.2.1 Transmission.....	33
III.3.2.2 Focalisation.....	33
III.3.2.3 Précision de la position des lames.....	34
III.3.2.4 Vitesse de déplacement des lames.....	34
III.4 Système de planification inverse.....	34
III.4.1 Configuration du système.....	34
III.4.2 Système de planification inverse	35
III.4.2.1 L'optimisation	36
III.4.2.2 La segmentation	38
III.4.2.3 Calcul de dose.....	38
III.4.3 Les Algorithmes de calcul.....	39
• AAA.....	39

Chapitre IV : Contrôle de qualité du plan de traitement en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité

Introduction.....	42
IV.1 Description de matériels utilisés.....	42
IV.1.1 Chambre d'ionisation.....	42
IV.1.2 Electromètres.....	44
IV.1.3 Phantoms.....	45
IV.1.4 Matrice de détection.....	47
IV.1.5 Logiciel d'acquisition des données MEPHYSTO.....	48
IV.1.6 Accélérateur linéaire.....	48
IV.2 Mesures supplémentaires en RCMI.....	49
IV.2.1 Mesure de DLG (Dosimetric Leaf Gap).....	49
IV.2.2 Mesure de transmission.....	51
IV.3 Configuration d'un système de contrôle de qualité (QC).....	52
Calibration croisée.....	52

IV.4 Contrôle de qualité de patient.....	56
IV.4.1 Contrôle de qualité par le Phantom OCTAVIUS.....	57
IV.4.1.1 Méthode champ par champ.....	57
IV.4.1.2 La méthode globale.....	57
Conclusion.....	58
Conclusion générale	
Liste des références	
Résumé	

Liste des figures

Figure I.1: les différents types de rayonnements.....	1
Figure I.2 : Interaction d'un photon avec un atome par effet photoélectrique. (a) absorption (b) photoélectron éjecté hors de l'atome.	4
Figure I.3 : Réorganisation de l'atome, (a) Émission de rayons X de fluorescence (b) Émission électron Auger.....	4
Figure I.4: Représentation schématique de la diffusion Compton.....	5
Figure I.5 : Représentation schématique du phénomène de production de paires.....	6
Figure II.1 : Scanner simulateur (CT-SIM : CAC Batna).....	14
Figure II.2 : Courbe des nombres d'Hounsfield en fonction de la densité électronique.....	15
Figure II.3 : Image de positionnement avec des contentions (CAC Batna).....	16
Figure II.4 : Acquisition des images anatomiques (CAC Batna).....	16
Figure II.5 : Contourage des cibles et des différents organes à risque (CAC Batna).....	17
Figure II.6 : Détermination des faisceaux (vue 3D des faisceaux entrant dans le patient) (CAC Batna).....	17
Figure II.7 : Calcul dosimétrique (CAC Batna).....	18
Figure II.8 : Histogramme dose-volume et récapitulatif des dose aux organes (CAC Batna)	18
Figure II.9 : Optimisation du traitement (CAC Batna).....	19
Figure II.10 : Schéma d'un accélérateur Varian.	19
Figure II.11 : Production du faisceau d'irradiation.....	21
Figure II.12 : L'accélérateur et ses degrés de liberté.....	21
Figure II.13 : Système Record & Verify et l'ensemble des éléments.....	21
Figure II.14 : Schéma représentant les différents volumes irradiés.....	23

Figure II.15 : Comparaison conceptuelle entre la planification directe et la planification inverse.....	23
Figure II.16 : Exemple de DRR et de radiographie de contrôle (CAC Batna).....	25
Figure II.17 : Caractéristiques principales des faisceaux pour la radiothérapie conventionnelle.....	26
Figure II.18 : Caractéristiques principales des faisceaux pour la radiothérapie conformationnelle.....	27
Figure II.19 : Caractéristiques principales des faisceaux pour la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité.....	28
Figure II.20 : Traitements par IMAT.....	28
Figure III.1 : Principe de la Tomothérapie.....	31
Figure III.2 : Exemple de faisceau possédant 5 segments en technique de RCMi type Step and shoot.....	32
Figure III.3 : Exemple de faisceau modulé délivré en mode Sliding window.....	32
Figure III.4 : Image MLC.....	33
Figure III.5 : Etapes principales de la planification inverse.....	36
Figure IV.1 : Chambres d'ionisations 0.3 semiflex (CAC Batna).....	43
Figure IV.2 : Chambres d'ionisations 0.6cc farmer (CAC Batna)	44
Figure IV.3 : Electromètre de type <i>UNIDOS^{Webline}</i>	44
Figure IV.4 : Electromètre de type PTW.....	44
Figure IV.5 : Phantom solide (CAC Batna).....	45
Figure IV.6 : Phantom OCTAVIUS PTW (CAC Batna).....	46
Figure IV.7 : Composant de Phantom OCTAVIUS.....	46
Figure IV.8 : Phantom 1D (CAC Batna).....	47
Figure IV.9 : Matrice de détection (CAC Batna).....	47
Figure IV.10 : Éléments de matrice de détection.	47

Figure IV.11: La fenêtre de logiciel d'acquisition des données MEPHYSTO (CAC Batna).....	48
Figure IV.12 : Accélérateur linéaire de type Varian (CAC Batna).....	48
Figure IV.13 : Courbe de la distance en fonction de la dose pour X6.....	50
Figure IV.14 : Courbe de la distance en fonction de la dose pour X18.....	50
Figure IV.15 : Mesure de transmission (CAC Batna).....	51
Figure IV.16: Schéma explique la calibration croisé.....	52
Figure IV.17 : Le dispositif réalisé pour déterminer la dose absolue (CAC Batna).....	53
Figure IV.18 : Le dispositif réalisé pour déterminer la dose mesuré (CAC Batna).....	55
Figure IV.19 : Contrôle de qualité par le Phantom OCTAVIUS (CAC Batna).....	57

Liste des Tableaux

Tableau I.1 : Valeurs des facteurs de pondération tissulaire.....	11
Tableau IV.1 : Mesure de DLG pour X6.....	49
Tableau IV.2 : Mesure de DLG pour X18.....	50
Tableau IV.3 : Les mesures de transmission Pour X6 et X18.....	51

LISTE DES ABREVIATIONS

Pour certains termes, l'acronyme anglais a été privilégié, car plus usité que l'acronyme français.

AAA:	Anisotropic Analytic Algorithm
IAEA:	Agence internationale de l'énergie atomique
BEV:	Beam's Eye View
CAC:	Centre Anti Cancer
CT:	Computed Tomography
CT-SIM:	Scanner Simulateur
CTV:	Clinical Target Volume (Volume-cible anatomoclinique)
D:	Dose absorbée
DLG:	Dosimetric Leaf Gap
DRR:	Digital Reconstructed Radiograph
DSP:	Distance source peau
GTV:	Gross Tumor Volume (Volume-cible macroscopique)
Gy:	Gray
ICRP:	International Commission on Radiological Protection
ICRU:	International Commission on Radiation Unit and measurements.
J:	JOULE.
$\dot{K}$:	Debit de kerma.
KERMA:	kinetic Energy Released per unit Mass.
KV:	Kilovolt
HDV:	Histogrammes Dose-Volume. (DVH : Dose-Volume Histogram)
HU:	Hounsfield Unit (HU : unité ou nombre Hounsfield)

IMAT:	Intensity Modulated Arc Therapy (Arc thérapie à intensité modulée)
IP:	Portal Imaging (imagerie portale)
IRM:	Imagerie par Résonance Magnétique
LINAC:	linear Accelerator
mA:	Milli ampère.
MC:	Monte-Carlo
MeV:	Méga Electron Volt
MLC:	Multi Leaf Collimator (CML: Collimateur Multi -Lames)
OAR:	Organe à risque (Organ At Risk)
Pixel:	Picture Element, unité élémentaire définissant une image
PTV:	Planning Target Volume: (volume cible prévisionnel)
QC:	Contrôle de qualité
R:	Röntgen
Rad:	Radiation absorbed dose
R&VS:	Record and Verify System
RCMI:	Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité.(IMRT: Intensity Modulated in Radiation Therapy)
Rem:	Röntgen equivalentman (équivalent-homme du röntgen)
RI:	Rayonnements Ionisants.
RTC-3D:	Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (3D-RTC: Three Dimension- Conformal Radiation Therapy)
RTM:	Rapport Tissue –Maximum (TMR: Tissue Maximum Ratio)
RX:	Rayon X
S&S:	Step and Shoot.
SI:	Système International des unités.

SV:	Sievert
SW:	Sliding Window.
TDM:	Tomodensitométrie
TEMP:	Tomographie d'émission Monophotonique
TEP:	Tomographie par Emission de Positons (PET: Positron Emission Tomography)
TERMA:	Total Energy Released per unit Mass
TPS:	Treatment Planning System (Système de Planification de Traitement)
UM:	Unité Moniteur.
Voxel:	volume element, unité élémentaire de volume dans une image
Z:	nombre atomique
2D:	deux dimensions
3D:	trois dimensions.

Introduction

Générale

Introduction générale

La radiothérapie est une technique de traitement du cancer consiste à utiliser des rayonnements ionisants pour détruire les cellules tumorales. Elle 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 observé que les rayonnements X et gamma produisaient des effets sur les tissus vivants, et avaient la propriété de détruire des cellules cancéreuses et bloquant leur capacité à se multiplier. C'était le début de la radiothérapie.

Avant les années 50, 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, elle 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. Après cette époque et grâce à l'introduction des rayonnements de haute énergie, la technique dispose des méthodes d'irradiation sélectives et précises.

La radiothérapie a connu et a continue de connaître une grande évolution technologique et méthodologique depuis la fin du XXème siècle, avec notamment la radiothérapie conformationnelle (RTC-3D), la radiothérapie conformationnelle à modulation d'intensité RCMI (ou IMRT en anglais), l'arthérapie IMAT, la Tomothérapie et la radiothérapie guidée par l'image de type IGRT, etc.

Ces techniques de plus en plus complexes permettent de délivrer des doses mieux conformées à la cible pour assurer une administration optimale du traitement, bien souvent au cours de séances plus courtes ou moins nombreuses, au bénéfice du confort du patient.

Par exemple la radiothérapie conformationnelle 3D Bien qu'elle offre des solutions efficaces dans de nombreux cas par rapport aux techniques classiques, elle présente des limites qui apparaissent essentiellement dans des configurations géométriques particulières où le volume cible présente une forme concave autour d'organes à risques (OAR). Dans une telle géométrie, il est en effet impossible d'augmenter la dose délivrée au volume cible sans irradier excessivement les structures sensibles et donc entraîner des complications majeures pour les organes critiques. Un exemple de traitement par cette technique résulte des complications : le cancer du cavum où y'a pas de protection des glandes salivaires et de des articulations musculaires.

La modulation d'intensité par la modification volontaire de la dose à l'intérieur du faisceau, appliquée à la RCMI présente un potentiel supérieur à la radiothérapie conformationnelle 3D dans sa capacité à couvrir de façon plus efficace les volumes cibles et épargner les organes à risques.

La mise en service de cette technique complexe nécessite des contrôles de qualité rigoureux suivant des procédures strictes de façon à contrôler la sécurité et la précision des traitements appliqués aux patients.

L'objectif de notre travail est de faire ces contrôles de qualité pour passer de la technique conformationnelle 3D vers la technique conformationnelle à modulation d'intensité, et comment réaliser ce passage.

Pour atteindre les objectifs fixés et faire état de nos travaux bibliographiques et nos études, nous présentons ce mémoire subdivisé en quatre chapitres, chaque chapitre aborde une thématique bien définie dont l'organisation est la suivante :

Le premier chapitre rappelle les notions fondamentales de la physique médicale dans le domaine de la radiothérapie. Il s'attache essentiellement à l'étude théorique des rayonnements et leurs interactions avec la matière et les différents processus physiques qui interviennent ; ainsi une description générale sur les grandeurs et les unités dosimétriques et radiométriques utilisés en radiothérapie.

Le second chapitre est consacré à la description de différents Équipements en radiothérapie, où nous aborderons le parcours du patient dans le service de radiothérapie et on décrit aussi Les techniques de traitements.

Le troisième chapitre consiste à présenter le principe de la radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité tels que : le mode de production de faisceaux modulés et la réalisation pratique de la modulation d'intensité par les collimateurs multi-lames puis nous présentons le système de planification inverse.

Le quatrième chapitre est réservé à la partie expérimentale de notre travail et à l'interprétation des résultats obtenus. Enfin nous clôturons ce mémoire 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 de Batna.

Chapitre I

***Interaction rayonnements matière et
grandeurs et unités des rayonnements
en radiothérapie***

Chapitre I : Interaction rayonnements matière, grandeurs et unités des rayonnements en radiothérapie.

Introduction :

Le rayonnement a toujours été présent et fait partie de notre monde, leur interaction avec la matière se traduit par un transfert d'énergie. Donc une interaction est nécessaire pour détecter un rayonnement. L'action d'un rayonnement est définie par plusieurs grandeurs, auxquelles correspondent des unités particulières.

I.1 Types de rayonnement :

On peut définir un rayonnement comme un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, sous forme d'ondes électromagnétiques ou de particules. Il existe deux grands types de rayonnement : le rayonnement ionisant et le rayonnement non ionisant [1].

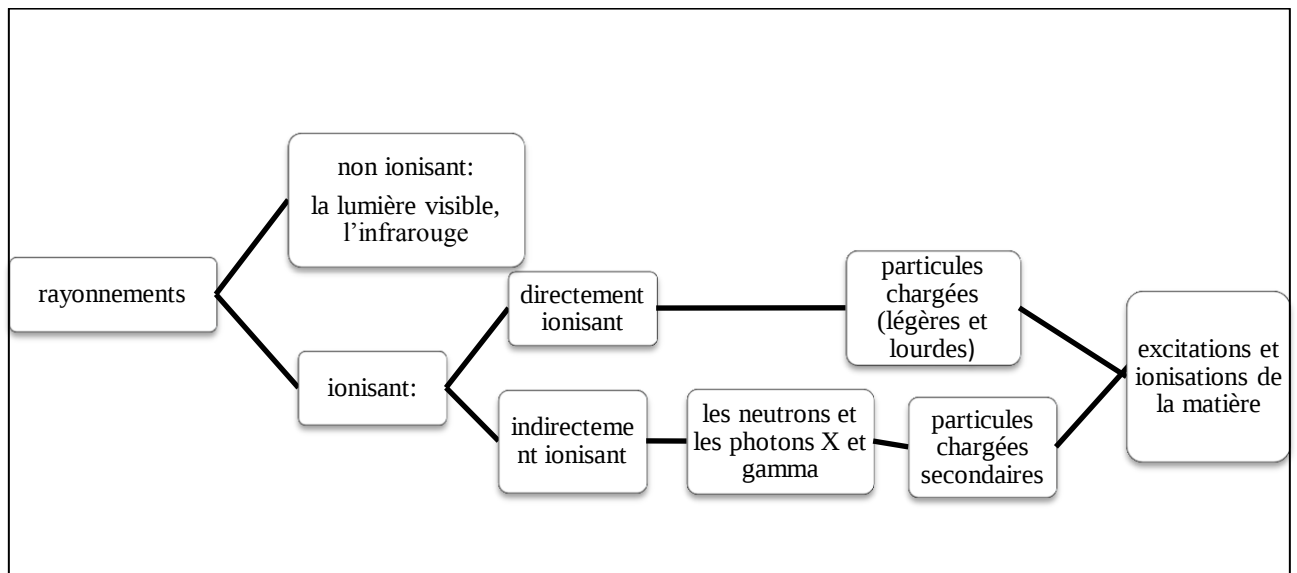


Figure I.1 : Les différents types de rayonnements [1].

I.1.1 Rayonnement non ionisant:

Le rayonnement non ionisant n'ayant pas une énergie suffisante pour ioniser les atomes. Exemples de rayonnement non ionisant : la lumière visible, l'infrarouge, les ondes radio, les micro-ondes et la lumière du soleil [2].

I.1.2 Rayonnement ionisant:

Les rayonnements ionisants (RI) sont des rayonnements électromagnétiques ou corpusculaires dotés d'une énergie suffisante pour éjecter un électron de l'orbite électronique d'un atome (ionisation) [3].

On peut classer les rayonnements ionisants en deux catégories:

- **Les rayonnements directement ionisants :**

Ils comprennent les particules chargées (α , β , les électrons, les protons et les ions) qui déposent l'énergie au milieu par une seule étape, par le processus d'interaction coulombienne entre la particule incidente et les électrons orbitales [1].

- 1. Le rayonnement alpha (α) :**

Il est constitué d'un noyau d'hélium, comportant deux protons et deux neutrons. Il a donc une masse et une charge électrique importantes.

En raison de leur masse et charge, elles ont une capacité de pénétration dans la matière très limitée, peut être arrêté par une feuille de papier ou la couche externe morte de la peau [2].

