

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 عمّار ثليجي بالأغواط

UNIVERSITE AMAR TELIDJI LAGHOuat

كلية العلوم

FACULTE DES SCIENCES

DEPARTEMENT Sciences de la Matière



Mémoire de Master

Domaine : Sciences de la matière

Filière : physique

Option : physique médicale

Présent Par : KHEDIM Aicha

THEME

Rôle du repositionnement en radiothérapie. Application au cas du cancer ORL.

Soutenu publiquement devant le jury composé de :

Mr. HALIT Mohamed	professeur	Président
Mr. REDJEM Fathi	Maitre assistant A	Examineur
Mme AISSOUS, Basma	Maitre assistant A	Examineur
Mr. ZERGUINI, Hocine	Maitre assistant A	Rapporteur

Année universitaire 2018-2019.

Remerciements

Ce travail a été effectué au sein du service de Radiothérapie de l'Établissement Hospitalier Anti-Cancer Batna. Je tiens à vous remercier messieurs HALIT Mohamed, ZERGUINI Hocine, REDJEM Fathi et Mme AISSOUS Basma pour l'ouverture de la nouvelle spécialité physique médicale.

Je tiens à remercier monsieur Saci Ali de m'avoir aidé à accepter l'administration de centre anti cancer à faire mon stage de ce mémoire

Toute ma gratitude à BELLAGMA Hakim « physicien médical en service de radiothérapie de centre anti cancer Batna » qui a proposé le thème de ce mémoire et donne des informations à ce sujet.

A Monsieur ZERGUINI Hocine qu'il trouve ici l'expression de mes sincères remerciements d'avoir bien voulu m'aider dans ce mémoire, je lui exprime mon profonde gratitude pour tous ses conseils, son aides, son dévouement pour le travail, sa sympathie et toutes les ressources qu'il a mis à ma disposition qui m'ont permis de réaliser ce mémoire dans d'excellentes conditions de travail.

Je remercie Monsieur REDJEM fathi et AISSOUS Basma pour l'honneur qu'il me fait d'accepter de présider mon jury d'examen.

Je tiens à remercier également tout le personnel du « CAC Batna » surtout « monsieur Hamizi, monsieur Ibrahim, Enfal , Khaoula, Samra ,» pour leur aide, gentillesse, disponibilité et sympathie.

Enfin, j'exprime mon remerciement à tous ceux qui ont contribués de près ou de loin à l'élaboration de ce travail.

Dédicace

Grâce à la volonté divine d'ALLAH notre dieu tout puissant et bien
veillant qui m'a permis d'achever et de présenter ce travail.

Je dédie ce modeste travail

A celui qui m'a voulue toujours et m'a aidée pour mieux avancer durant toute
ma vie avec son amour, sa confiance, ses prières et ses encouragements

Le plus cher papa

A celle qui m'a donné l'amour, la compréhension, la tendresse, le courage et la
femme dont l'affection, la grandeur d'âme et l'esprit m'ont permis d'arriver à
surmonter tous les objectifs pour pouvoir donner le meilleur

Ma très chère mère

Que dieu les protèges et les gardes pour moi

A mes frères: Lhadj; Yacine; Mustafa; Abdelsamed; Azzeddine.

A mes chères sœurs : Fatiha ; Mariem ; Amourra.

A mes des deux familles KHEDIM, BENLEKHDIM une vie heureuse pleine d'entente.

A mes très chères amies Abida, Kayra, Noura, Rafika ,Hanan,Massaouda, Fatima, Imane
Bateul, kholoud, Ali ; Said ; Biba ;Menal;Somia et toutes les amis de cité MNAOIRE ; merci infiniment
pour votre présence, vos conseils ainsi que votre aide morale.

A toute ma promotion 2018/2019 de Master 2 Spécialité physique Médical.

Table des matières

Table des matières

Liste des abréviations

Liste des figures

Liste des tableaux

Introduction générale

Chapitre 01 : Rappels de physique médicale Pour la radiothérapie

1.1 – Introduction.....	03
1.2 - Les différents rayonnements ionisants.....	03
1.2.1 - Directement ionisant.....	03
1.2.2 - Indirectement ionisant.....	03
1.3 - Interaction des rayonnements ionisants avec la matière.....	04
1.3.1 - Rayonnements directement ionisants (Particule chargées).....	04
1.3.1.1 - Particule chargée légères : électrons	04
1.3.1.2 - Particules chargées lourdes (proton, α).....	04
1.3.2 - Rayonnements indirectement ionisants (photons, neutron).....	04
1.3.2.1 - Rayonnements de photons.....	05
1.3.2.2 – neutrons.....	09
1.4 - Effets biologiques des photons sur l'organisme.....	12
1.5 - Grandeurs dosimétrique et unités.....	13
1.5.1- Exposition.....	14
1.5.2 - Le KERMA.....	14
1.5.3 - La dose absorbe.....	14
1.5.4 - Le rendement de dose en profondeur.....	15
1.5.5 - Le profil de dose absorbée.....	16
1.6 – Conclusion.....	17

Chapitre 02 : Le positionnement en radiothérapie externe

2.1- Introduction.....	18
2.2 - Présentation de la radiothérapie.....	18
2.2.1- La radiothérapie externe.....	18
2.2.1.1- Les techniques d'irradiation.....	19
2.3- Déroulement d'un traitement en radiothérapie.....	20
2.3.1- La consultation	20
2.3.2 - La simulation.....	21
2.3.2.1 - Etapes de la simulation.....	21
2.3.2.2 - Simulation virtuelle.....	22
2.3.2.3 - Les moyens de contention et systèmes adaptés.....	23
2.3.3 – Planification.....	24
2.3.3.1 - Système de planification de traitements « TPS ».....	24
2.3.3.2 - Les systèmes informatiques.....	25
2.3.4 - Le traitement.....	26
2.4 - différents appareils de radiothérapie externe	26
2.4.1 - scanner simulateur.....	26
2.4.2 - Les accélérateurs linéaires.....	28

2.4.3 - L'imageur portale.....	31
2.4.4 - Le collimateur mutilâmes (MLC).....	31
2.5- Contrôle de positionnement pendant le traitement.....	32
2.5.1- Réduction et compensation des incertitudes.....	32
2.5.1.1- L'utilisation des marges.....	32
2.5.1.2 - Les Protocoles de repositionnement du patient.....	34
2.5.2 - Les principaux systèmes utilisés pour le repositionnement.....	35
2.5.2.1- Le Laser.....	35
2.5.2.2 - L'imageur portale.....	35
2.6 – Conclusion.....	39

Chapitre 03 : Cancers de sphère ORL

3.1- Introduction.....	40
3.2 - Qu'est-ce que sphère ORL ?.....	40
3.3- Les cancers du rhinopharynx.....	41
3.3.1 - Rappel anatomique de rhinopharynx	41
3.3.2 - Les facteurs de risque	42
3.4 - Des organes à risque	42
3.5 - Le traitement de cancer ORL	43
3.6 - Les effets secondaires pendant le traitement En cours de radiothérapie.....	44
3.7 – Conclusion.....	44

Chapitre 04 : Vérifier la problématique du repositionnement pour les cancers du cavum dans le service de radiothérapie (CAC Batna)

4.1 Introduction	45
4.2 - L'organisation du traitement (Simulation et Planification).....	45
4.2.1 - Localisation de volume cible « Cancer de cavum ».....	45
4.3 - Les déplacements pour le cancer de cavum	51
4.3.1 - Décalages de volume cible.....	51
4.3.2 - Décalage des organes à risque.....	53
4.3.2.1 – Décalage par rapport la moelle épinière.....	53
4.3.2.2 - Décalage par rapport au Tronc cérébral.....	54
4.4 – Contrôle de positionnement pendant le traitement et quantification des déplacements pour les patients de cavum.....	55
4.3.1- Les objectifs.....	56
4.3.2 - Matériel et méthodes.....	56
4.3.3 - Résultats et discussions.....	59
4.5 – Conclure.....	60

Conclusion générale

Bibliographie

Résumé

Abstract

ملخص

Liste des abréviations

2D : Deux Dimensions.
3D : Trois Dimensions.
ADN : acide désoxyribonucléique.
BEV: Beam Eye View.
CT: Computed Tomography.
CTV: Clinical Target Volume.
CBCT: Cone Beam Computed Tomography.
DRR: Digital Reconstructed Radiography.
DSP: distance source peau.
DICOM: Digital Imaging and Communication in Médecine.
En: Energie de neutron.
EPID: Electronic Portal Imaging Device.
EPID: Electronic Portal Imaging devices.
GTV: Gross Tumor Volume.
HDV: Histogramme -dose-volume.
IMRT: Intensity Modulated Radiation Therapy.
IV: Irradiated volume.
IRM : Imagerie par Résonance Magnétique.
IP: Imageur Portal.
ICRU: International Commission on Radiation Units and Measurements
KeV: kilo électron volt.
KERMA: Kinetic energy released in matter.
Linac: linear accelerator.
MeV: Méga Electronvolt.
MLC: Multi Leaf Collimator.
Me : Moille épinière.
OAR: Organ at risk.
ORL: Oto –Rhino –Laryngologiste.
PTV: Planning Target Volum.
RCMI: Radiothérapie de conformation avec modulation d'intensité
RF: Radiofréquence.
SV: simulation virtuelle
TEP: Tomographie par Emission de Positons.
TV: Traited volume.
TFT: Thin film transistor.
Tc: Tronc cerebral.
TDM: Tomodensitométrie.
TPS: Treatment Planning System.
UM: Unité Moniteur.
UH: unités Hounsfield.
VMAT: Volumetric Modulated Arc Therapy.
VADS: Voies aero digestives supérieures désignent.

Liste des figures

Figure 1.1 : Les différents types de rayonnements.....	4
Figure 1.2 : Principe de l'effet Photoélectrique.....	7
Figure 1.3 : Principe de l'effet Compton.....	7
Figure 1.4 : Principe de L'effet Thomson-Rayleigh.....	8
Figure 1.5 : Principe de la création de paires.....	9
Figure 1.6 : Domaine des trois phénomènes d'interaction.....	9
Figure 1.7 : La transmutation.....	10
Figure 1.8 : Capture radiative de l'absorption d'un neutron par un noyau d'hydrogène pour donner du deutérium.....	11
Figure 1.9 : Diffusion inélastique.....	12
Figure 1.10 : Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6 MV et de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$	16
Figure 1.11 : Courbe de profil de dose.....	17
Figure 2.1 : Imagerie avec le scanner simulateur.....	21
Figure 2.2 : Positionnement le patient en fonction de localisation de la tumeur.....	21
Figure 2.3 : Image, vue de la source (BEV) des faisceaux de traitement cérébral simulés sur ordinateur.....	23
Figure 2.4 : moyens de contention, plan incliné.....	23
Figure 2.5 : A)-Des masques thermoformés B)- Position de masque thermoforme.....	24
Figure 2.6 : Histogramme dose Volume.....	25
Figure 2.7 : Scanner simulateur lors du positionnement.....	27
Figure 2.8 : Un accélérateur linéaire.....	28
Figure 2.9 : Schéma fonctionnel d'un linac : à droite de la cloison ; partie visible par le patient, à gauche ; accès réservé.....	29
Figure 2.10 : Représentation schématique des éléments conditionnant la mise en forme du champ d'irradiation.....	30
Figure 2.11 : Collimateur mutilâmes.....	31
Figure 2.12 : (a)Les volumes d'intérêt. (b) les différentes marges qui sont ajoutées successivement au (GTV).....	33
Figure 2.13 : Exemple clinique de ciblage d'une tumeur du cavum.....	34
Figure 2.14 : Les deux photons l'imageur portale.....	36