- 2. Le rayonnement bêta (β) :**

Le rayonnement bêta est formé de particules éjectées du noyau d'un atome et qui sont identiques aux électrons du point de vue physique. Porte une charge électrique soit négative (Électron, β^-) ou positive (positon, β^+).

Les particules bêta peuvent pénétrer plus profondément que les particules alpha. Peut être arrêté par de petites quantités de blindage, tels que des feuilles de plastique, de verre ou de métal [2].

- **Les rayonnements indirectement ionisants:**

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

- 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 [1].

- 1. Le rayonnement gamma (γ) :**

Sont des rayonnements électromagnétiques d'origine nucléaire ne possèdent ni charge ni masse, de même nature que la lumière, mais ils transportent beaucoup plus d'énergie [2].

- 2. Les rayons X:**

Photons d'origine électronique Il naît soit d'un réarrangement électronique après éjection d'un électron d'une couche orbitale profonde d'un atome (RX de fluorescence), soit de la dissipation énergétique de l'interaction entre un flux d'électrons et les noyaux des atomes d'une cible (RX de freinage) [3].

Le rayonnement électromagnétique peut pénétrer très profondément, on ne peut réduire son intensité que grâce à des matériaux très denses [2].

3. Les neutrons (n) :

Le rayonnement neutronique est un type de rayonnement indirectement ionisant qui se compose de neutrons qui sont des particules non chargées présentes dans le noyau des atomes. Ils sont émis lors des phénomènes de désintégration nucléaire, avec des énergies variables (quelques MeV à quelques dizaines de MeV) [3].

I.2 Interaction photon matière

I.2.1 Le transport des photons :

Tout photon a une certaine probabilité d'interagir avec un milieu matériel quelconque, Cette interaction peut être classée selon :

- La nature d'interaction : photon/électron ou photon/noyau.
- Le type de l'événement produit : l'effet photoélectrique, Effet Compton, Création de Paire

1. L'Effet photoélectrique:

L'effet photoélectrique est le mode dominant d'interaction pour les photons de basse énergie (0.01 et 0.1 MeV) [7]. Il concerne les photons ultraviolets (durs), les photons X et les photons γ [8].

C'est un processus par lequel le photon incident, cède toute son énergie à un électron des couches profondes (couche K ou L), qui est alors éjecté de l'atome : il y a absorption totale du photon et ionisation de l'atome [7].

L'énergie cinétique de l'électron E_{cin} est donnée par :

$$E_{cin} = h\nu - |w_e| \quad \text{I.1}$$

Où :

w_e : L'énergie de liaison d'un électron atomique.

$h\nu$: L'énergie initiale du photon Incident [7].

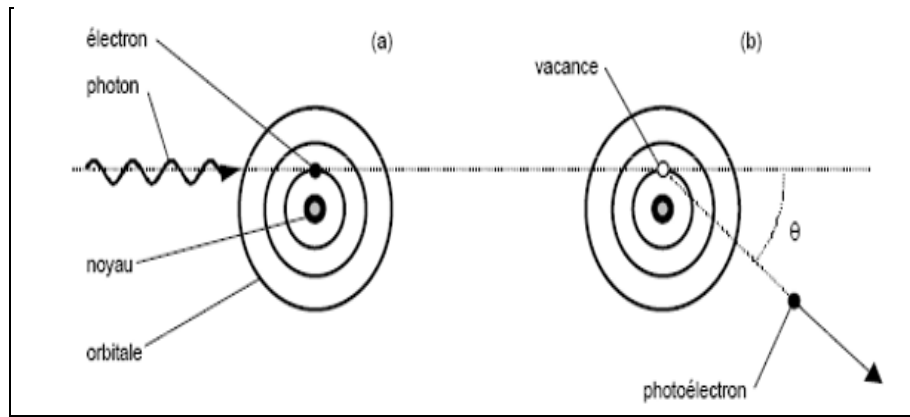


Figure I.2 : Interaction d'un photon avec un atome par effet photoélectrique. (a) absorption (b) photoélectron éjecté hors de l'atome [5].

L'effet photoélectrique ne peut exister que si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron [8].

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

- Le mode de désexcitation radiatif correspondant à l'émission d'un rayonnement de fluorescence [7], Le photon de fluorescence est émis lorsqu'un électron des couches supérieures prend la place de l'électron éjecté [9].
- Le mode de désexcitation non radiatif ou électronique qui est également connu sous le nom "d'effet Auger"[7].

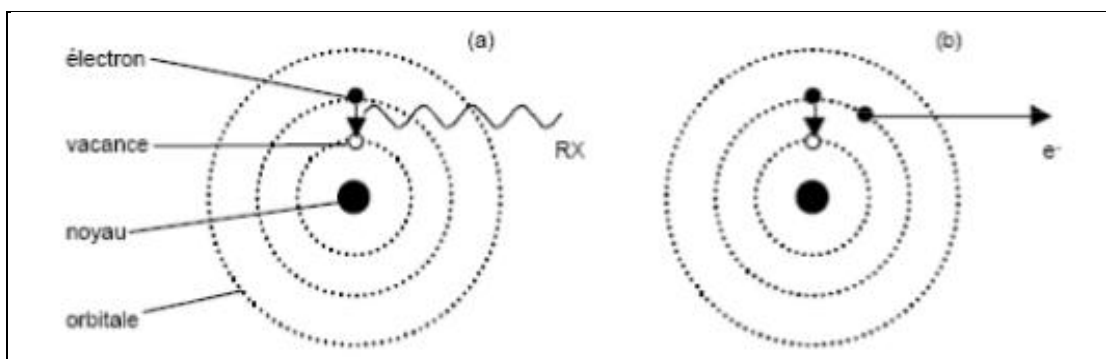


Figure I.3 : Réorganisation de l'atome, (a)Émission de rayons X de fluorescence (b) Émission électron Auger [5].

On peut conclure que l'effet photoélectrique est égal à absorption complète du photon incident par l'atome et éjection conséquente d'un électron de l'atome. C'est-à-dire Quand l'énergie du photon augmente, des électrons des couches plus profondes peuvent être éjectés [7].

2. L'Effet Compton:

L'effet Compton concerne les photons X et les photons γ [8]. Cet effet est produit si le photon incident possède une énergie de 0.1 à 0.5 MeV [7]. Le photon incident interagit avec un électron, mais cet électron a une énergie de liaison beaucoup plus faible que celui impliqué dans l'effet photoélectrique. La diffusion Compton concerne donc des électrons moins liés [12]. Et l'interaction conduit à l'éjection de l'électron, et le photon incident subit une diffusion avec une énergie inférieure à son énergie initiale ($h\nu' < h\nu$).

L'énergie du photon diffusé et l'électron de Compton est donnée simplement, en appliquant les lois de la conservation de l'énergie et du moment cinétique au choc du photon avec un électron libre, ce qui donne la relation suivante [7] :

$$h\nu = h\nu' + E_{cin} \quad \text{I.2}$$

(On néglige ici l'énergie de liaison de l'électron des couches périphériques).

Où : $h\nu$: L'énergie du rayonnement électromagnétique incident.

$h\nu'$: L'énergie du rayonnement électromagnétique diffusée.

E_{cin} : L'énergie cinétique de l'électron éjecté.

Au cours de l'interaction, une partie de l'énergie du photon est transmise à l'électron, qui recule et le reste de l'énergie, $h\nu'$ apparaît sous la forme d'un photon diffusé [7].

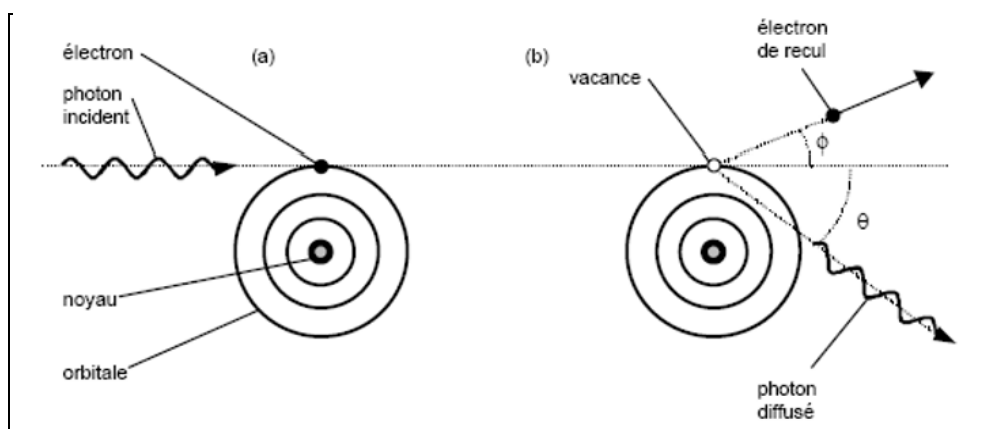


Figure I.4: Représentation schématique de la diffusion Compton [5].

3. La création de Paire :

La matérialisation ou la création de paire électron-positron concerne les photons X et les photons γ [8]. C'est un processus par lequel le photon incident disparaît, son énergie se matérialisant pour donner naissance à une paire (e^+ , e^-) [10].

L'effet de matérialisation se produit à énergie élevée ($E_0 > 2 \cdot 0,511 \text{ MeV}$). Le photon pénétrant dans le champ Coulombien d'un noyau se matérialise sous forme d'un pair électron positron

(e^+ , e^-). L'électron et le positron sont ralentis dans la matière environnante. A la fin de son parcours, le positron interagit avec un électron et s'annihile ce qui engendre l'émission de deux photons de 511 KeV dans des directions opposées (à 180° l'un de l'autre) [9].

La conservation de l'énergie s'écrit :

$$E = 2E_0 + E_{e^-} + E_{e^+} \quad \text{I.3}$$

Où ; E_0 : L'équivalent énergétique de la masse de l'électron $E_0 = m_0 c^2 = 0.511 \text{ MeV}$

E_{e^-} et E_{e^+} : sont respectivement les énergies cinétiques de l'électron et du positron [7].

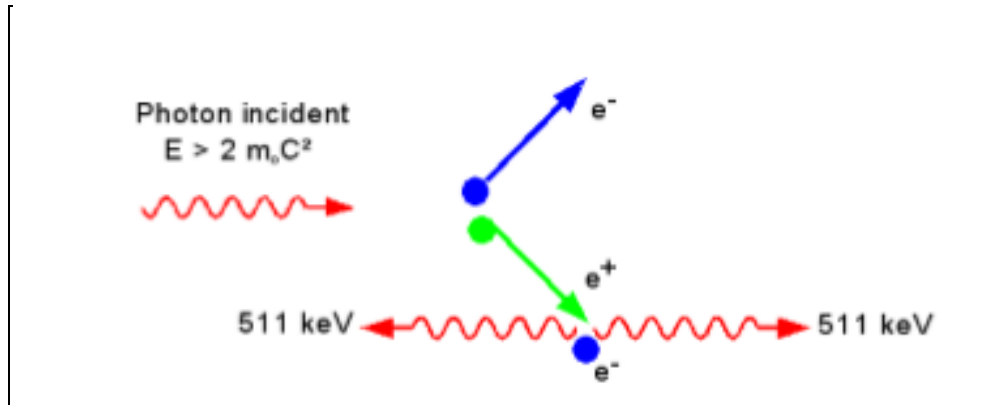


Figure I.5 : Représentation schématique du phénomène de production de paires [15]

I.3 Les grandeurs radiométriques et dosimétriques des rayonnements :

Sont des grandeurs accessibles quantitativement par le calcul ou par la mesure, On distingue :

- **Les grandeurs radiométriques** servant à caractériser le champ de rayonnement.
- **Les grandeurs dosimétriques** servant à caractériser l'effet « physique » des rayonnements sur la matière en termes d'énergie transférée ou de dépôt d'énergie [6].

I .3.1 L'énergie cédée :

Est La somme du dépôt d'énergie « ε_i », consécutif à une interaction « i », exprimée en Joule (**J**). Elle est définie par la relation suivante :

$$E = \sum \varepsilon_i = \varepsilon_{in} - \varepsilon_{out} + \sum Q \quad \text{I.4}$$

Où :

- ε_{in} : L'énergie incidente de la particule ionisante (à l'exclusion de l'énergie de masse),
- ε_{out} : La somme de toutes les énergies sortant de l'interaction sous forme de particules ionisantes (à l'exclusion de l'énergie de masse).
- $\sum Q$ est la modification de l'énergie de masse du noyau et de toutes les particules impliquées dans l'interaction [11].

I .3.2 L'énergie massique ou spécifique :

L'énergie massique ou spécifique Z est le quotient de l'énergie cédée par les rayonnements ionisants (E) dans le volume de matière de masse (m).

$$Z = \frac{E}{m} \quad \text{I.5}$$

Où : E : L'énergie cédée par les rayonnements ionisants

m : La masse de la matière dans un volume

Exprimée en **Gray** tel que : $1\text{Gy} = 1\text{J} \cdot \text{Kg}^{-1}$ [11].

I .3.3 Les grandeurs radiométriques :

I .3.3.1 La fluence :

Est la Quantité de particules traversant un élément de surface autour du point P. exprimée en m^{-2}

$$\varphi = \frac{dN}{da} \quad \text{I.6}$$

Où :

dN : La quantité de particules

da : L'élément de surface

I .3.3.2 Le débit de fluence (flux de photons) :

Est la Quantité de particules traversant un élément de surface autour du point P par unité de temps, exprimé en $\text{m}^{-2}.\text{s}^{-1}$ [12].

$$\phi = \frac{d\varphi}{dt} = \frac{d^2N}{da.dt} \quad \text{I.7}$$

I .3.3.3 La fluence d'énergie :

Est définie comme étant le quotient dE par da , exprimée en J.m^{-2} [1].

$$\psi = \frac{dE}{da} \quad \text{I.8}$$

Où ; dE : L'énergie des particules incidentes

da : Unité de surface

I. 3.3.4 Le flux d'énergie ou Intensité :

Le Flux d'énergie est défini comme la dérivée du flux par rapport au temps.

exprimé en W.m^{-2} [11].

$$\dot{\psi} = \frac{d\psi}{dt} = E \frac{d^2N}{dt} \quad \text{I.9}$$

I .3.4 Les grandeurs dosimétriques :

I .3.4.1 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 Unit and measurements) comme le quotient de la charge ΔQ par le volume d'air de masse Δm .

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad \text{I.10}$$

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

Les ions produits par l'absorption des rayonnements de freinage émis par les électrons secondaires très énergétiques n'entrent pas dans la charge ΔQ [13].

L'unité : $C. Kg^{-1}$, L'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R), $1R = 2.58. 10^{-4} C. Kg^{-1}$.

I .3.4.2 Le Kerma : Dose transférée

Le terme kerma est l'acronyme anglais de « **kinetic energy released per unit mass** » (énergie cinétique libérée par unité de masse) a été définie pour les rayonnements indirectement ionisants. 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 :

$$K = \sum \frac{E_{cin}}{dm} \quad \text{I.12}$$

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

$1Gy = 1 J/kg$. Une ancienne unité est encore souvent employée le rad ($1 rad = 10^{-2} Gy$).

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 [14].

I .3.4.3 Le débit de Kerma $\dot{K}$:

Est le quotient de variation du KERMA dK pendant l'intervalle de temps dt .

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad \text{I.13}$$

Où :

dK : Variation du Kerma,

dt : Intervalle de temps.

Unités : $J.Kg^{-1}. S^{-1}$ Soit le $Gy. S^{-1}$, on utilise plus généralement le $mGy. h^{-1}$ Ou le $\mu Gy. h^{-1}$ [6].

I .3.4.4 Le TERMA :

TERMA (**Total Energy Released per unit Mass**) : représente l'énergie totale libérée par unité de masse, en J/kg ou gray (Gy). Cette grandeur caractérisée par le coefficient linéaire d'atténuation (μ) mesurée en cm^{-1} . Ce coefficient représente la probabilité d'interaction par unité de parcours. Il varie avec l'énergie (E), la densité (ρ) et le nombre atomique (Z effective).

Le TERMA est donné par la fonction suivant :

$$\text{TERMA} = \Psi(\mu / \rho) \quad \mathbf{I.14}$$

Ψ : la fluence énergétique de faisceau [4].

I .3.4.5 La dose absorbée :

La dose absorbée est une grandeur dosimétrique fondamentale en radiothérapie, qui permet de quantifier l'interaction d'un rayonnement avec la matière.

La dose absorbée, en un point M se définit comme le rapport de l'énergie effectivement absorbée dans un élément de volume de masse dm :

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm} \quad \mathbf{I.15}$$

Où :

dE_{abs} : L'énergie absorbée.

dm : La masse dans un élément de volume.

Unité SI : Gy (1Gy = 1 J/kg) [14].