Figure 2.15 : Les compositions du détecteur au silicium amorphe.....	38
Figure 3.1 : les compositions Anatomique de la sphère cervico-faciale.....	41
Figure 3.2 : Rhinopharynx vue endoscopique postérieure.....	42
Figure 4.1 : Acquisition des paramètres géométriques et des informations anatomique.....	46
Figure 4.2 : Tracée le point de référence avec un tatouage.....	46
Figure 4.3 : Technique d'irradiation des 5 champs.....	48
Figure 4.4 : BEV champ 01, latéral gauche 90°.....	49
Figure 4.5 : BEV champ 02, latéral droit 270°.....	49
Figure 4.6 : BEV champ 03, postérieure 180°.....	50
Figure 4.7 : BEV champ 04, oblique postérieure gauche150°.....	50
Figure 4.8 : BEV champ 05, latéral droit 210°.....	50
Figure 4.9 : Boost lat 90°.....	51
Figure 4.10 : Boost lat 180°.....	51
Figure 4.11 : Décalage longitudinale de volume cible d'isodose 66,5.....	52
Figure 4.12 : Décalage du volume cible du cancer du cavum vertical.....	52
Figure 4.13 : Décalage Moelle épinière d'isodose 45Gy.....	53
Figure 4.14 : Décalage Moelle épinière vertical.....	54
Figure 4.15 : Décalage par rapport au Tronc cérébral de l'isodose 54Gy.....	54
Figure 4.16 : Histogramme Dose Volume final (HDV).....	55

Liste des tableaux

Chapitre 03

Tableau 3.1: Radiothérapie adaptative des cancers ORL contraintes de dose utilisées pour l'optimisation des plans de traitement.....	43
--	----

Chapitre 04

Tableau 4.1 : Les 5 champs d'irradiation (partie A).....	48
Tableau 4.1 : Les 5 champs d'irradiation (partie B).....	49
Tableaux 4.2 : Les positionnements des 08 patients en fonction des jours.....	56.57
Tableaux 4.3 : Les décalages de positionnement de 08 patients en fonction des jours.....	58.59

Introduction général

La radiothérapie joue un rôle très important (crucial) dans le traitement et en particulier les cancers ORL. Les traitements par RT conformationnelle 3D constituent des techniques de choix dans le service de radiothérapie de centre anti cancer de Batna pour conformer ces tumeurs afin d'irradier avec la plus grande précision possible le volume cible tout en préservant les structures critiques avoisinantes. Pour cette raison, le positionnement du patient durant les irradiations est nécessaire pour le succès de la thérapie; bien que les patients soient immobilisés grâce à un masque thermoformé, mais la problématique réside dans des déviations qui peuvent se produire pendant le déroulement du traitement, ce qui est dû au positionnement quotidien du patient ou à des changements anatomiques comme la fonte tumorale, la perte de poids ou encore l'œdème. Ces modifications sont essentiellement attribuables à l'étalement du traitement sur sept semaines ainsi qu'à l'administration d'une chimiothérapie concomitante.

La simulation est l'étape primaire et cruciale au traitement, tant pour la planification que pour le positionnement du patient. Elle consiste à réaliser des images tomодensitométriques (par un simulateur-scanner) afin de comparer aux images de positionnement qui sont appelées images portales (réalisées grâce à la machine du traitement qui est l'accélérateur linéaire). Et ce point est exactement le but de notre étude dans ce mémoire. Nous allons comparer ces deux images tout en prenant à chaque fois des repères différents sur le corps du patient : cutanés ou osseux ; étudier l'effet de différents déplacements de repositionnements sur la distribution de dose dans le volume cible et les organes à risques, et enfin, évaluer l'effet des images de positionnement sur la distribution de dose et déduire la variation de cet effet en fonction du nombre d'images acquises, de la taille du champ, de l'énergie, ceci afin de limiter le nombre maximale d'images et définir un protocole de positionnement optimisé.

L'objectif de ce travail : c'est assurer une précision maximale de traitement en effaçant les divergences de dose entre la distribution planifiée et celle délivrée, ceci dépend de plusieurs paramètres. Le paramètre visé par ce travail est le repositionnement afin d'éliminer les incertitudes de positionnement avant l'irradiation, détruire le volume cible exactement et protéger les organes à risque.

Ce mémoire se divise en quatre chapitres :

Dans le chapitre 01, nous avons donnons une description générale des rayonnements ionisants et leurs interactions avec la matière, leurs effets biologiques a i n s i que le concept de grandeurs dosimétriques.

Dans le chapitre 02, nous présentons le concept de contrôle du positionnement pendant le traitement, la problématique des incertitudes géométriques, l'importance du positionnement des patients à chaque séance, les différentes méthodes de réduction et de compensation des incertitudes, et les principaux systèmes utilisés pour le repositionnement.

Dans le chapitre 03, nous donnons un rappel anatomique des cancers de la sphère ORL et leurs traitements.

Enfin, dans le chapitre 04, une pratique, est une exposition des résultats effectués au niveau du CAC Batna, dont le but était de vérifier la problématique du repositionnement pour les cancers du cavum d'un point de vue pratique, dans le service de radiothérapie.

Chapitre 01
Rappels de physique médicale
Pour la radiothérapie

Chapitre 1 : Rappels de physique médicale

Pour la radiothérapie

1.1- Introduction

On peut définir un rayonnement ou radiation comme un mode de propagation de l'énergie dans l'espace, sous forme d'ondes électromagnétiques ou de particules. Les rayonnements ne peuvent être détectés et caractérisés que grâce à leurs interactions avec la matière dans laquelle ils se propagent. Ils peuvent céder au milieu qu'ils traversent, la totalité ou une partie de leur énergie au cours de ces interactions. [1]

Un rayonnement ionisant est un transport d'énergie sous la forme des particules ou d'ondes électromagnétiques d'une longueur d'ondes inférieure ou égale à 100 nanomètres. [1]

1.2 - Les différents rayonnements ionisants

1.2.1 - Directement ionisant: comprend les particules chargées légères (électrons), et les particules chargées lourdes (protons, particules alpha, ions lourdes) qui déposent de l'énergie au milieu à travers processus direct en une étape impliquant des interactions coulombienne entre le directement particules ionisantes chargées et électrons orbitaux des atomes cible. [2]

1.2.2 - Indirectement ionisant: comprend les neutrons et les rayonnements électromagnétiques (photons x et γ) qui déposent de l'énergie au milieu par un processus en deux étapes comme suit:

- Dans la première étape, une particule chargée est libérée dans le milieu absorbant (les photons libèrent des électrons ou des paires électrons / positron, des neutrons libèrent protons ou ions plus lourds).
- Dans la deuxième étape, les particules chargées libérées déposent de l'énergie au milieu absorbant par des interactions directes de Coulomb avec des électrons orbitaux des atomes. [2]