I .3.4.6 La dose équivalente :

Si on multiplie la dose absorbée dans un tissu vivant par un facteur radiologique. W_R ; On obtient une dose équivalente H_T qui mesure l'effet biologique [14] et permet d'obtenir une unité qui rend compte du degré de nocivité de différents types de rayonnement [2]:

$$H_T = \sum W_R D_{TR} \quad \mathbf{I.16}$$

Où :

H_T : Dose équivalente dans le tissu, ou l'organe T.

D_{TR} : Dose absorbée moyenne dans le tissu ou l'organe T due au rayonnement R.

W_R : Facteur de pondération radiologique [6].

L'unité de la dose équivalente est le Sievert (Sv), l'ancienne unité est le rem : 1Sv = 100 rem.

La publication 60 de la CIPR a attribué à chaque type de rayonnement les facteurs de pondération W_R :

Pour les photons et les électrons $W_R = 1$; pour les particules alpha $W_R = 20$; pour les neutrons W_R varie en fonction de l'énergie [14].

I.3.4.7 La Dose efficace

Certains tissus ou organes du corps humain sont plus radiosensibles que d'autres. Une même dose équivalente peut induire des effets biologiques et des risques différents en fonction de l'organe irradié. On a introduit une nouvelle grandeur, caractéristique de l'effet des rayonnements ionisant sur le vivant.

La dose efficace, notée E . C'est la somme des doses équivalentes délivrées aux différents tissus et organes du corps, par exposition externe et interne, et pondérées par un facteur de pondération tissulaire W_T . Exprimée en Sv [14].

$$E = \sum_T W_T H_T \quad \text{I.17}$$

Où : W_T : Facteur de pondération tissulaire

H_T : Dose équivalente dans un tissu, ou un organe T.

Tableau I.1 : Valeurs des facteurs de pondération tissulaire [14]

Tissu ou organe	W_T (%)	$\sum W_T$ (%)
Gonades	8	8
moelle osseuse (rouge), colon, poumons, estomac, seins	12	60
vessie, foie, œsophage, thyroïde	4	16
Peau, surface des os, cerveau, glandes salivaires	1	4
Autres tissus ou organes	12	12

Chapitre II

Généralités en Radiothérapie

Chapitre II : Généralités en Radiothérapie

Introduction :

La radiothérapie est l'une des armes les plus puissantes pour la lutte efficace contre la maladie du cancer par des sources de rayonnements ionisants externes au patient.

Les techniques de traitement et de l'équipement d'irradiation ont été développées grâce aux progrès de la robotique, de l'informatique et de l'imagerie, pour but de détruire les cellules cancéreuses dans une manière optimale et de protéger le mieux possible les tissus sains environnants, Ces deux aspects sont inséparablement liés et doivent être présents l'esprit au cours de chaque traitement de radiothérapie.

II.1 Équipements en radiothérapie :

La prise en charge des patients en radiothérapie comprend deux étapes successives qui font intervenir différents équipements : matériels et logiciels.

- La phase de préparation avec l'acquisition des données d'imagerie permettant de définir les contours de la tumeur et des tissus sains environnants, la définition de la balistique et la planification du traitement, etc.
- La phase de délivrance des traitements en particulier : la vérification du bon positionnement du patient, l'irradiation de la tumeur et les contrôles de conformité des traitements [18].

II.1.1 Le scanner :

Le Scanner ou computed tomography (CT) est une imagerie tomographique basé sur l'utilisation des coefficients d'absorption X du corps humain, son principe consiste à réaliser des images en coupes fines du corps.

C'est un examen non seulement utilisés pour le diagnostique et le repérage de la cible, mais surtout indispensable pour la radiothérapie, car c'est lui qui permet d'obtenir l'information nécessaire pour simuler le dépôt d'énergie des rayonnements dans le patient [15].



Figure II.1 : Scanner simulateur (CT-SIM : CAC Batna)

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 [15].

Principe générale de fonctionnement de scanner :

La source de rayons X et l'ensemble de capteurs tournant de façon synchrone autour du patient, accompagné d'un déplacement longitudinal de la 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) [16].

Le principe de scanner 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 (TDM) on mesure l'intensité de la source X atténuée par l'objet imagé.

Un faisceau de rayon X traversant un organe d'épaisseur dx subit une variation de son intensité dI , cette variation d'intensité est donnée par la loi de Beer-Lambert comme suit :

$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx \quad \text{II.1}$$

I : Le flux des photons incident.

μ : Le coefficient d'atténuation linéique de l'organe.

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

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad \text{II.2}$$

A l'aide des données projetées et après la reconstruction d'image à partir d'un grand nombre de mesures d'atténuation suivant diverses incidences. Un ordinateur détermine la valeur de μ pour chaque volume élémentaire de l'image (voxel). En fait, on n'attribue pas une valeur de μ à chaque voxel mais plutôt un nombre de Hounsfield (HU), qui a une traduction en valeur de gris et dont l'expression mathématique est :

$$HU = 1000 \times \frac{\mu_x - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \quad \text{II.3}$$

Où μ_{eau} est le coefficient d'atténuation linéique de l'eau.

La valeur de μ et donc de celle de HU dépendent de l'énergie des photons émis par le tube du scanner. Par conséquent, la relation qui lie la densité électronique avec les nombres d'Hounsfield dépend du scanner et doit être mesurée.

Cette relation, qui se traduit sous forme d'une courbe expérimentale est très importante car les systèmes de calcul de la distribution de dose ont besoin de la densité électronique de chaque voxel pour calculer avec précision la dose délivrée [15].

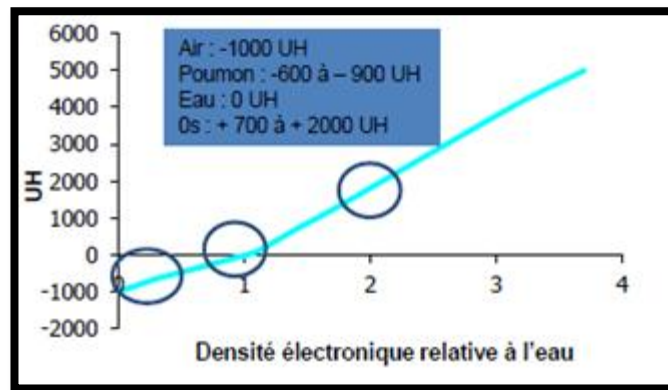


Figure II.2 : Courbe des nombres d'Hounsfield en fonction de la densité électronique.

II .1.2 Le Système de Planification des Traitements ou « TPS » :

C'est un dispositif médical composé d'un ordinateur, d'un logiciel et d'accessoires périphériques. Le TPS construit un modèle 3D virtuel du patient à traiter à partir de multiples coupes tomодensitométriques (TDM) transversales acquises en position de traitement, et

éventuellement à partir de coupes provenant d'autres modalités comme l'IRM, TEMP, TEP [26].

Les étapes de TPS sont présentées comme suivant :

1. Positionnement du patient et du système de contention :

Dans cette étape il faut rechercher la position du patient la plus adaptée au traitement (confort, reproductibilité, dégagement des tissus sains) ainsi que d'avoir un système de contention le plus performant pour maintenir le patient dans la position de traitement [8].



Figure II.3 : Image de positionnement avec des contentions

2. Acquisition des images diagnostiques :

Avant l'acquisition de scanner il faut configurer les données de scanner avec le TPS (Nombre de Hounsfield densité électronique), après l'acquisition de scanner les images sont transférées vers le TPS ou un système de contournage automatique [2].



Figure II.4 : Acquisition des images anatomiques (CAC Batna)

3. Définitions anatomiques (optimisation géométrique) :

Dans cette étape le médecin commence la définition et la délimitation des contours correspondant aux structures saines et critiques, ces volumes tumoraux et les expansions sont en

3D pour tenir compte des mouvements internes et externes du patient. Les incertitudes de contourage sont prises en compte dans le repositionnement de patient à chaque séance de traitement [8].

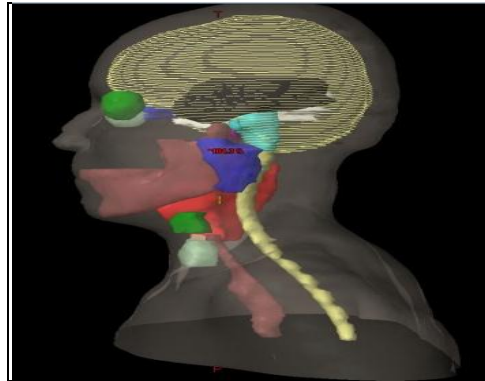


Figure. II.5 : Contourage des cibles et des différents organes à risque (CAC Batna).

4. Définition des faisceaux (optimisation géométrique) :

Les physiciens interviennent dans la détermination des faisceaux (énergie, nombre, incidence) 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 multilames, utilisent des modificateurs de faisceaux (bolus, filtre en coin) et déterminent la pondération de chaque faisceau [8].

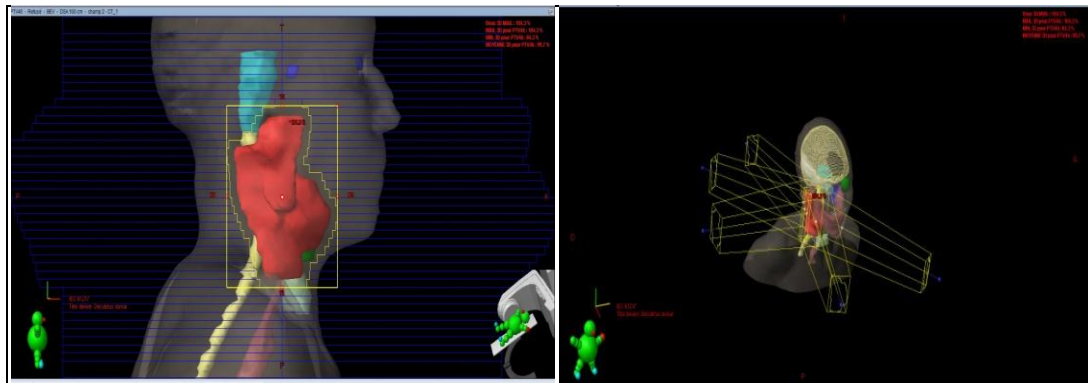


Figure II.6: Détermination des faisceaux (vue 3D des faisceaux entrant dans le patient)

(CAC Batna)

5 .Calcul de la dose (optimisation dosimétrique) :

Dans le TPS on sélectionne l'algorithme de calcul de dose et la méthodologie de calcul avec le choix de la grille de calcul dosimétrique [8].

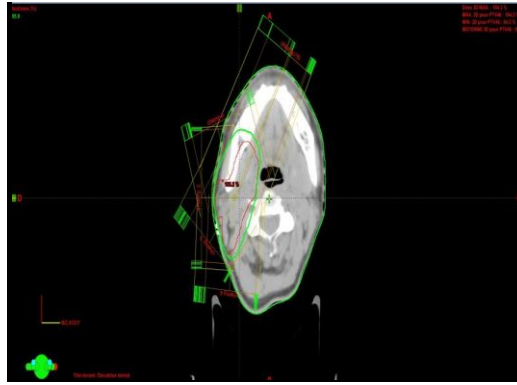


Figure II.7: Calcul dosimétrique (CAC Batna).

6. Evaluation du plan de traitement (optimisation dosimétrique) :

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 (HDV : représentation graphique du pourcentage de volume irradié en fonction de la dose délivrée) on peut optimiser les doses délivrées pour répondre aux objectifs cliniques [8].

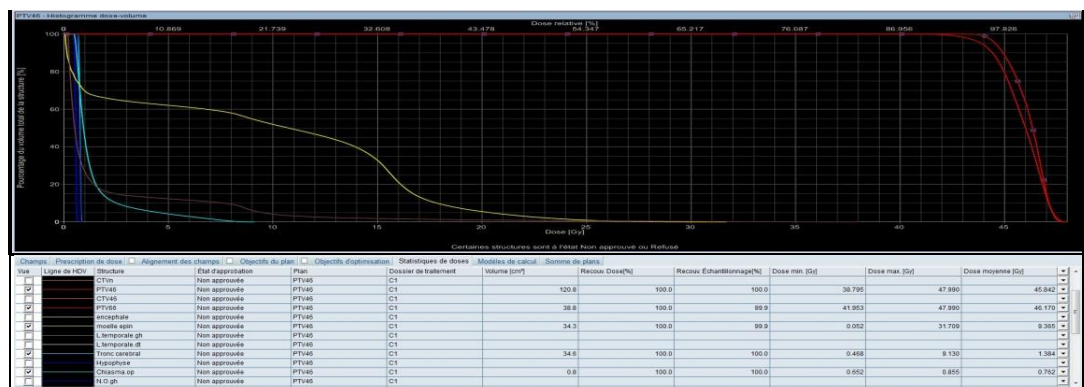


Figure II.8 : Histogramme dose-volume et récapitulatif des dose aux organes (CAC Batna)

7. Mise en application du plan de traitement (optimisation dosimétrique) :

Après les calculs dosimétriques les Unités Moniteur (UM : temps de traitement par faisceau) sont déterminés. La vérification et validation du plan de traitement se fait par un physicien Médical qualifiée 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 [8].

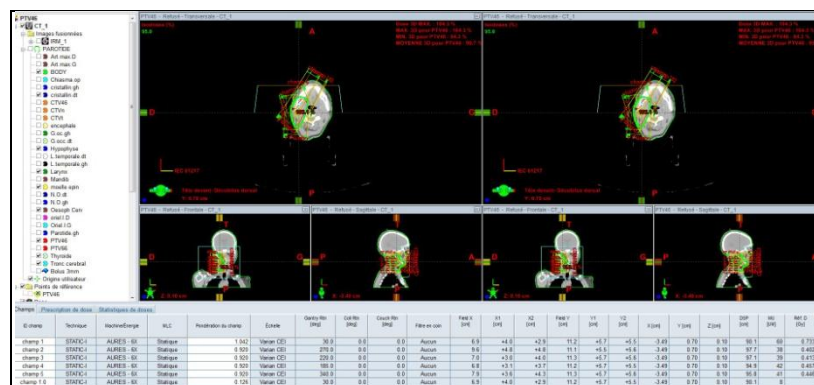


Figure II.9 : Optimisation du traitement (CAC Batna).

II.1.3 Accélérateurs linéaire :

A. Description générale :

Lorsque le traitement a été planifié le patient peut être traité, les traitements sont délivrés à l'aide d'un accélérateur linéaire (couramment appelés LINAC Liner Accelerator) sont des installations souvent de grande taille dont le but est le traitement des tumeurs par bombardement de photons ou d'électrons accélérés [9].

Ces travaux de présent manuscrit ont été effectués au sein du service de radiothérapie CAC Batna, où 3 accélérateurs linéaires sont mis en service pour le traitement de type **DHX2300** élaboré par le constructeur **VARIAN**. Se décompose en plusieurs parties :

- 1- La structure ou statif.
- 2- Le bras pouvant effectuer une rotation de 360°.
- 3- Un collimateur constitué de mâchoire ou de fines lames.
- 4- Un imageur portale (option) permettant de faire des clichés radio.
- 5- La table de traitement [9].

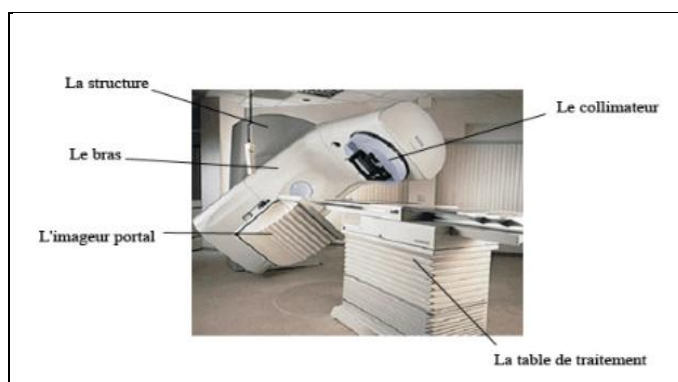


Figure II.10 : Schéma d'un accélérateur VARIAN [9]

B. Description technique :

L'accélérateur linéaire permet de générer des faisceaux d'électrons ou de photons d'énergie comprise entre 4 et 25 MeV.

Les électrons sont accélérés en fonction de l'énergie de traitement souhaitée. Ils ont un parcours fini dans les tissus, qui est proportionnel à leur énergie. Cette caractéristique limite l'utilisation des électrons aux localisations superficielles (ganglions). Pour éradiquer des tumeurs plus profondes, il faut recourir aux rayons X plus pénétrants. Les rayons X sont des photons de freinage produits par une cible en tungstène placée sur le trajet des électrons.

L'accélérateur se compose du statif, sur lequel s'articule le bras, muni d'une rotation isocentrique. Le bras supporte la tête d'irradiation (Fig. II.12). Les électrons sont produits ou acheminés dans la tête d'irradiation, qui est munie de dispositifs permettant de produire un faisceau focalisé d'électrons ou de photons (Fig. II.11). Un collimateur à mâchoires mobiles permet de régler la taille du champ. Il est muni d'une rotation isocentrique. Les axes de rotation du bras et du collimateur déterminent un point isocentre, utilisé comme point de référence en radiothérapie (Fig II.12.).