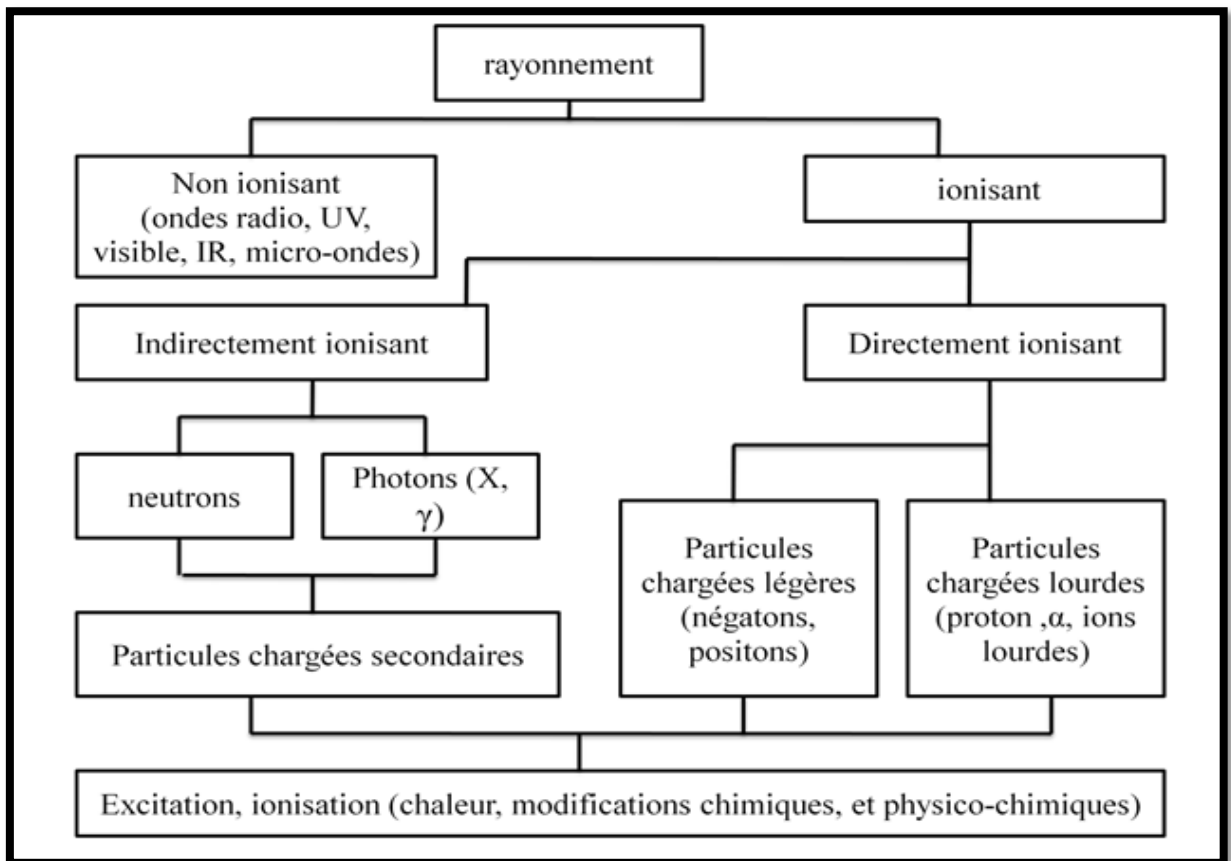


Figure 1.1: les différents types de rayonnements. [1]

1.3 - Interaction des rayonnements ionisants avec la matière

1.3.1 - Rayonnements directement ionisants (Particule chargées)

Une particule chargée pénétrante dans un milieu, interagit par la force coulombienne, avec les noyaux ou les électrons orbitaux des atomes cibles. [1]

1.3.1.1 - Particule chargée légères : électrons

Lorsqu'un électron énergétique traverse la matière, il interagit avec elle à travers Interactions coulombienne avec des électrons orbitaux et des noyaux atomiques. À travers ces collisions les électrons peuvent perdre leur énergie cinétique (collision et pertes radiatives) ou (diffusion). [3]

Les collisions entre l'électron incident et un électron orbital ou le noyau d'un atome peuvent être élastique ou inélastique. Dans une collision élastique, le électron est dévié de son trajectoire, mais aucune perte d'énergie, une collision inélastique l'électron est dévié de son

trajectoire et une partie de son l'énergie est transférée à un électron orbital ou émise sous forme de bremsstrahlung. [3]

1.3.1.1.1 - Interactions électron-électron orbitale

- Interactions coulombienne entre l'électron incident et les électrons orbitaux d'absorbeur entraînent des ionisations et des excitations d'atomes ciblent:

- Ionisation: éjection d'un électron orbital de l'atome.

- Excitation: transfert d'un électron orbital de l'atome au milieu d'un autorisé orbite à une orbite supérieure autorisée. [3]

1.3.1.1.2 - Interactions électron – noyau

- Interactions coulombienne entre l'électron incident et les noyaux de la un atome d'absorbeur entraîne une diffusion électronique et une perte d'énergie de l'électron par la production de photons à rayons X (bremsstrahlung). [3]

1.3.1.2 - Particules chargées lourdes (proton, α)

Une particule chargée lourde (la masse d'un proton est environ 1840 fois plus grande que celle d'un électron). La force d'interaction dominante est la force coulombienne entre la particule incidente, chargée positivement, et les électrons atomiques, chargés négativement. Les interactions avec les noyaux, que ce soit par l'intermédiaire des forces coulombiennes ou des forces alors deux processus d'interaction majoritaires:

- Si l'interaction est assez intense, le transfert d'énergie peut être suffisant pour arracher un électron de l'atome auquel il était lié : c'est le phénomène d'ionisation.

- Si l'interaction est insuffisante pour créer une ionisation, il y a seulement excitation : l'électron change d'état quantique, l'excitation le fait passer d'un état initial, d'énergie de liaison E_0 , à un état final moins lié, d'énergie E_1 . [1]

1.3.2 - Rayonnements indirectement ionisants (photons, neutron)

1.3.2.1 - Rayonnements de photons

En fonction de leur origine, les rayons photoniques indirectement ionisants distinguent dans des catégories suivantes:

- Bremsstrahlung (rayons X continus), émis par électron – noyau les interactions.
- Rayons X caractéristiques (discrets), émis dans les transitions d'électrons orbitaux d'une orbite autorisée à une vacance dans une autre orbite autorisée.
- Rayonnement d'annihilation (discret, généralement 0,511 MeV), émis par annihilation positron – électron. [3]

1.3.2.1.1 - Interactions photon-matière

L'atténuation de intensité du rayonnement **X** à travers une Epaisseur **x** de matière est donnée par :

$$I(x) = I(0) \exp(-\mu(h\nu, Z) x) \quad (1-1)$$

Où $I(0)$ est l'intensité initiale du faisceau de photons non-atténué, $\mu(h\nu, Z)$ le coefficient d'atténuation linéaire qui est fonction de l'énergie $E = h\nu$ du photon et du numéro atomique Z de la matière. Pour qu'un faisceau de photons soit atténué par le milieu, il faut que de multiples interactions se produisent entre les photons et la matière. Lors de ces interactions, les photons déposent leur énergie selon un processus en deux étapes :

- Première étape : des particules chargées (électrons et/ou positons) sont libérées dans la matière
- Deuxième étape : les particules chargées libérées déposent de leur énergie dans le milieu par interactions coulombiennes avec les électrons périphériques des atomes du milieu. [4]

Aux énergies de photons utilisées en radiothérapie (typiquement entre 4 et 25 MeV), quatre types d'interactions photon-matière peuvent se produire : l'effet Thomson-Rayleigh, l'effet photo-électrique, l'effet Compton et la création de paires. Une description simple de ces quatre types d'interaction: [4]

A) - Effet photoélectrique

L'effet photoélectrique se décrit comme l'interaction d'un photon avec un atome. [5] Le photon incident $E = h\nu$ heurte un électron à sa couche atomique la plus interne(K) (**voire figure I.2**). Ensuite l'atome absorbe l'énergie total du photon et passe dans un état excité, il revient à son état fondamental en perdant un électron de ses couches orbites avec une énergie cinétique $E_c = E - W$. Un électron d'une couche plus externe (L) vient occuper la lacune laissée par l'électron éjecté. [5] [6]

Où W est l'énergie de liaison de l'électron dans l'atome.

Ces photons sont dits de fluorescence (généralement des rayons X) ou d'électron Auger qui arrache l'énergie d'excitation. [6]

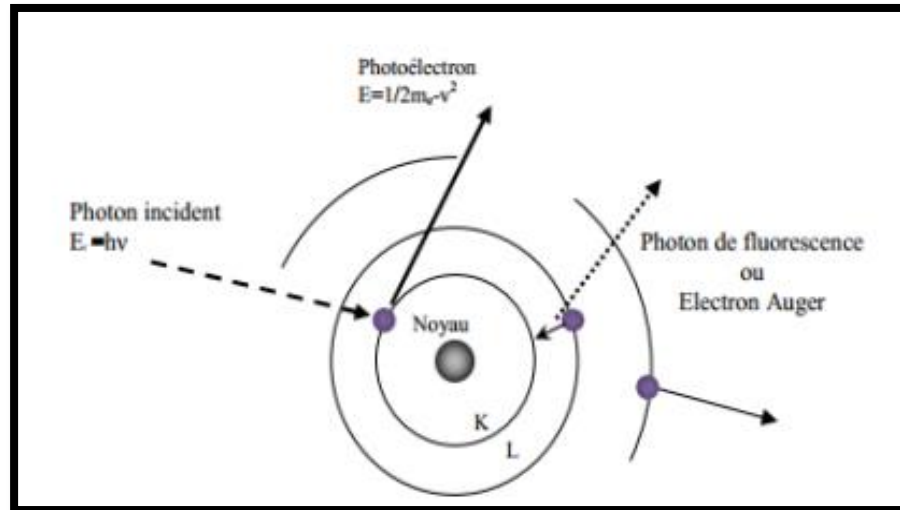


Figure 1.2 : Principe de l'effet Photoélectrique. [6]

B) - L'effet Compton

L'effet Compton se conçoit comme une interaction entre un photon de haute énergie et un électron qui pourrait être comme un électron libre car son énergie de liaison au noyau est négligeable devant celle du photon incident. [1]

La collision entre le photon incident d'énergie E et l'électron libre projette ce dernier en lui cédant sous forme une certaine fraction de son énergie, après cette collision, le photon incident est dévié (photo diffusé) d'un angle θ de sa trajectoire initiale tandis que la trajectoire de l'électron recule (électron Compton) fait un angle φ avec cette même direction, l'atome cible perd un électron et s'ionise entraînant des phénomènes de fluorescence et d'effet Auger. [4] [5]

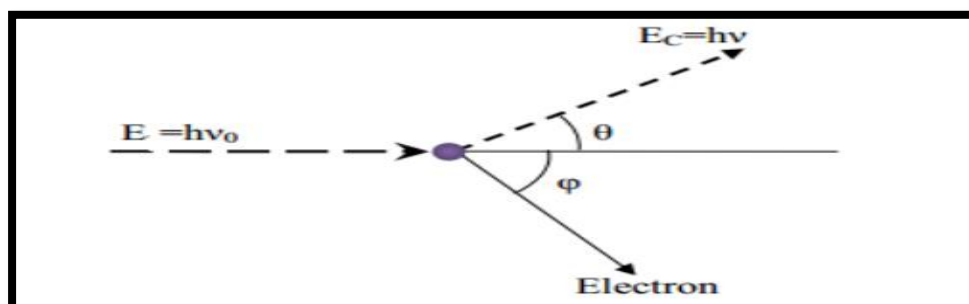


Figure 1.3: Principe de l'effet Compton. [6]

C) - L'effet Thomson-Rayleigh

L'effet Thomson-Rayleigh traduit la diffusion d'un photon sans changement d'énergie. Le photon incident en traversant le nuage électronique qui constitue la périphérie de l'atome, subit une collision dite élastique. Le photon ne subit aucune perte énergétique et il est diffusé d'un angle faible. [4]