Le faisceau est focalisé dans la tête de l'appareil, et son axe doit coïncider rigoureusement avec l'axe du collimateur. La focalisation du faisceau permet d'assimiler son origine à une source ponctuelle localisée dans la tête de l'appareil. La distance entre la source et l'isocentre est fixée précisément à un mètre.

Le patient est installé sur un lit ou table de traitement comme lors de la simulation. La table dispose d'une rotation autour de l'axe vertical passant par l'isocentre de l'accélérateur (Fig II.12). Une deuxième rotation est possible dans le même plan, mais par rapport au pied de la table. La table dispose des trois translations (verticale, latérale et longitudinale) nécessaires au positionnement du patient dans le plan d'irradiation de l'accélérateur. Les déplacements sont calculés par rapport à l'isocentre de l'appareil. Le faisceau d'irradiation est matérialisé par une simulation lumineuse. Une lampe de forte puissance est installée dans la tête de traitement. La lumière, réfléchiée par un miroir (Fig. II.11), se projette à travers le collimateur en reproduisant la forme du faisceau. L'axe du faisceau peut être visualisé par le croisement de deux fils fixés sur un support placé en dessous du collimateur

Les murs de la salle de traitement sont équipés de trois projecteurs de lumière laser (Fig II.12). Deux projecteurs sont placés latéralement, de part et d'autre de l'accélérateur. Chacun d'eux projette un plan laser horizontal et un plan vertical. La ligne d'intersection des deux plans

passer par l'isocentre. Correctement réglés, les plans lumineux des deux projecteurs sont alignés. Le troisième projecteur est placé face à l'appareil, en hauteur. Il ne projette qu'un seul plan vertical passant par l'isocentre. Les projections lasers facilitent l'installation du patient [24].

La méthode de contrôle du positionnement du patient est fondée grâce à une imagerie portale.

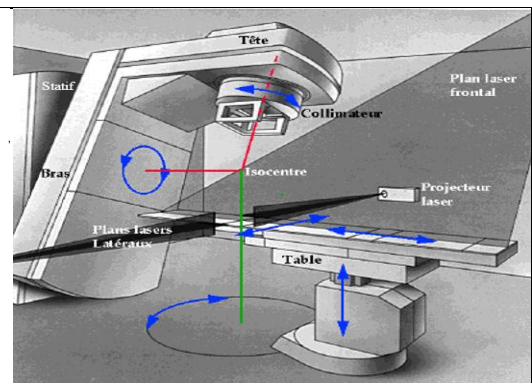
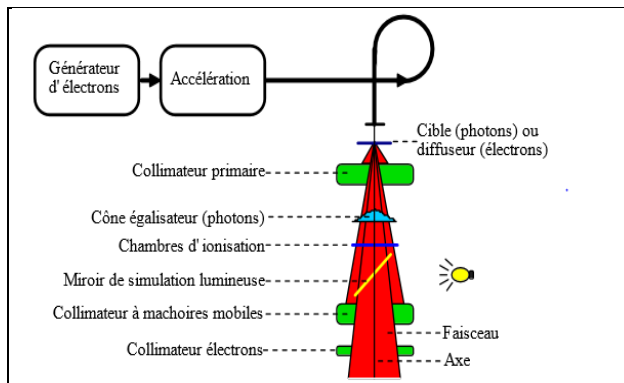


Fig II.11: Production du faisceau d'irradiation **Fig II.12L'accélérateurs et ses degrés de liberté** [24].

II.1.3 Le système Record & Verify (R&VS) :

Le Système d'Information en Radiothérapie (Record and Verify System), dont le développement est devenu incontournable depuis le milieu des années 90[28].

C'est un réseau de communications entre tous les équipements de radiothérapie qui les relie dans un serveur.

Le **R&VS** contient l'ensemble des éléments propres à la prescription technique pour la délivrance du traitement par l'accélérateur. Cette prescription est transmise depuis le TPS et est transférée à l'appareil de traitement. Le R&V enregistre et contrôle la délivrance de la dose.

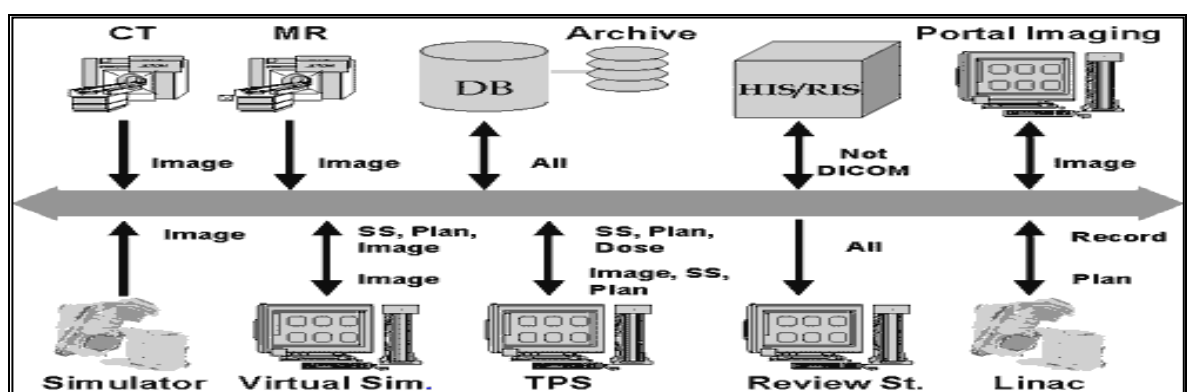


Figure II.13 : Système Record & Verify et l'ensemble des éléments [28].

II.2. Circuit de patient dans un service de radiothérapie :

Le déroulement d'une radiothérapie est toujours le même repose sur un travail d'équipe entre le manipulateur, le physicien, le dosimétriste coordonnés par l'oncologue radiothérapeute, pour réaliser un traitement dans son ensemble, de nombreuses étapes sont nécessaires après la consultation initiale du médecin.

1. La phase de repérage (simulation):

Première étape indispensable de la radiothérapie, le repérage de la cible est une étape essentielle de préparation. En oncologie, la priorité est donnée aujourd'hui à l'imagerie « multi-modalités », c'est-à-dire à l'utilisation conjointe de plusieurs types d'examens pour repérer le volume à irradier. Les plus connus sont : le scanner, L'IRM, PET [21].

Généralement, c'est le scanner ou le simulateur scanner qui est utilisé pour l'examen d'imagerie initial. Le patient est immobilisé sur le dos , plus rarement à plat ventre ou sur le côté avec différents moyens de contention (coussin, plan incliné, sandow, masque thermoformé personnalisé) qui rendent sa position confortable et reproductible tout au long du traitement, et des artifices (fils de plomb, produit de contraste) visibles sur les clichés radiologiques de repérage, pour visualiser les tumeurs, les cicatrices, les organes critiques ...;de plus le mise en place de marque sur le masque ou sur la peau (tatouage effaçables avec un feutre de couleur ou indélébiles avec de très fines aiguilles jetables) pour marquer l'isocentre, c'est-à-dire la jonction entre les axes de rotation du bras de l'accélérateur linéaire et du collimateur, les données sont enregistrées [17] à partir de travail informatique consiste ensuite à corréler l'information de ces différentes imageries. Le radiothérapeute va dessiner sur les différentes images scanner du patient l'ensemble des structures saines à protéger (OAR) ainsi que les différents volumes à irradier [21].

2. Planification dosimétrique du traitement :

La plupart du temps la planification du traitement est réalisée avec l'assistance d'un système informatique de planification de traitement(TPS). Suivant le degré de complexité et les risques associés au traitement [21].Il permet de créer des contours qui définissent des structures anatomiques ou des régions qui aident à la planification. C'est à l'aide du TPS que le radio-oncologue trace le GTV et le CTV sur l'image acquise lors de l'examen CT [23].

Définition des différents volumes utilisés par les médecins et les physiciens : Selon les normes de l'I.C.R.U.

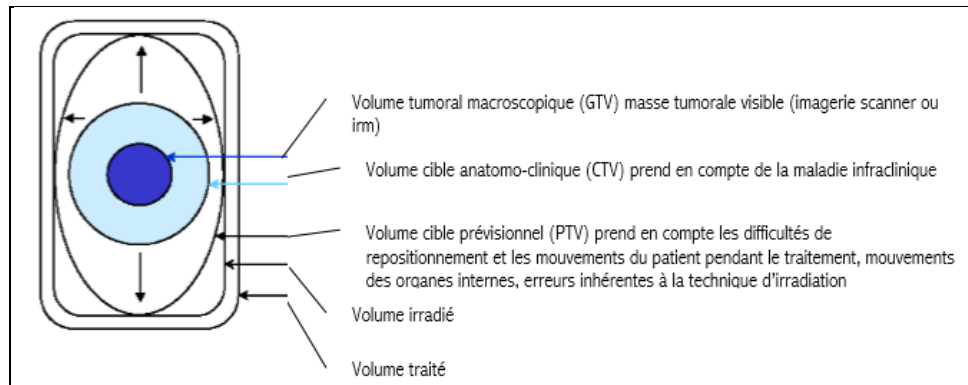


Figure II.14 : Schéma représentant les différents volumes irradiés [20].

Un dernier volume qui n'est pas représenté, n'étant pas présent systématiquement, concerne les organes à risque.

OAR (les organes à risques) : sont des tissus normaux 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 [19].

L'évaluation de ces différentes marges reste variable selon la localisation anatomique et le patient.

La planification de traitement se divise en deux grandes branches principales : la planification directe et la planification inverse. Une comparaison conceptuelle des deux est présentée à la figure 2 [23].

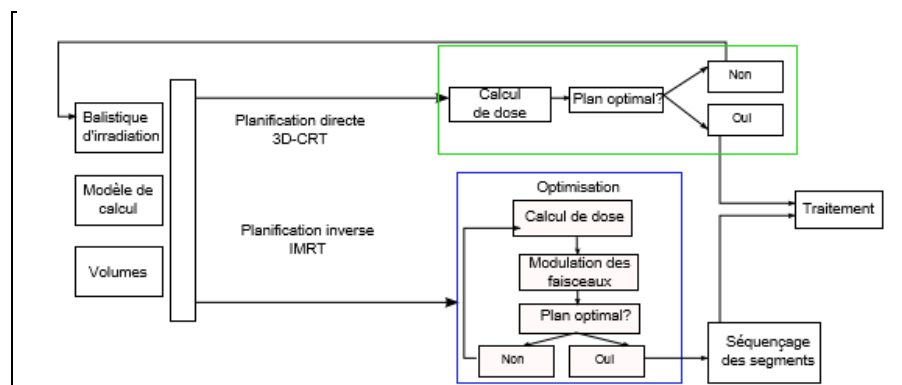


Figure II.15 : Comparaison conceptuelle entre la planification directe et la planification inverse [9].

- **Poser la balistique :**

L'objectif de cette phase est de simuler le traitement sur le patient « virtuel » entré dans le programme (généralement, la reconstruction volumique du patient à partir des coupes jointives du scanner) [21].

Le physicien médical va déterminer la balistique du traitement, comme suit:

- 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 (BEV), c'est-à-dire vue du faisceau incident.
- L'ajustement des faisceaux : choix du type de rayonnement, des accessoires, des modificateurs de faisceaux (caches, bolus, filtres en coin) [21].

Une fois la balistique d'irradiation déterminée, le calcul tridimensionnel des distributions de doses est effectué [9].

- **La phase de calcul dosimétrique :**

L'étape de calcul de dose est le point clé de la planification de traitement. Où le programme va calculer la dose déposée par chaque faisceau et quantifier l'irradiation dans chaque organe considéré en se basant sur la balistique et les images CT du patient. Pour ce calcul, les hétérogénéités tissulaires du patient sont prises en compte à partir des cartes de densité électroniques déduites des images CT [17].

- **L'évaluation du plan de traitement :**

Se fait à partir des courbes isodoses (courbes représentant coupe par coupe les niveaux de même dose) et des histogrammes Dose Volume calculés. Plusieurs essais de balistique sont parfois nécessaires pour aboutir au meilleur résultat [9]. Au moyen de ces courbes, on peut voir quel pourcentage du volume a reçu au moins telle dose ; Cela permet très rapidement d'estimer une qualité de planification en visualisant les risques de sous et sur-dosage [21].

- **Implémentation du plan de traitement :**

- Vérification et validation du plan de traitement par le physicien et le médecin.
- Transfert du plan de traitement vers le système d'enregistrement et de vérification.
- Importation du plan de traitement sur l'appareil de traitement afin de réaliser les différentes séances de traitement du patient [26].

3. Réalisation pratique du traitement :

Lorsque le traitement a été planifié, le patient peut être traité à l'aide d'un accélérateur linéaire, selon les étapes suivantes :

a) mise en place (imagerie portale) :

- La contention du patient : réalisation de moules thermoformés coordonnés de table (ou coques sous vide) pour immobiliser le patient dans la même position comme le jour de simulation.
- Le repositionnement du patient sous l'appareil : est fait à partir des lasers dans la salle de traitement dont les traits sont alignés sur des points tracés sur le masque du patient ou la peau, qui permet de contrôler que la balistique choisie est compatible avec le patient.
- Patient seul dans la salle dont les murs et la porte sont épais et plombés [17], surveillance audio/vidéo pendant l'irradiation.
- Le bras de l'accélérateur va tourner plusieurs fois pour atteindre les angles d'irradiation désirés.
- Un contrôle radiologique de la zone irradiée peut être effectué par une imagerie portale (on utilise du faisceau X incident) [21].

L'imagerie portale(IP) 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 (Recalage si nécessaire) si l'image obtenue n'est pas celle de DRR (Digital Reconstructed Radiograph) [19].

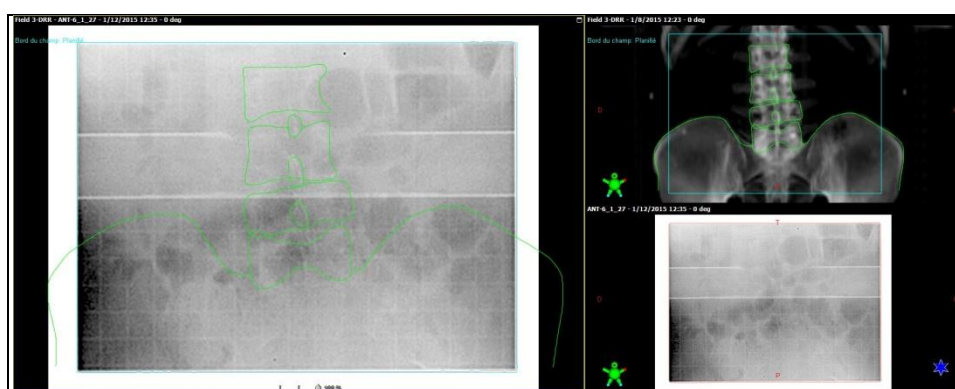


Figure II.16 : Exemple de DRR et de radiographie de contrôle (CAC Batna)

b) Traitement :

Après la validation du médecin la mise en place, le patient commence son traitement [19].

Le temps de traitement quotidien est de l'ordre de 10 minutes comprenant la mise en place, le traitement avec les différents faisceaux, contrôles [17].

II.3 Les techniques de traitements en radiothérapie :

Le choix d'une stratégie de traitement sera un compromis entre une rémission de la maladie et une limitation des effets secondaires indésirables.

II.3.1 La radiothérapie 2D :

La technique de radiothérapie 2D ou conventionnelle consiste en la mise en place des champs d'irradiation de formes simples généralement carrés ou rectangles, à partir des clichés radiographiques par rapport à des repères osseux sans repérage précise du volume à traiter réalisé par un simulateur classique. Le radiothérapeute définit des marges de sécurité pour s'assurer que le champ d'irradiation couvre bien l'ensemble du volume cible. De ce fait, il est difficile de délivrer une dose élevée qui est généralement synonyme d'augmentation du contrôle local de la maladie sans induire des complications aux organes voisins [22].

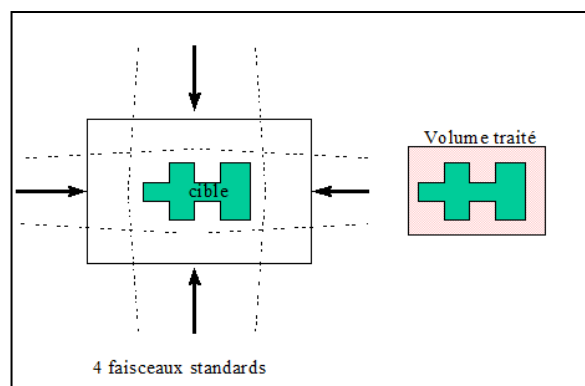


Figure II.17 : Caractéristiques principales des faisceaux pour la radiothérapie conventionnelle

II.3.2 Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle (RTC-3D) :

La RTC-3D est définie comme étant une irradiation transcutanée dans laquelle le volume traité est adapté au volume cible reconstruit en trois dimensions.