L'effet Thomson-Rayleigh ne se produit que pour les faibles valeurs d'énergie des photons. Sa probabilité d'apparition diminue très rapidement lorsque l'énergie augmente. [4]

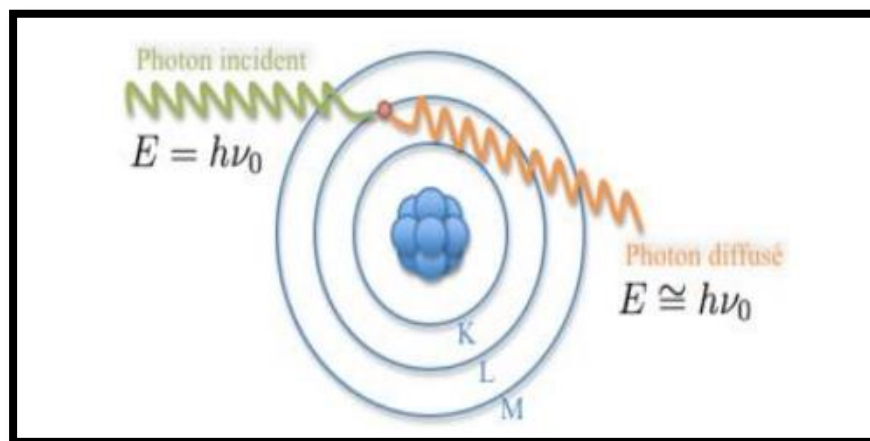


Figure 1.4: Principe de L'effet Thomson-Rayleigh. [6]

D) - La Création de paires

Lorsque un photon pénètre dans le champ électrique très intense au voisinage d'un noyau atomique, la création ou production de paire est une interaction photon-matière provoquant le phénomène de la matérialisation d'un photon sous forme de paire de particules, un électron et un positron. [5]

Lorsque le photon pénètre dans le champ électrique très intense qui règne au voisinage d'un noyau. L'énergie nécessaire pour obtenir la matérialisation de cette paire est égale à 1.022 MeV, le positron émis au cours de ce processus va rencontrer un électron atomique qui va s'annihiler rapidement avec un électron du milieu à la fin de son parcours pour produire deux photons gamma de 511 KeV dans deux directions opposées. [5]

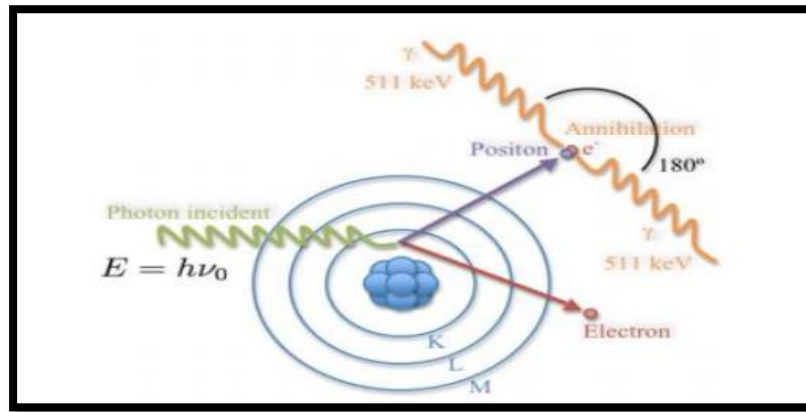


Figure I.5 : Principe de la création de paires. [6]

1.3.2.1.2 - Domaine d'interaction

Le schéma de la figure (1-6) suivante montre clairement l'importance relative de l'effet photoélectrique, effet Compton et effet de création de pair et cela en fonction de l'énergie des photons incidents et numéro atomique Z du matériau atténuant. [5]

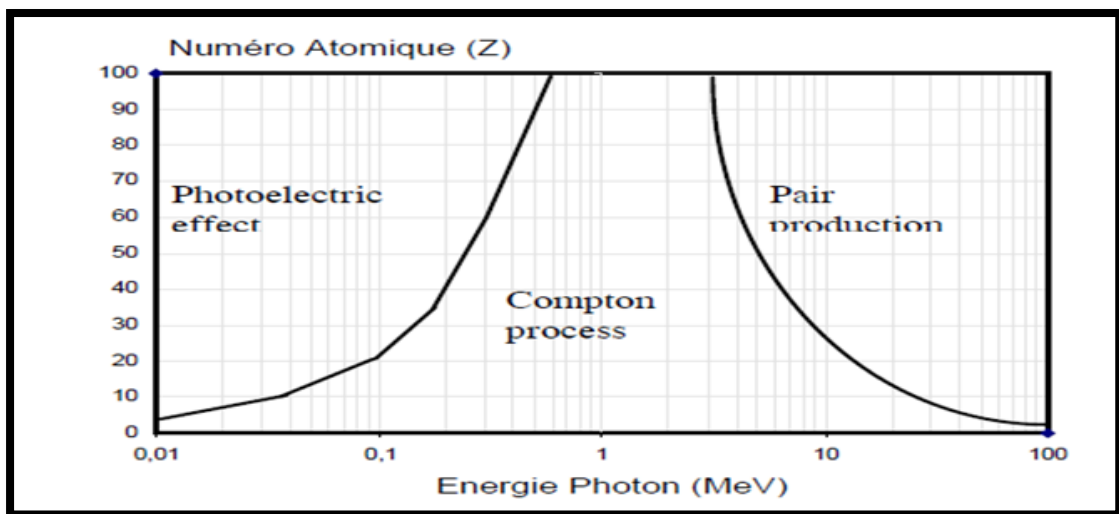


Figure 1.6 : Domaine des trois phénomènes d'interaction. [5]

1.3.2.2 - neutrons

En domaine de leur charge nulle. Les neutrons ont une interaction négligeable avec les électrons de la matière cible.

Leur énergie cinétique est absorbée par le noyau selon le type d'interaction. Ce dernier divise en deux catégories :

- Absorption (capture (n,γ) (n, α) (n,p)). celles qui entraînent la disparition du neutron
- Diffusion (élastique (n,n) inélastique (n,n')). celles qui ne contribuent qu'à diminuer l'énergie du neutron. [1] Interaction dépend le nombre de nucléons dans le noyau cible et l'énergie de neutron. [7]

1.3.2.2.1 - L'absorption

En raison de laquelle le neutron disparaît, ce processus pour ($E_n < 0,5 \text{ eV}$). [1]

A - transmutation (n, p), (n, α)

Le neutron est absorbé par le noyau. Désexcitation par émission d'une particule chargée (un proton ou une particule alpha) pour former un noyau composé. Cette réaction est produite un noyau différent appelée transmutation. Cette dernière est la transformation d'un élément en un autre par réaction nucléaire. [1] [7]

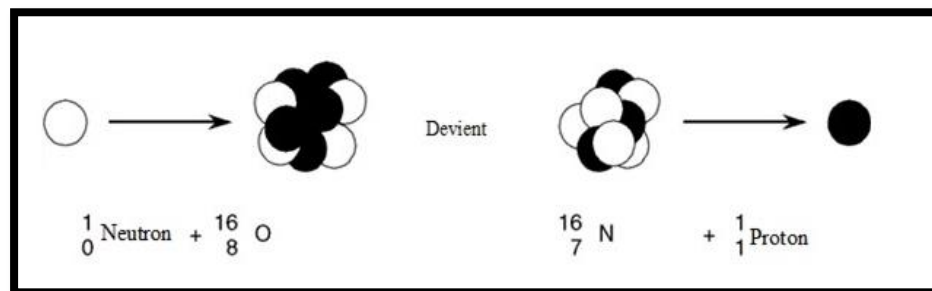


Figure 1.7 : La transmutation. [1]

B - capture radiative (n,γ) :

Un neutron est absorbé par le noyau cible. Formation d'un noyau composé dans un niveau excité, désexcitation par émission un rayonnement de gamma. En d'autre sens, le nouveau noyau produit est un isotope du noyau cible. [1]

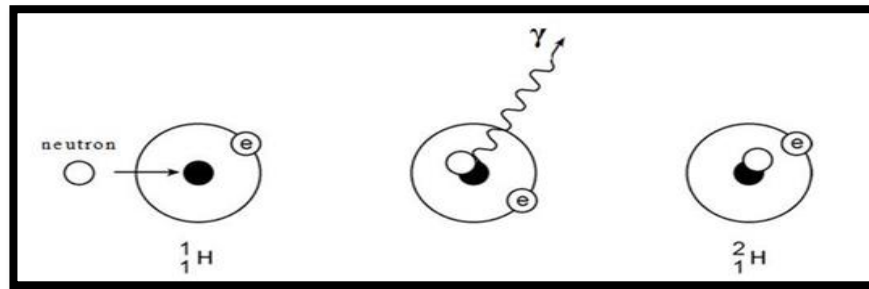


Figure 1.8 : Capture radiative de l'absorption d'un neutron par un noyau d'hydrogène pour donner du deutérium. [1]

c - la fission

Réaction de fission se produit pour des matériaux à Z élevé (noyau lourd) L'absorption du neutron provoque une excitation les nucléons. Noyau peut devenir instable, se déforme et se scinde en 2 fragments de fission Emission de 2 ou 3 neutrons simultanément et instantanément à la fission (neutron rapides). [1]

1.3.2.2.2 - La diffusion

En raison de laquelle le neutron perd de l'énergie cinétique puis change de direction, ce processus pour les neutrons rapides (MeV). [1]

a- Diffusion élastique (n, n)

Le neutron frappe un noyau ; le neutron est réémis avec la même énergie cinétique du neutron incident dans une certaine direction. Le noyau cible absorbe l'énergie perdue par le neutron. Ensuite il se déplace à plus grande vitesse. [1]

b- diffusion inélastique (n, n γ)

Lors d'une collision d'un neutron avec un noyau, il peut être absorbé .ce noyau cible composé sera dans un état excité. Il se désexcitera puis émission au niveau fondamental en émettant un nouveau neutron moins énergétique et un photon γ qui emportera la différence d'énergie. [1]

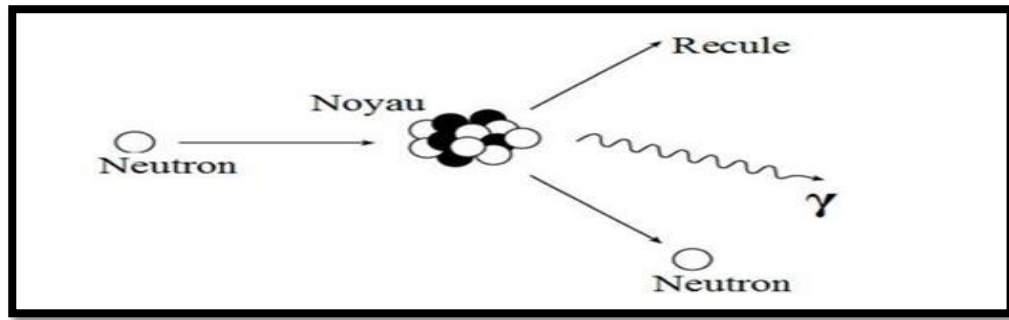


Figure 1.9 : Diffusion inélastique. [1]

1.4 - Effets biologiques des photons sur l'organisme

Les effets des rayonnements sur les tissus humains sont le résultat des événements physiques initiaux produit par le rayonnement sur le milieu. [5] Tout d'abord physiques (interactions entre les photons et les atomes ou les molécules des cellules du tissu). [4]

L'interaction du rayonnement avec la matière est la première étape du dommage biologique à cause de dépôt d'énergie. [5] Puis physico-chimiques pour aboutir à ces dommages biologiques cellulaires tels que l'aberration chromosomique, l'altération de fonction, ou la mort cellulaire. [4]

Les effets biologiques des radiations résultent spécialement du dommage qui cause sur l'ADN (acide désoxyribonucléique), dont est la cible la plus critique dans la cellule. [4]

Lorsqu'un rayonnement ionisant est directement absorbé par la cellule .les effets Biologique peuvent se présenter sous l'un des deux catégories soit à un effet direct sur les macromolécules, soit à un effet indirect à travers les radicaux libres. [5]