La RTC-3D utilise une dose uniforme d'irradiation avec une distribution de dose qui se conforme à la géométrie de la tumeur.

C'est l'association de différents progrès technologiques qui a permis à la fin des années 1990 l'avènement de la radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle RTC-3D. L'utilisation combinée de l'imagerie tridimensionnelle (3D) et des collimateurs multilames (MLC) motorisés, dont le mouvement et la position sont contrôlés par ordinateur, a permis l'adaptation de la forme du faisceau de rayonnement à celle de la tumeur de façon reproductible et avec une précision millimétrique [27].

Le calcul dosimétrique, réalisé à l'aide des systèmes de planification de traitement (TPS), a permis la simulation et donc l'optimisation précise de la distribution des doses reçues par le volume cible en fonction des configurations d'irradiations prévues.

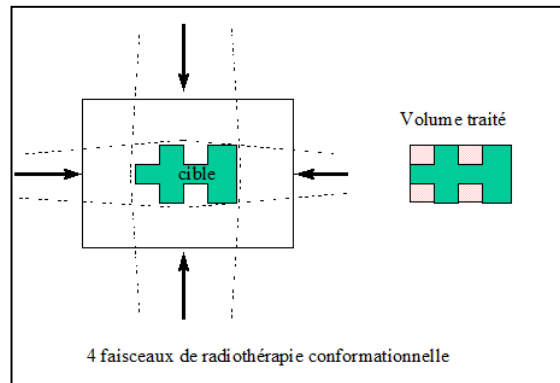


Figure II.18 : Caractéristiques principales des faisceaux pour la radiothérapie conformationnelle.

II.3.3 Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle avec modulation d'intensité (RCMI) :

La RCMI est une radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle dans laquelle la fluence des faisceaux est modulée en cours de séance. Le collimateur multilames va permettre de segmenter plus ou moins finement chaque champ d'irradiation, ce qui n'est pas le cas en RTC-3D où l'ouverture des lames est constante tout au long de l'irradiation. Le champ d'irradiation est ainsi décomposé en de multiples segments avec de forts gradients de dose entre les différents segments.

Cette segmentation est obtenue soit en superposant des champs élémentaires statiques, soit en déplaçant de manière dynamique les lames au cours de l'irradiation. Dans ce dernier cas, chacune des lames est animée par un moteur indépendant et l'ensemble est piloté par ordinateur qui permet grâce à un système de dosimétrie inverse, d'affiner la distribution de la dose.

Les intérêts dosimétriques d'une modulation d'intensité consistent en l'obtention d'une distribution complexe de doses (formes concaves adaptées à l'anatomie), en la délivrance de façon plus sélective de la dose prescrite à la tumeur, en augmentant la dose dans le volume cible et en réduisant les doses aux organes à risque [27].

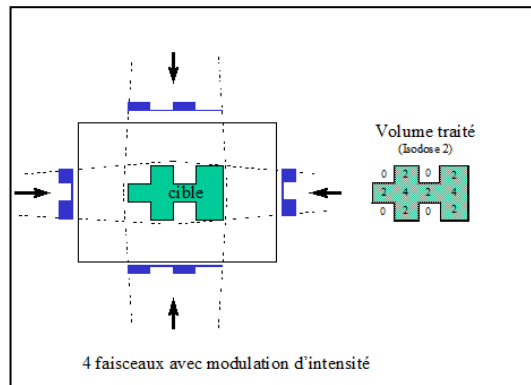


Figure II.19 : Caractéristiques principales des faisceaux pour la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité.

II.3.4 L'arc thérapie :

L'arc thérapie avec modulation d'intensité, appelée Intensity Modulated Arc Therapy (IMAT) a été introduite par (Yu, 1995). C'est une technique dynamique qui fait varier à la fois la position des lames et l'angle de bras de l'appareil pendant l'irradiation.

L'objectif principal est de diminuer le temps de traitement et le nombre d'unité moniteur délivrées par rapport à la RCMi stationnaire tout en maintenant au moins la même qualité de distribution de dose [25].

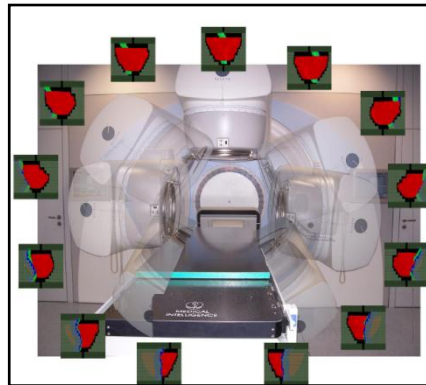


Figure II.20 : Traitements par IMAT [25].

Chapitre III

***Principe de la Radiothérapie
conformationnelle tridimensionnelle
avec modulation d'intensité***

Chapitre III : Principe de la Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité

Introduction :

L'utilisation de collimateurs, la multiplication des faisceaux et la modulation de l'énergie du faisceau de photons permettent de réaliser des irradiations extrêmement précises dites «conformationnelle avec modulation d'intensité ».

III. 1 Modes de production de faisceaux modulés :

La RCMI utilise une modulation de l'intensité du flux de photons à l'intérieur du faisceau d'irradiation. Il s'agit d'une variation spatiale de la fluence.

La technique n'est pas nouvelle ; elle était déjà utilisée pour améliorer l'homogénéité dans le volume cible (l'utilisation des filtres, les compensateurs) ce qui est nouveau c'est l'utilisation de collimateur multilame et les programmes de planification inverse et d'optimisation.

III.1.1 Les compensateurs physiques

L'utilisation de compensateurs est la méthode la plus ancienne pour la conformation d'un champ d'irradiation. Celle-ci consiste en l'utilisation d'une simple pièce métallique suivant la direction du faisceau dont l'épaisseur varie en fonction de sa position dans le faisceau, la région anatomique à protéger et l'énergie du faisceau de traitement utilisé [29].

III.1.2 Modulation d'intensité par modification automatique du champ par MLC :

Au cours de la séance, les lames du MLC occupent successivement des positions différentes, de manière à n'exposer chaque partie du champ que pendant le temps nécessaire pour obtenir la dose voulue au point considéré .L'interruption de la production de rayonnement pendant le temps de transit des lames définit le mode statique, tandis que la continuité de l'émission du rayonnement pendant le déplacement des lames définit le mode dynamique [28].

III.1.3 Arc thérapie à intensité modulée :

En IMAT la dose est distribuée à partir de la rotation du bras selon un ou plusieurs arcs tandis que le collimateur multilames est programmé pour une séquence de formes de champs complexes [32].

Un arc est défini par deux positions extrêmes entre lesquelles le faisceau est présent tout au long de la séquence, la position des lames pouvant être modifiée tous les cinq degrés. Lorsque plusieurs arcs de traitement sont nécessaires pour délivrer la dose prescrite, cette technique peut allonger de façon non négligeable la durée des séances.

Différents constructeurs proposent actuellement ce type de solution : Rapid Arc (Varian), VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy : Elekta) qui permet une délivrance rapide du traitement associée à une imagerie de contrôle [28].

III.1.4 Tomothérapie hélicoïdale :

La Tomothérapie proposé par (Mackie, 1993) c'est une technique consiste à coupler un scanner avec un accélérateur de particules miniaturisé qui tourne autour du patient en « spirale » pendant que la table se déplace longitudinalement [30].

- Un petit faisceau irradie une tranche du malade passe à travers une fente.
- Un collimateur multimâle module l'intensité pour obtenir une conformation optimale dans la tranche.
- Un détecteur portal permettant une reconstruction tomographique de la dose délivrée.
- Un CT utilisée pour la vérification parfaite du positionnement du malade.

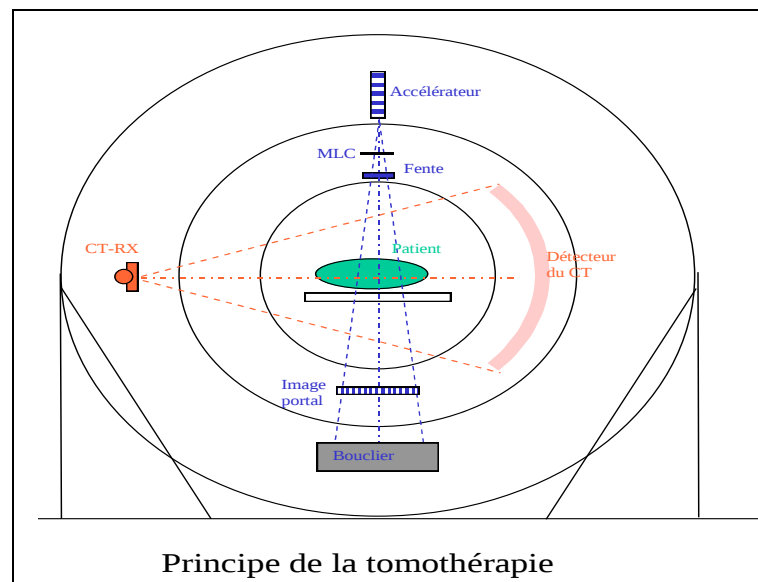


Figure III.1 : Principe de la Tomothérapie

III. 2 Réalisation pratique de la modulation d'intensité par MLC :

Selon le mouvement des lames pendant l'irradiation, deux modes existent : le mode statique nommé Step and shoot (S&S) et le mode dynamique nommé Sliding window (SW) [25].

III. 2 .1 Mode statique (mode discontinu) :

En RCMi type « Step & Shoot» (littéralement «avance et tire»), l'irradiation se fait de manière séquentielle où le faisceau de rayons X est interrompu entre deux positions successives des lames du CML appelées « segment», dont le nombre est en fonction des contraintes de modulation du faisceau. Selon la localisation tumorale à traiter et les contraintes imposées.

Dans ce cas, la modulation du faisceau résulte de la superposition de segments. Chaque segment possède sa propre pondération en dose. Le nombre de segments varie entre 2 et 20 [25].

En **Figure III.2**, un champ d'irradiation hétérogène est décomposé en 2 segments de formes diverses. Ce mode de délivrance n'est pas limité par la vitesse des lames, mais il subsiste un temps mort entre les segments qui diminue l'efficacité d'exécution du traitement. La résolution spatiale de la modulation est alors limitée par la quantité de segments par incidence et par le nombre d'unités moniteur minimal par segment. Il importe d'avoir un algorithme de segmentation qui limite la quantité de segments ainsi que le nombre d'unités moniteur total.

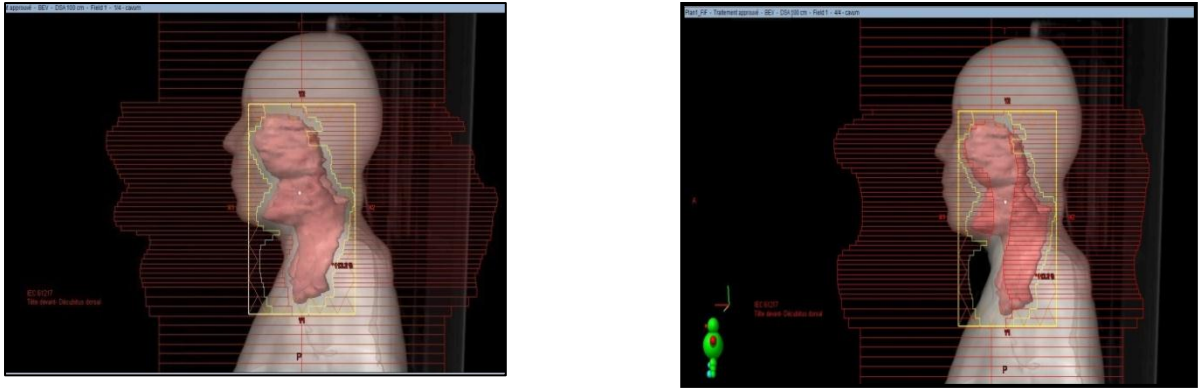


Figure III.2 : Exemple de faisceau possédant 2 segments en technique de RCMI type Step and shoot (CAC Batna)

III. 2 .2 Mode dynamique (mode continu):

En RCMI type « Sliding-window », les lames se déplacent en continu au cours de l'irradiation, illustré par **Figure III.3**. Dans ce cas, le faisceau modulé en intensité résulte du balayage du champ par une fente glissante de forme variable définie par le collimateur multilames. C'est la variation de vitesse de déplacement des lames qui va créer les différences de fluence pour générer le faisceau modulé. La résolution spatiale de la modulation est limitée par la vitesse de déplacement des lames [25].

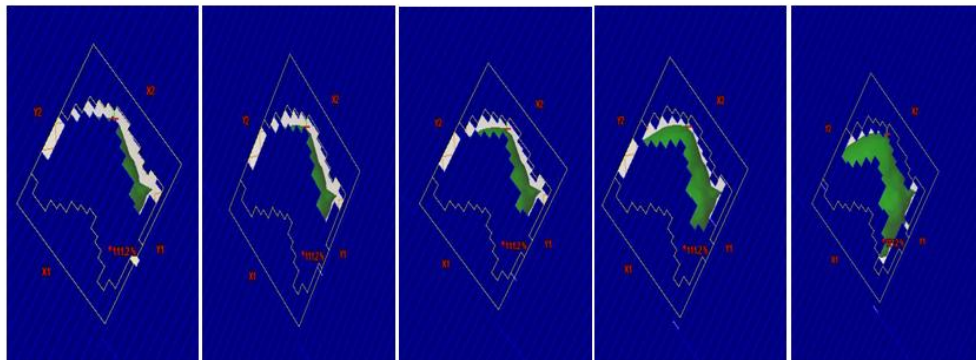


Figure III.3 : Exemple de faisceau modulé délivré en mode Sliding window (CAC Batna)

III.3 Les collimateurs multilames :

Le collimateur multilames (MLC) est un élément mécanique fixé à la tête de l'accélérateur linéaire (Varian Médical Systems) ou intégré (Elekta, Siemens). Qui permet à l'aide des lames mobiles en tungstène effectuant des mouvements continus et asynchrones, de définir précisément la forme du champ et d'atténuer les rayonnements en dehors du champ [31].

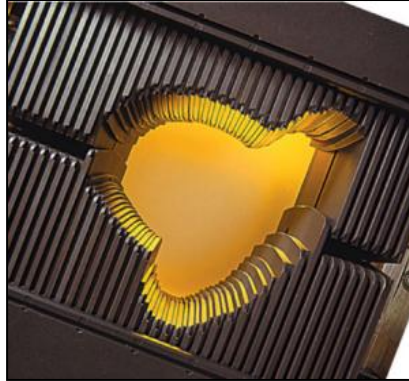


Figure III.4 : Le collimateur multilames (MLC) [31].

III.3.1 Caractéristiques des principaux collimateurs multilames :

Les MLC sont généralement caractérisée par :

- Le nombre des lames : entre 80 et 120 lames.
- L'épaisseur: 5 ou 10 mm.
- La distance minimale entre les lames opposées : 0.5 mm.
- Le Champs Max : $40 \times 40 \text{ cm}^2$ [28].

III.3.2 Influence des caractéristiques des MLC sur la distribution de dose avec modulation d'intensité :

Les problèmes physiques générés par les contraintes mécaniques et géométriques des MLC sont gérés de façon diverse et plus ou moins effective dans les systèmes de planification commercialisés actuellement. Généralement, ils sont compensés par l'introduction de paramètres dosimétriques supplémentaires [28].

III.3.2.1 Transmission :

Est définie comme Le rapport entre la dose mesuré sur un champ fermé par MLC et le même champ ouvert afin de déterminer le facteur de transmission pour chaque énergie.

III.3.2.2 Focalisation :

Dans la plupart des MLC le front des lames n'est pas focalisé, ce qui entraîne une discordance entre le champ lumineux et le champ irradié d'autant plus importante que leur

position s'éloigne de l'axe. Ce décalage champ irradié champ lumineux est corrigé par les constructeurs.

De plus, l'arrondi du front des lames de certains MLC augmente la transmission en bord de celles-ci et la pénombre. Ce phénomène, d'incidence faible pour des champs statiques devient non négligeable pour des irradiations dynamiques, car son effet se répartit sur toute la largeur du champ irradié [28].

III.3.2.3 Précision de la position des lames :

En mode statique, seules les isodoses du bord des segments sont affectées par une erreur de positionnement ainsi que la dose au centre pour les segments de petites tailles.

En mode dynamique, une erreur de positionnement des lames se traduit par une modification de l'espacement entre les lames opposées et induit un écart de dose sur l'ensemble du champ irradié puisque les lames traversent la totalité du champ pendant l'irradiation [28].

III.3.2.4 Vitesse de déplacement des lames :

En mode statique, la vitesse de déplacement des lames n'a pas de conséquence particulière sur la distribution de dose. Par contre en mode dynamique une vitesse de lame stable conduira à un profil d'intensité uniforme alors qu'une variation de la vitesse des lames au cours de l'irradiation introduira des fluctuations au niveau des profils [28].

III.4 Système de planification inverse :

La mise en œuvre d'un traitement de ce système nécessite les dispositifs suivants :

- Les outils de la radiothérapie conformationnelle 3D,
- Un logiciel de planification inverse (optimisation de la fluence des faisceaux à partir des contraintes prescrites),
- Un séquenceur permettant de traduire la fluence en mouvement des lames ;
- Des outils de transfert (logiciels et réseaux) et d'automatisation des traitements ;
- Un contrôle de qualité renforcé [29].

III.4.1 Configuration du système :

Pour la RCMI la configuration du système de planification, doit permettre de modéliser l'influence sur la distribution de dose des caractéristiques mécaniques, géométriques et dosimétriques du MLC pour les conditions d'utilisation spécifiques à la RCMI.

Selon le TPS, les divers paramètres d'influence relatifs au MLC sont plus ou moins pris en compte :

- La variation de transmission du front des lames arrondies.
- Les fuites inter-lames et la transmission.

La nature des données supplémentaires à acquérir dépend de l'algorithme de calcul de dose utilisé. Il est donc recommandé d'évaluer la prise en compte de ces paramètres par le TPS utilisé et d'estimer l'écart sur la dose qui découle de l'absence de prise en compte lorsque celle-ci n'est pas possible [28].

L'acquisition des données dosimétriques telles que :

- La variation de la dose avec la taille du champ.
- Les RTM (Rapport Tissu –Maximum) et rendements.
- Les profils de dose.
- la dose absolue.
- Mesures supplémentaires : Dosimetric Leaf Gap(DLG), transmission ...

III.4.2 Système de planification inverse :

Le terme de planification inverse est utilisé afin de différencier la manière d'obtenir le plan de traitement optimum par rapport aux techniques traditionnelles sans modulation dites de planification directe [22].

La planification inverse intégrale serait de donner des critères comme la dose et de laisser l'ordinateur choisir l'ensemble des paramètres (nombre de faisceaux, énergie, direction, taille, position du MLC....). Dans l'état actuel des programmes, la planification inverse concerne uniquement la modulation d'intensité. La position de l'isocentre, l'énergie, les directions des faisceaux sont choisies par l'utilisateur. Le programme s'arrêtera lorsque les critères fixés seront atteints.

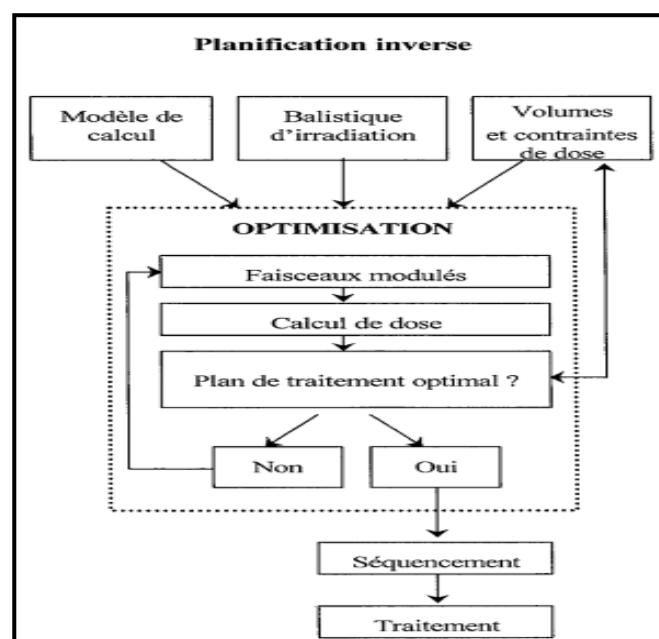


Figure III.5 : Etapes principales de planification inverse [22].

Le système de planification inverse se décompose donc en 3 parties :

- L'optimisation,
- La segmentation,
- Le calcul de dose.

III.4.2.1 L'optimisation

Le processus d'optimisation est la première étape de la planification spécifique à la modulation d'intensité [22], Elle est basée sur l'évaluation d'une fonction représentant la qualité du traitement cette fonction est appelée fonction objectif.

La fonction objectif et les critères d'optimisation :

- **Fonction objectif :**

La fonction objectif va essayer de chiffrer la qualité du traitement. Elle devra essayer de tenir compte des désirs du médecin (et des espérances du patient) en matière de doses au volume-cible et aux organes à risque. Elle pourra être simple ou extrêmement complexe, tenir compte de paramètres physiques ou de paramètres biologiques.

- **Critères d'optimisation physiques simples :**

Un exemple de contrainte simple serait de fixer une dose minimale dans le volume cible et une dose maximale dans les organes à risque.

Une fonction objectif simplifiée pourrait être :

- Compter le nombre de pixels où la dose est inférieure à la dose minimale dans le volume cible.
- Compter le nombre de pixels où la dose est supérieur à la dose maximale dans les organes critiques.
- Ajouter ces deux nombres.

Lorsque cette fonction sera nulle, l'objectif sera atteint.

En général, ce résultat n'est jamais obtenu et il faut faire des choix :

- Un pixel sous-dosé dans le volume cible est-il de la même importance qu'un pixel sur-dosé dans un organe critique ?
- Si non, est-il plus ou moins important ?
- Combien vaut un pixel sous-dosé par rapport à un pixel sur-dosé ?

Nous rentrons dans la modélisation mathématique d'un problème courant en médecine et en particulier en radiothérapie :

- L'équilibre entre les avantages et les inconvénients d'un traitement.
- Ou Faut-il accepter les séquelles d'un traitement ?
- Ou Vaut-il mieux mourir guéri que de la maladie ?

Vaste problème !!!

La définition des critères est un problème récurrent en radiothérapie. On peut tout de même en donner quatre qui regroupent l'essentiel des considérations :

- La dose appliquée à la cible doit être la plus proche de la dose prescrite ;
- La dose doit être distribuée de façon homogène dans toute la cible ;
- La dose à un organe à risque particulier sensible aux radiations doit être inférieure à une valeur maximum tolérable et la plus faible possible ;
- Dans les tissus environnants de la cible, la dose doit être faible [22].

La solution la plus fréquemment rencontrée est l'utilisation d'une fonction quadratique un peu plus complexe consiste à cumuler les écarts de dose calculée par rapport à la dose prescrite p : c'est la fonction objectif.

La fonction objectif correspondant au volume-cible est la suivante :

$$F_{obj}(x) = \sum_{i=1}^{N_t} (d_i - p_i)^2$$

Où : N_t est le nombre de points dans le volume-cible.

d_i : Dose calculée au point i .

p_i : Dose prescrite au point i .

Pour les organes à risque, la contrainte peut être chiffrée par une fonction objectif fondée sur le même principe :

$$F_{obj}(x) = \sum_{j=1}^{N_c} w_j (d_j - p_j)^2$$

Avec : N_c est le nombre de points dans l'organe à risque où la contrainte est violée.

w_j est un facteur de pondération pour la contrainte (appelé priority).

d_j : Dose calculée au point j.

p_j : Dose prescrite au point j.

La fonction objectif globale est la somme des différentes fonctions objectifs.

III.4.2.2 La segmentation :

Le processus de séquençage permet de traduire la fluence optimisée lors de 1 'étape de planification inverse en un fichier exploitable par l'ordinateur contrôlant le collimateur multilame. La conversion est réalisée par un logiciel spécifique appelé séquenceur ou interpréteur. Cette étape est le lien entre le traitement virtuel réalisé sur console et le traitement réel réalisé au niveau de la machine. En fonction du type de collimateur multilame utilisé, le processus de séquençage sera différent afin de tenir compte des contraintes mécaniques et dosimétriques imposées par le CML. Généralement les systèmes de planification inverse optimisent la fluence des faisceaux sans tenir compte de la méthode d'irradiation des faisceaux modulés retenue, la différenciation entre la méthode segmentée et dynamique sera donc réalisée au moment du séquençage des fluences [22].

III.4.2.3 Calcul de dose :

En principe cette étape devrait être comprise dans le processus d'optimisation. Néanmoins, un calcul global de la distribution de dose doit être réalisé à l'issue de l'optimisation car des simplifications du modèle de calcul sont utilisées pour diminuer le temps de calcul [8].

En planimétrie inverse, la dose est calculée à l'aide des algorithmes implémentés sur ce système (système de planification inverse) qui prend en compte les caractéristiques anatomiques des patients et les caractéristiques physiques et géométriques des faisceaux [25].

L'algorithme le plus répandu pendant cette phase d'optimisation est le Pencil Beam .Les algorithmes de type convolution / superposition et Monte Carlo (MC) sont moins utilisés en planimétrie inverse car ils sont coûteux en temps de calcul.

La distribution de dose réelle à partir de la fluence obtenue dans la phase d'optimisation est ensuite calculée avec des algorithmes prenant en compte des caractéristiques du faisceau et du patient : diffusion, transmission, hétérogénéités, etc.

Pour le calcul de dose final, il est recommandé d'utiliser les algorithmes tels que la convolution/superposition ou Monte Carlo qui permettent une meilleure prise en compte du diffusé latéral [28].

III.4.3 Les Algorithmes de calcul :

Les planifications dosimétriques du Centre Anti Cancer de Batna sont réalisées à l'aide des équipements de marque Varian compatibles avec l'utilisation des accélérateurs de même marque. Le logiciel Eclipse réalise les calculs dosimétriques à l'aide de l'algorithme AAA (Anisotropic Analytical Algorithm).

L'algorithme AAA :

Les techniques de traitement modernes en radiothérapie externe par faisceau posent des exigences croissantes en matière de précision et de rapidité des algorithmes de calcul de dose. L'introduction récente des faisceaux modulés utilisés dans les techniques IMRT nécessite également un calcul précis de la dose, en particulier dans les régions présentant des hétérogénéités tissulaires complexes. Dans le même temps, les contraintes de ressources dans un environnement clinique réel imposent que toute précision arbitrairement élevée ne puisse être obtenue au détriment de longs temps de calcul.

Le modèle de calcul de dose photonique AAA a été développé pour répondre à ces deux attentes cliniques, a été mise en œuvre dans le système de planification du traitement intégré Eclipse TM. Ce modèle comprend deux composants principaux, l'algorithme de configuration et l'algorithme de calcul de la dose réelle pour fournir un calcul de dose rapide et précis pour les faisceaux de photons cliniques, même dans des régions d'hétérogénéités tissulaires complexes

La configuration du modèle AAA est basée sur des paramètres physiques de base déterminés par Monte-Carlo pour caractériser les spectres de fluence et d'énergie du faisceau clinique spécifique à chaque unité de traitement, Les accessoires modificateurs de faisceau, y compris les blocs, les cales dures, les cales dynamiques, les compensateurs, les MLC (statique) et DMLC (Dynamic MLC) en IMRT sont entièrement pris en charge dans le calcul de la dose. L'algorithme de calcul de la dose réelle est un algorithme de convolution / superposition de Pencil Beam 3D qui a une modélisation distincte pour les photons primaires, les photons extra-focaux dispersés et les électrons diffusés à partir des dispositifs de limitation de faisceau. Les formes fonctionnelles pour les expressions physiques fondamentales dans AAA permettent une convolution analytique, réduisant ainsi considérablement les temps de calcul généralement requis par ces types d'algorithmes. Les hétérogénéités tissulaires sont représentées anisotropiquement dans le voisinage 3D complet en utilisant des noyaux de diffusion de photons dans 16 directions

latérales. La distribution finale de la dose est obtenue par superposition des doses des convolutions de photons et d'électrons [33].

Chapitre IV

***Contrôle de qualité du plan de
traitement en radiothérapie
conformationnelle avec modulation
d'intensité***

Chapitre IV : Contrôle de qualité du plan de traitement en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité

Introduction :

Le contrôle de qualité de plan de traitement du patient est s'assurer que la dose mesurée en sortie de l'accélérateur correspond bien à la dose planifiée par le TPS.

L'utilisation de radiothérapie conformationnelle pour les traitements des cancers est désormais devenue un standard pour un grand nombre d'institutions. Néanmoins, elle présente des limites qui apparaissent essentiellement dans des configurations géométriques particulières où le volume cible présente une forme concave autour d'organes à risques .L'utilisation des faisceaux modulés en intensité est une des solutions permettant de réaliser ce type d'irradiation

Dans notre travail, nous intéressons à comment faire le passage de RC-3D à la RCMI, pour réaliser ce passage, on va faire des mesures supplémentaires et des contrôles de qualité pré-traitement (sur Phantom) ainsi des vérifications d'utilisation clinique.

IV.1 Description de matériels utilisés :

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

- chambres d'ionisation.
- électromètres.
- Phantoms.
- matrice de détection.
- logiciel d'acquisition des données MEPHYSTO.
- accélérateur linéaire.

1. Chambre d'ionisation :

La chambre à ionisation est l'instrument utilisé pour mesurer la dose. Elle mesure une charge (ionisation) qui peut ensuite être convertie en dose absolue(en gray).

Dans le domaine de la physique médicale, l'application principale de la chambre d'ionisation est la dosimétrie des faisceaux de radiothérapie.

Les chambres d'ionisation utilisées dans le cadre de notre travail pour les différentes mesures sont une 0.3cm^3 semiflex PTW et 0.6cm^3 farmer (marque PTW FREIBURG).

1.1 Chambre d'ionisation 0.3 semiflex type 31013 :

Est une chambre d'ionisation utilisée en radiothérapie pour la dosimétrie absolue. La chambre Semiflexible 31013 est idéale pour les mesures précises de la dose absorbée et pour la mesure des distributions de la dose dans les systèmes de balayage d'eau.



Figure IV.1 : Chambres d'ionisations 0.3 semiflex (CAC Batna)

Fonctionnalités :

- Résistant à l'eau, conception semi-flexible pour un montage facile dans le Phontom d'eau à balayage.
- Augmentation du volume sensible pour les mesures de bas niveau.
- Volume sensible 0.3cm^3 , ventilé à l'air.
- Dispositif de contrôle radioactif (option).

1.2 Chambre d'ionisation 0.6cm^3 farmer :

- Résistant à l'eau (imperméable), chambre entièrement gardée.
- Volume sensible 0.6cm^3 ; ventilé à l'air.
- Mur acrylique, graphité.
- Electrode centrale en aluminium.
- Dispositif de contrôle radioactif (option).

La chambre farmer 30013 est la chambre d'ionisation standard pour les mesures de dose absolue en radiothérapie. Les facteurs de corrections nécessaires pour déterminer la dose absorbée dans l'eau ou le kerma dans l'air sont publiés dans les protocoles de dosimétrie pertinents. Sa conception étanche à l'eau permet à la chambre d'être utilisée dans l'eau ou dans des Phantoms à l'état solide. La paroi de la chambre en acrylique assure la robustesse de la chambre.



Figure IV.2: Chambres d'ionisations 0.6cm^3 farmer (CAC Batna)

2. Electromètres :

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

Lors de cette étude, Nous avons utilisé deux électromètres l'un est *UNIDOS^{Webline}*

Et l'autre est utilisé avec la matrice de détection 729.

Electromètre (*PTW UNIDOS^{Webline}*):

Est un appareil de mesure sensible qui requiert des contrôles et des étalonnages réguliers, C'est l'électromètre de référence du service, il est utilisé avec la chambre d'ionisation 31010 PTW. Lors des mesures de dose absolue, il a donné le nombre de charges collectées (ηC).



Figure IV.3: Electromètre de type *UNIDOS^{Webline}*

Figure IV.4: Electromètre de type PTW

3. PHANTOMS :

Un Phantom est un objet-test qui permet de réaliser le contrôle de qualité de plan de traitement du patient.

L'eau est recommandée dans l'AIEA comme milieu de référence pour mesurer la dose absorbée pour des deux type de rayonnement photons et électrons.

Le milieu de référence pour la dosimétrie en radiothérapie, est un Phantom de matériau pouvant absorber et diffuser les rayonnements ionisants de la même façon que le tissu biologique.

Les Phantoms utilisés dans le présent travail sont les suivants :

3.1 Phantom solide:

Il est fabriqué dans le matériau RW3 (matériau équivalent en densité à celle du tissu biologique), c.-à-d ce matériau est spécifié comme étant équivalent à l'eau d'un point de vue dosimétrique (1 cm^3 équivalent à $1,047\text{ cm}^2$). Nous avons vérifié que la mesure de dose à la position de référence est identique dans l'eau et dans ce Phantom, dans la limite des incertitudes de mesures. Ce Phantom est toutefois utilisé pour des contrôles, car il offre une meilleure facilité d'utilisation et de positionnement que la cuve à eau. Le Phantom mesure $18\times 18\times 18\text{ cm}^3$. Il peut être rempli de couches RW3 de 1 cm d'épaisseur et l'on dispose également de couches de 0.1, 0.2 et 0.5cm, et de blocs parallélépipédiques de tailles variées, dont un percé d'un trou permettant d'y placer la chambre d'ionisation PTW semiflex. Pour les calculs réalisés dans le matériau RW3 et non dans l'eau.



Figure IV.5: Phantom solide (CAC Batna)

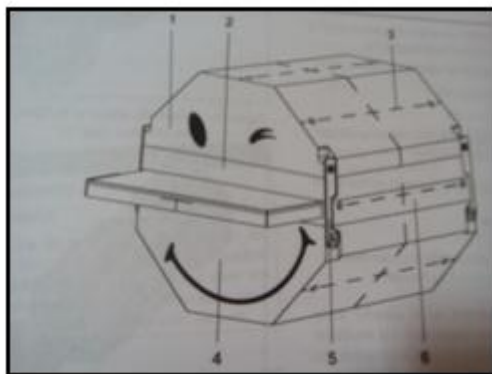
3.2 Phantom OCTAVIUS PTW:

C'est un Phantom solide contient un détecteur (Série des chambres d'ionisation) sous forme de matrice ; il est utilisé pour le contrôle de qualité des plans de traitements avec modulation d'intensité en radiothérapie.



Figure IV.6: Phantom OCTAVIUS PTW (CAC Batna)

Les composants de Phantom OCTAVIUS :



1. Haut de corps T40054.1.007.
2. Plaque T40054.3.003.
3. Lignes gravées pour l'alignement avec le laser
4. Base de corps.
5. Clip de retenue.
6. Plaque T40054.3.001 avec matrice de détecteurs insérée.

Figure IV.7 : Composant de Phantom OCTAVIUS

3.3 Phantom 1D (cuve d'eau):

Phantom 1D ou la cuve d'eau est un des appareils les plus utilisés et un des plus importants en radiothérapie. Toutes les mesures importantes en radiothérapie pour un physicien médical peuvent être réalisées avec ce système : rendements en profondeur, profil de dose, dose absolue, etc.

De fait, l'eau est un milieu représentant très bien le comportement de la radiation à l'intérieur des patients. C'est pour cette raison que la plupart des mesures sont réalisées dans l'eau.



Figure IV.8: Phantom 1D (CAC Batna)

4. Matrice de détection (OCTAVIUS detector 729 chamber array) :

Le détecteur de l'OCTAVIUS 729 est un nouveau concept de contrôle de qualité en radiothérapie, il est composé de 729 chambres d'ionisation plane parallèles situées dans une matrice de 27×27cm.



Figure IV.9 : Matrice de détection (CAC Batna)

Éléments de chambre de détection :

1. Zones des chambres d'ionisation.
2. Zone d'électronique.
3. Position des chambres d'ionisation.
4. Marque à utiliser dans l'unité de rotation du système OCTAVIUS 4D.

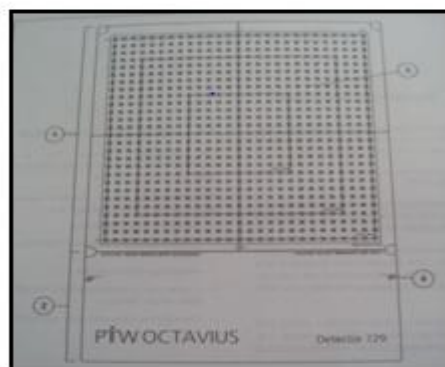


Figure IV.10: Éléments de matrice de détection

5. Logiciel d'acquisition des données MEPHYSTO :

Le système est piloté pour l'acquisition des données dosimétriques par un software MEPHYSTO mc2, Ce logiciel permet de recueillir les données après une irradiation. Après avoir défini la taille de champ, l'énergie, la distance source peau (DSP) on peut réaliser nos mesures. Pour cette étude. Méphysto sera utilisé afin de réaliser des mesures de dose absolue.

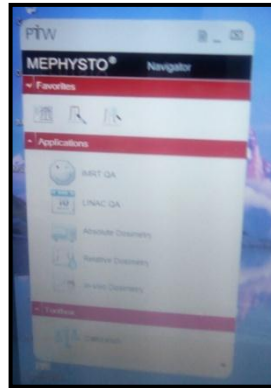


Figure IV.11: La fenêtre de logiciel d'acquisition des données MEPHYSTO

(CAC Batna)

6. Accélérateur linéaire : (détaillé dans le chapitre 2).

Pour effectuer nos mesures et nos résultats nous avons utilisé un accélérateur linéaire de type «**Varian DHX2300** » du Centre Anti Cancer de Batna.



Figure IV.12 : Accélérateur linéaire de type Varian (CAC Batna)

IV.2 Mesures supplémentaires en RCMI :

IV.2.1 Mesure de DLG (Dosimetric Leaf Gap) :

Matériels :

- Accélérateur linéaire de type varian DHX2300.
- Chambre d'ionisation PTW 0.6cm^3 .
- Phantom 1D.
- Electromètre.

Méthode :

A chaque fois on change la distance entre les lames des collimateurs (gap) en (mm) et on mesure la dose à une profondeur de 10 cm pour deux faisceaux d'énergie 6 MeV et 18 MeV avec la chambre d'ionisation par une polarité positif de + 400 V.

Les résultats de mesures permettent de tracer la courbe de distance en fonction de la dose (lecture corrigée en [pc]), L'extrapolation linéaire de la courbe vers le zéro va donner la valeur de DLG.

Les résultats obtenue sont représentés comme suit :

- Pour X6 :

Tableau IV.1 : Mesure de DLG pour X6

Gap (mm)	Lecture corrigée (pc)
2	348,3471583
4	554,1448167
6	759,719475
10	1171,248792
14	1582,482108
16	1790,093767
20	2202,557083

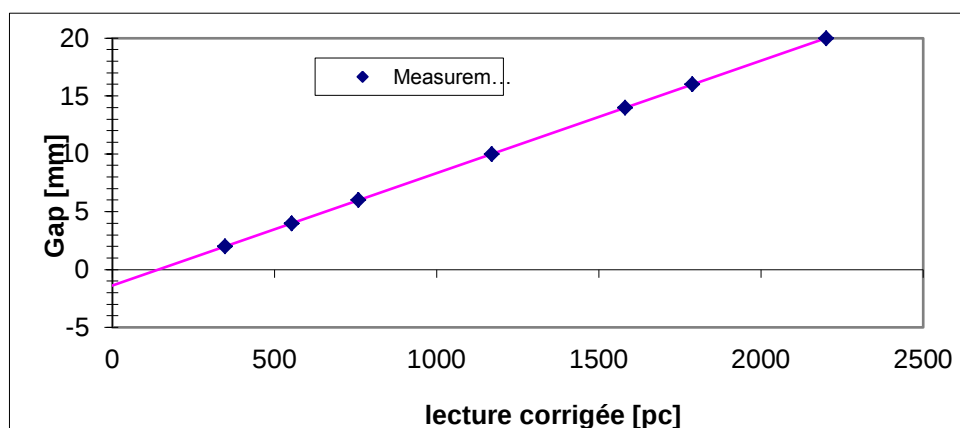


Figure IV.13: Courbe de la distance en fonction de la dose pour X6.

Résultat : La valeur de DLG après l'extrapolation est égale a : **1,377549177**

- Pour X18 :

Tableau IV.2 : Mesure de DLG pour X18

Gap (mm)	Lecture corrigée (pc)
2	435,9614167
4	684,3148333
6	937,78425
10	1439,187083
14	1942,039917
16	2193,246333
20	2193,246333

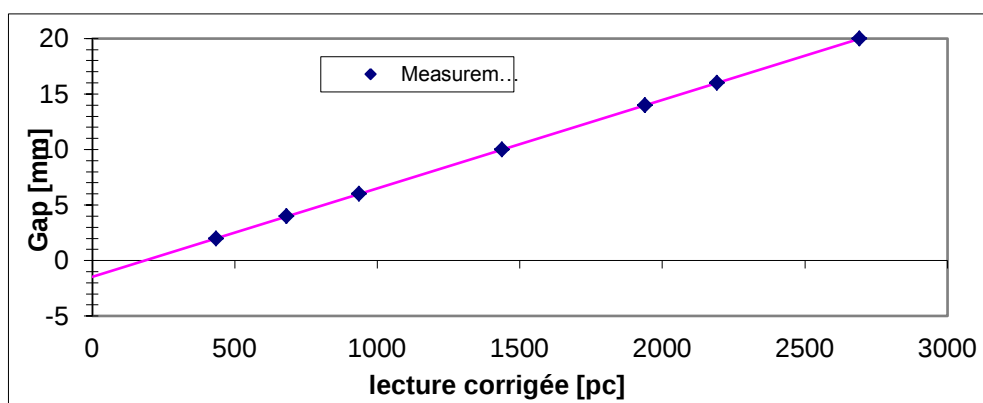


Figure IV.14: Courbe de la distance en fonction de la dose pour X18

Résultat : La valeur de DLG après l'extrapolation est égale a : **1,465593609**

Discussion : En constate que les deux valeurs obtenue son presque identique et sa se signifie la bonne délivrance de la dose par les lames de l'accélérateur.

IV.2.2 Mesure de transmission :

Matériels :

- Accélérateur linéaire de type varian DHX2300.
- Chambre d'ionisation PTW 0.6cm³.
- Phantom 1D.
- Electromètre PTW weblin.

Méthode :

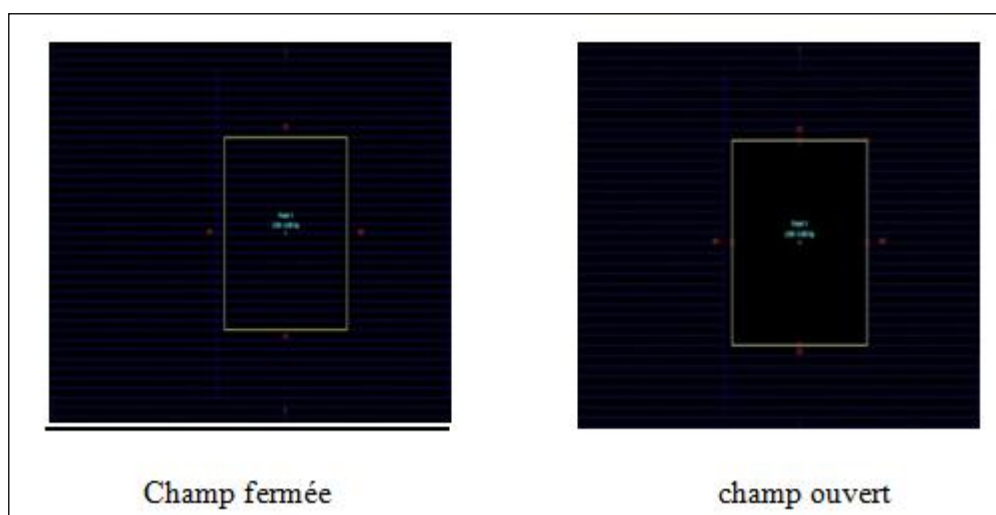


Figure IV.15: Mesure de transmission (CAC Batna)

La mesure de la transmission des lames est effectuée en réalisant le rapport des lectures obtenues, à la profondeur de référence 10 cm pour un champ ouvert 10x10 cm. et pour 200 UM et le même champ pour lequel les lames sont entièrement fermées. Les mesures peuvent être réalisées à l'aide d'une chambre d'ionisation.

Les résultats sont illustrés dans le tableau suivant :

Tableau IV.3 : Les mesures de transmission Pour X6 et X18

	Champ ouvert [pc]	Champ fermé [pc]	Transmission
X6	12364,7	180,0995	0,014566
X18	228,385	15051,8	0,015173

Discussion : Les valeurs sont identiques pour les deux énergies donc la transmission ne dépend pas de la quantité d'énergie cédée mais elle dépend beaucoup plus de la distance entre les lames lorsque ses derniers sont ouvert ou fermer.

IV.3 Configuration d'un système de contrôle de qualité (QC) :

Calibration croisée :

La configuration d'un système de QC est faite par la détermination du facteur de correction par la méthode de calibration croisée.

Matériels :

- Chambre d'ionisation 03 semiflex PTW :
- Phontom solide.
- Electromètre *UNIDOS^{Webline}* .
- Matrice de détection.
- Accélérateur linéaire de type varian DHX2300.

Méthode :

La détermination du facteur de correction de la dose mesurée dans la chambre d'ionisation centrale de la matrice de détection, consiste à utiliser la méthode de calibration croisée comme le schéma suivant :

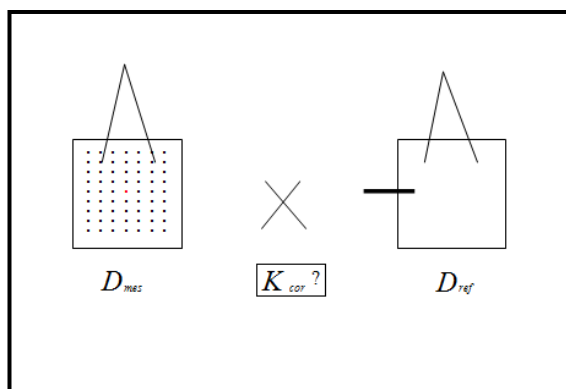


Figure IV.16: Schéma explique la calibration croisée

Cette méthode permet de déduire ce facteur qui est le rapport entre la dose de référence (absolue) de la chambre d'ionisation semiflex et la dose mesurée dans la chambre d'ionisation centrale de la matrice.

Le calcul de ce facteur de correction est fait en deux étapes:

Etape 1 : La détermination de la dose absolue

Par la configuration suivante et selon le protocole de l'IAEA TRS 398: on détermine la dose absolue par les conditions de références :

- Taille de champ 10x10 cm
- Phantom solide
- Profondeur de mesure 10 cm
- DSP 100 cm
- Bras 0°
- Collimateur 0°
- Unité moniteur 200UM
- Chambre d'ionisation 0.3
- Accélérateur linéaire de type varian DHX2300

La chambre d'ionisation semiflex est insérée dans une plaque placée dans un Phantom solide. Cette chambre est liée par la suite à un électromètre qui nous permet de changer le voltage entre + 400, -400, et +100 V.

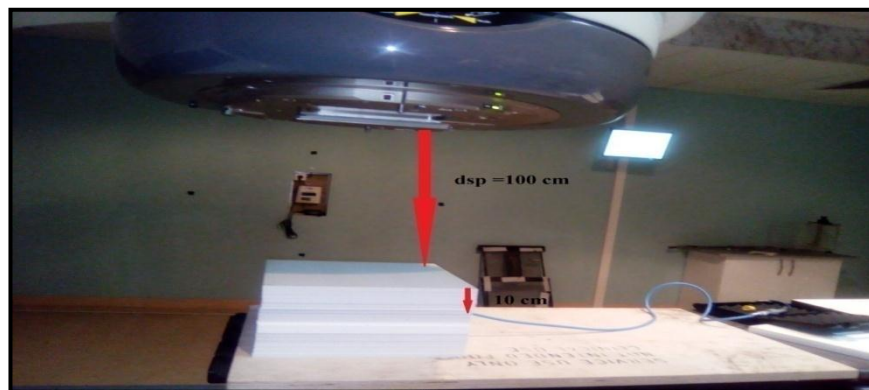


Figure IV.17 : Le dispositif réalisé pour déterminer la dose absolue (CAC Batna)

Après la réalisation de ce dispositif il faut déterminer les valeurs de différents facteurs pour calculer la dose absolue.

Les conditions de référence d'étalonnage sont : $T_0 = 20^\circ\text{C}$, $P_0 = 101.3\text{kPa}$

1. détermination du facteur de correction température pression $K_{T,P}$

$$K_{T,P} = \frac{(273.2 + T)P_0}{(273.2 + T_0)P} \quad \text{IV.1}$$

Avec : La température : $T = 21,9^\circ\text{C}$

La pression : $P = 89,2 \text{ kPa}$

$$K_{T,P} = 1.143$$

2. détermination du facteur de correction de polarisation :

Deux mesures sont réalisées une à +400 et autre à -400V

$$K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad \text{IV.2}$$

Avec : M_+ : est la lecture direct sur l'électromètre à +400 $\Leftrightarrow M_+ = 12,34$

M_- : est la lecture direct a -400 $\Leftrightarrow M_- = 12,36$

$$K_{pol} = 1,001$$

3. détermination du facteur de correction de saturation K_s :

Deux mesures sont réalisées une à +400 et autre à +100V

$$K_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad \text{IV.3}$$

Avec : M_1 et M_2 : Les lectures directs a +400 et -400 V

a_0, a_1 et a_2 : Des facteurs fixes

$$a_0 = 1,0220 ; a_1 = -0,3632 ; a_2 = 0,3413$$

$$\frac{M_1}{M_2} = 0,0707$$

$$K_s = 1,002$$

La dose absolue (la dose de référence) est donnée par la relation suivante:

$$D_{W,Q}(Z_{ref}) = M_Q N_{D,W,Q_0} K_{Q,Q_0} \quad \text{IV.4}$$

Avec :

M_Q : La mesure de dose corrigée

$$M_Q = M_1 K_{T,P} K_{pol} K_S \quad \text{IV.5}$$

$$M_Q = 0,0707 \text{ nC/UM}$$

M_1 : La lecture de dose directe.

N_{D,w,Q_0} : Facteur d'étalonnage $\Leftrightarrow N_{D,w,Q_0} = 0,09565 \text{ Gy/nC}$

K_{Q,Q_0} : Facteur de correction de qualité de faisceaux $\Leftrightarrow K_{Q,Q_0} = 0.0067 \text{ Gy /UM}$

Donc, la valeur de La dose absolue est :

$$D_{w,Q}(Z_{ref}) = 0.670 \text{ Gy /UM}$$

Etape 2 : Détermination de la dose dans la chambre d'ionisation centrale de la matrice de détection.

Pour les mêmes conditions on irradie la matrice de la détection :

- Taille de champ 10x10 cm
- Phantom solide
- Profondeur de mesure 10 cm
- DSP 100 cm
- Bras 0°
- Collimateur 0°
- Unité moniteur 200UM
- Chambre d'ionisation 0.3
- Accélérateur linéaire de type varian DHX2300

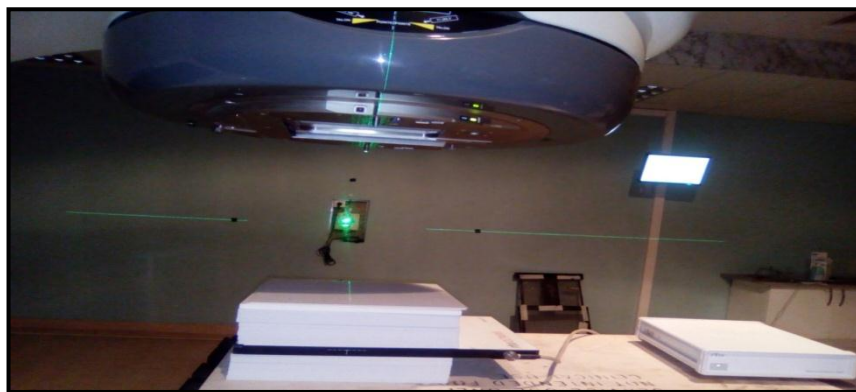


Figure IV.18 : le dispositif réalisé pour déterminer la dose mesuré (CAC Batna)

L'électromètre a recueilli les charges collectées par la chambre d'ionisation puis a retransmis les informations au logiciel Méphysto.

La valeur de dose mesurée dans la matrice est :

$$D_{mes} = 0.568 \text{ Gy}$$

Détermination du facteur de correction :

La valeur du facteur de correction de la dose absorbée dans la chambre centrale du détecteur est :

$$K_{cor} = \frac{D_{ref}}{D_{mes}} = \frac{0.670}{0.568} = 1.18 \quad \text{IV.6}$$

D_{ref} : Dose référence

D_{mes} : Dose mesurée

IV.4 Contrôle de qualité du patient :

Matériels :

- Phantom OCTAVIUS.
- Matrice de détection.
- Electromètre.
- Accélérateur linéaire de type varian DHX2300.

L'objectif de contrôle de qualité du patient est de vérifier la capacité de la chaîne de traitement dans son ensemble à délivrer la dose planifiée dans le TPS pour le patient. Ce contrôle peut être effectué par deux moyens de mesures:

- **Contrôle de qualité par système d'imagerie portale :**

Ou ce système est irradié par les champs du plan de traitement planifié en IMRT.

- **Contrôle de qualité par le Phantom OCTAVIUS :**

Le Phantom est irradié par les champs de traitement planifié en RCMI. En suite la distribution de dose du chaque champ est vérifiée réellement à l'aide d'un détecteur 2D (matrice de détection) par deux méthodes :

- Méthode champ par champ
- Méthode globale

Dans notre travail, nous sommes intéressées a parler seulement sur le QC par le Phantom OCTAVIUS.

IV.4.1 Contrôle de qualité par le Phantom OCTAVIUS :

IV.4.1.1 Méthode champ par champ :

Cette méthode consiste à ramener toutes les angulations du bras planifié en plan RCMI à 0°, chaque faisceau modulé est vérifié individuellement.

Dans le Phantom octavius on place la matrice de détection qui est reliée avec un électromètre, et on l'irradie suivant les conditions de références :

- Taille de champ 40x40 cm
- Phantom octavius
- Profondeur de mesure 10 cm
- DSP 100 cm
- Bras 0°
- Collimateur 0°
- Accélérateur linéaire de type varian DHX2300
- Unité moniteur 200UM

La figure (IV.20) représente le dispositif de cette méthode :



Figure IV.19 : Contrôle de qualité par le Phantom OCTAVIUS (CAC Batna)

IV.4.1.2 La méthode globale :

Cette méthode consiste à ramener toutes les angulations du bras planifié en plan RCMI à 0°, et vérifier l'ensemble des faisceaux une seule fois.

Le même dispositif et les mêmes conditions sont réalisés :

- Taille de champ 40x40 cm.
- Phantom OCTAVIUS.
- Profondeur de mesure 10 cm.
- DSP 100 cm.
- Bras 0°.
- Collimateur 0°.

- Accélérateur linéaire de type varian DHX2300.
- Unité moniteur 200UM.

Conclusion :

L'assurance qualité en radiothérapie est en particulier en RCMI, implique le contrôle permanent du processus de délivrance de la dose. Pour le physicien médicale ceci implique l'amélioration du processus afin que la dose délivrée soit le plus proche possible de la dose prescrite et de limiter la variabilité du processus.

Le programme d'assurance qualité en terme d'un service est toujours le résultat d'un compromis entre des souhaits professionnels et les ressources humaines disponibles.il est rarement possible de mettre en œuvre la totalité des recommandations publiées.

Le présent travail contient la description des procédures des contrôle à effectuer pour assurer que le plan de traitement de chaque patient atteint un niveau de qualité compatible avec une référence donnée par des recommandations internationales et des mesures préalables.et pour atteindre l'objectif de la radiothérapie et de délivrer une dose de radiation suffisamment élevée aux tissus cancéreux, tout en épargnant au mieux les organes à risques avoisinants .

On conclure aussi que la distribution de dose calculée par le TPS est similaire à celle effectivement délivrée par l'accélérateur.

Ceci assure que le plan de traitement a été correctement calculé, que les fichiers de séquençage des lames et les paramètres de traitement stockés dans le système Record&Verify sont corrects et exécutables.

CONCLUSION

GENERALE

CONCLUSION GENERALE :

L'intitulé que nous avons donné à notre travail de fin d'étude était «mise en service et contrôle de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (RCMI).

La Radiothérapie Conformationnelle par Modulation d'Intensité (RCMI) est aujourd'hui reconnue comme une technique de référence permettant d'augmenter le contrôle local de la tumeur tout en réduisant la dose reçue par les organes à risques avoisinants. Cependant, son développement est freiné par l'étape de préparation du traitement du patient.

Pour cette raison, la préparation d'un traitement par RCMI nécessite une charge de travail considérable, tant au niveau de planification des traitements, qu'au niveau des contrôles qualité à effectuer avant le traitement du patient (sur Phantom) pour s'assurer que la dose délivrée par l'accélérateur correspond bien à la dose planifiée par le TPS.

L'objectif général de notre travail était de mettre en place des outils et méthodes permettant d'augmenter l'efficacité de la mise en œuvre d'un traitement en RCMI, dans le but de faire un passage de la technique RC-3D à la technique RCMI.

Cela a été possible, grâce à un protocole complet de contrôle qualité (CQ) de la chaîne de traitement par RCMI assurant un suivi et une vérification du traitement depuis sa mise au point jusqu'à sa réalisation, afin de gérer l'adéquation entre la prescription et le traitement réalisé.

De manière générale, Nous avons proposé un programme de contrôle de qualité en définissant les moyens et les méthodes appropriées. On commence de réaliser des mesures supplémentaires nécessaires assure l'exactitude et la performance de la planification inverse et de la délivrance de faisceaux en RCMI. Ensuite nous avons fait la configuration du système de contrôle de qualité par la méthode de calibration croisée.

A partir de là, il nous est apparu nécessaire d'élaborer un dispositif de mesure permet de simuler le contrôle de qualité du patient par le Phantom OCTAVIUS soit en considérant les faisceaux individuellement, soit en considérant la somme des faisceaux. Ensuite, la vérification des doses délivrées par chaque faisceau de traitement pour n'importe quel patient traité au Centre.

Dans ce cadre de travail, nous avons effectué cette étude au niveau du centre anti cancéreux de Batna dans laquelle contiennent des informations précieuses qui comportent de nombreux avantages qui nous ont permis d'élargir notre base de connaissances dans le domaine de la physique médicale.

Malgré la complexité des dispositifs utilisés en radiothérapie pour garantir la précision et d'éviter les accidents abouti à des effets indésirables des rayonnements, nous espérons à plus grand succès.

on radiothérapie dans l'avenir, grâce au respect des programme strict de contrôle qualité des équipements qui devient plus en plus nécessaire avec le développement technologique.

REFERENCES

- [1] DAHI El Hadj Et MEHERCHI Lamia, Système De Double Calcul Dosimétrique, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen Faculté Des Sciences Département De Physique, 2010-2011
- [2] INTRODUCTION AU RAYONNEMENTS, L'ORGANISME DE REGLEMENTATION Nucléaires Du Canada, 2012
- [3] Nature Et Origine Des Rayons Ionisants
- [4] Abdulhamid Chaikh. Méthodologie d'évaluation des impacts cliniques et dosimétriques d'un changement de procédure en radiothérapie: Aspect - Radio physique et médical. Doctorat de L'UNIVERSITÉ DE GRENOBLE, Radio physique Médicale, s. n. 2012.
- [5] Pr. Laurent Dusseau, Interactions Rayonnements – Matière, Équipe «Électronique et Rayonnements», Institut d'Électronique du Sud(IES) ,2009.
- [6] Kloug. Initiation à la dosimétrie, DOC-FO-11_1, Version 1 du 07/12/2010
- [7] AISSANI Marwa et YAHOUNI Imène. Dosimétrie des photons de haute énergie, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen Faculté des Sciences, Département de Physique, MASTER en Physique Médicale, s .n.2011.
- [8] KALLOUCHE Hidayet et BOUCHIKHI Asma .Les Tests d'acceptance Du Système De Planification Du Traitement En Radiothérapie Externe, UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE ABOU BAKR BELKAID FACULTE DES SCIENCES, master en Physique Médicale,s .n.2011.
- [9] SALLAI Nabahat, Contrôle de qualité mécanique et dosimétrique de l'accélérateur linéaire d'électron, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen Faculté des Sciences, Département de Physique, MASTER en Physique Médicale, s .n.2011.
- [10] Yannick ARNOUD, Cours de Radioactivité, Mise à jour en 2011 par Ingo Schienbein.
- [11] RAPPORT S.F.P.M. N° 21 : Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie. Par Albert LISBONA (coordinateur) et al. Groupe de Travail « Dosimétrie des explorations diagnostiques en Radiologie ».
- [12] Amaury COSTAGLIOLA, dosimétrie, école mines-télécom
- [13] AISSANI Marwa et YAHOUNI Imène. " Dosimétrie des photons de haute énergie ", Physique Médicale, Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen , Faculté des Sciences : s .n, Novembre 2011.master.
- [14] Abdel-Majid NOURREDDINE. METROLOGIE DES RAYONNEMENTS IONISANTS ET MESURES ENVIRONNEMENTALES, Institut Pluridisciplinaire Hubert Curien IPHC 23 rue de Lœss B.P 28 - 67037 Strasbourg Cedex 2.

- [15] Benseddik Med El Amine et Oumansour Med El Amine. Contrôle de qualité des accélérateurs linéaires et des scanner simulateur –procédure et application, UNIVERSITE de TLEMCEN, Faculté des Sciences, Département de physique, MASTER En Physique Médicale, s. 2016.
- [16] Saida MECHE, Dosimétrie en Tomodensitométrie et contrôle qualité de son fonctionnement, Centre National des Sciences et technologies nucléaires, Institut Supérieur des Technologies Médicales, 2010/2011.
- [17] Radiothérapie et curiethérapie, service de radiothérapie, CHU Besançon.
- [18] Situation de la radiothérapie en 2011 - INCa – juin 2012.
- [19] Melle. MALKI Sarra ET Melle. BOUAZZA Sarra. Etude dosimétrique dans la technique de traitement mono-isocentrique dans le cancer du nasopharynx par la radiothérapie externe et dosimétrie in vivo. Université ABOU BEKR BELKAID – TLEMCEN Faculté des sciences, Département De Physique. Master en Physique Médicale .S.n. 2016.
- [20] SEBBAN Marie, SYSTEMES D’IMAGERIE POUR LE CONTROLE DE TRAITEMENT EN RADIOTHERAPIE ; RAPPORT DE STAGE ingénieur, ECOLE CENTRALE DE NANTES-France,2003.
- [21] P.ANDREY L. LACROIX et autres, ECOLE JOLIOT-CURIE DE PHYSIQUE NUCLEAIRE 2004 LES RAYONNEMENTS ET LE VIVANT, La Londe Les Maures, France 23ème session, 12-18 Septembre 2004 .
- [22] Vincent MARCHES, LA PROBLEMATIQUE ET L'EVOLUTION DU CONTROLE DE QUALITE POUR LA MISE EN OEUVRE DE LA RADIOTHERAPIE. CONFORMATIONNELLE AVEC MODULATION D'INTENSITE, Institut National Polytechnique de Lorraine, Doctorat, Rayonnement et Imagerie en Médecine, 2003.
- [23] Audrey Cantin, Comparaison de trois méthodes de traitement adaptatives en IMRT: le cas du cancer de la prostate, université Laval, Québec, Canada, 2014.
- [24] Patrick VASSAL, FUSION D'IMAGES MULTI-MODALES POUR LA RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE : APPLICATION AU REPOSITIONNEMENT DU PATIENT, Doctorat de l'Université Joseph Fourier - Grenoble I, Génie Biologique et Médical, 1998

Résumé

La RCMI est une radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle dans laquelle la fluence des faisceaux est modulée en cours de séance. La technique présente un potentiel supérieur à la radiothérapie conformationnelle 3D dans sa capacité à couvrir de façon plus efficace les volumes cibles et protéger les organes à risques. Le présent travail a pour but de faire des contrôles de qualité nécessaires permet de passer de la technique conformationnelle 3D vers la technique conformationnelle à modulation d'intensité. L'acquisition des données de base et la validation de l'ensemble des procédures nécessaires à la mise en service de la RCMI nécessitent une précision supérieure à celle d'une radiothérapie conventionnelle.

Mots clés :

Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité, radiothérapie conformationnelle, CQ, mise en service.

Summary

IMRT is a three-dimensional conformal radiotherapy, which the fluence of the beams is modulated during the session. The technique has a higher potential than 3D conformal radiotherapy in its ability to more effectively cover the target volumes and to protect the organs at risk. The purpose of the present work is to make the necessary quality controls to move from the 3D conformational technique to the intensity modulation conformational technique.

The acquisition of basic data and the validation of all the procedures necessary for the commissioning of IMRT require greater precision than that of conventional radiotherapy.

KEYWORDS:

INTENSITY-MODULATED RADIATION THERAPY, CONFORMAL RADIOTHERAPY, QC, COMMISSIONING.

ملخص

العلاج الإشعاعي معدل الكثافة هو علاج يتم فيه تعديل كثافة حزم الأشعة خلال الجلسة. هذه التقنية لديها إمكانيات أكبر من العلاج الإشعاعي المتطابق ثلاثي الأبعاد في قدرتها على تغطية الأحجام المستهدفة بشكل فعال وحماية الأعضاء المعرضة للخطر. يهدف العمل الحالي إلى تحقيق ضوابط الجودة الضرورية التي تسمح بالانتقال من التقنية ثلاثية الأبعاد إلى العلاج الإشعاعي المعدل الكثافة. يتطلب الحصول على البيانات الأساسية والتحقق من صحة جميع الإجراءات اللازمة لتطبيق العلاج الإشعاعي المعدل الكثافة دقة أكبر من تلك المستخدمة في العلاج الإشعاعي التقليدي.

الكلمات المفتاحية :

العلاج الإشعاعي معدل الكثافة, العلاج الإشعاعي المتطابق, ضوابط الجودة, التكلفة.