➤ Effet direct :

Dans l'effet direct, le rayonnement interagit directement avec l'ADN quoi que ce soit molécule ou structure intracellulaire de faibles dimensions (gènes, chromosomes,...etc.).Cet effet sur la molécule d'ADN peut concerner soit les sucres constituant la chaîne, soit les bases (Adénine, Guanine, Cytosine et Thymine). [5] [4]

Les atomes de ces structures ou de ces molécules d'ADN peuvent s'ioniser ou être excités à partir d'une interaction coulombienne, conduisant à une chaîne d'événements physiques et chimiques qui aboutissent à un dommage biologique. [4]

➤ **Effet indirect :**

Dans l'effet indirect, le rayonnement interagit avec les macromolécules (principalement l'eau, compte tenu de la richesse en eau des organismes vivants environ 80%) de l'eau pour produire des radicaux libres H° et OH° (oxydants ou réducteurs), chimiquement très actifs. Lesquels peuvent en diffusant créer des dommages sur les cibles critiques à l'intérieur de la cellule. [4] [5]

L'interaction des rayonnements ionisants décompose l'eau, en formant alors des radicaux libres qui peuvent diffuser suffisamment dans la cellule pour atteindre et endommager les macromolécules. [5]

Les radicaux libres H° et OH° , sont des atomes ou des molécules comportant un électron des couches externes. Cet électron est non apparié et libre. Cette configuration est très instable et rend l'atome ou la molécule (radical libre) très réactive avec un potentiel d'oxydo-réduction très élevé. [5] Ceux-ci peuvent causer des dommages aux structures critiques de la cellule notamment sur l'ADN par l'altération des bases comme la thymine qui peut être hydroxylée par le radical OH° . [4]

La plus part des dommages biologiques sont créés par les effets indirects. Lesquels peuvent se décliner en quatre étapes :

- ✚ **1^{ère} étape :** Le photon incident interagit avec un atome de la cellule (par effet photoélectrique, effet Compton, la production de paire) pour produire un électron secondaire de haute énergie. [4]
- ✚ **2^{ème} étape :** L'électron secondaire de haute énergie mis en mouvement à travers le tissu produit des radicaux libres dans l'eau. [4]
- ✚ **3^{ème} étape :** les radicaux libres formés altèrent les bases puriques de l'ADN. [4]
- ✚ **4^{ème} étape :** L'altération des bases de l'ADN excite des dommages biologiques. [4]

1.5 - Grandeurs dosimétriques et unités

La dosimétrie est une méthode qui se fixe à mesurer les effets des rayonnements ionisants sur un milieu matériel. [5] La dosimétrie est d'évaluer quantitativement l'énergie absorbée afin de prévoir les effets des traitements en radiothérapie aussi bien sur les tissus sains que les tissus tumoraux et de mesurer l'énergie déposée dans les tissus à irradier. L'action de rayonnement ionisants est traduite par plusieurs grandeurs, auxquelles correspondent des unités particulières ces grandeurs sont appelées grandeurs dosimétriques. [5]

1.5.1 – Exposition :

L'exposition est une grandeur la plus ancienne utilisée et en radiothérapie en radiologie. [5]
La définition première de l'exposition était la division de la charge électrique totale dq de tous les ions d'un signe donné produits dans l'aire par unité de volume, mais elle s'est ensuite plutôt basée sur la quantité de charge par unité de masse. [13]

- L'unité de l'exposition est le « $C.Kg^{-1}$ » «coulomb/Kg »et son ancienne unité utilisée était le « Roentgen » son symbole est: R. ($1R = 2.58 \times 10^{-4}Cb.kg^{-1}$). [5]

$$X = dq / dm \quad (1-2)$$

1.5.2 - Le KERMA :

Kerma est le sigle de « **K**inetic **E**nergy **R**eleased per **M**Ass unit » ou d'énergie Cinétique Déposée par unité de Masse.Il s'applique à tout type de particules c'est le transfert d'énergie des rayonnements indirectement ionisants (photons et neutrons) à des particules directement ionisantes dans un matériau irradié [5]. Le KERMA présente la somme de toutes les énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées mises en mouvement par des particules indirectement ionisantes dans le volume de masse dm du milieu :

$$K=De/dm \quad (1-3)$$

1Gy=1J/Kg, Le Kerma est exprimé en gray (Gy)

- Son une ancienne unité est encore souvent employé le rad ($1rad=10^{-2}Gy$). [13]

1.5.3 - La dose absorbe :

La grandeur dosimétrique de base en radioprotection a été les doses absorbée, grandeur représentative de l'action des rayonnements ionisants et définie comme le quotient de l'énergie des rayonnements ionisants E , quel que soit leur nature, absorbée dans un élément de volume de matière divisée par la masse dm de ce volume .La dose absorbe exprimée en « Gy » correspondant à 1J absorbée dans 1KJ de matière. [14] [5]

$$D = dE/ dm \quad (1-4)$$

1Gy=1J/Kg=100rad

1.5.4 - Le rendement de dose en profondeur

Le rendement de dose en profondeur R_z est le rapport en pourcentage de la dose absorbée D_z à la profondeur z mesurée sur l'axe du faisceau, à la dose absorbée D_{max} mesurée à la profondeur du maximum de dose z_{max} . [4]

$$R.P. (z, A, DSP, Q) = 100. D_z / D_{max} \quad (1-5)$$

Où : DSP est la distance source peau du patient, et A et Q sont respectivement la taille et la qualité du faisceau du rayonnement utilisé.

Le rendement en profondeur diminue lorsque la profondeur augmente. Il croît lorsque la taille du faisceau et la distance source-peau augmente, ainsi que lorsque le faisceau devient plus énergétique. [9]

La variation de la dose en fonction de la profondeur peut être représentée sur une courbe que l'on appelle la courbe de rendement en profondeur qui dépend principalement de quatre paramètres : la nature du rayonnement, l'énergie du faisceau, la taille du champ d'irradiation et la distance source-surface du milieu. [9]

Dans les photons, la courbe est composée de trois régions distinctes (**figure 1.10**)

- **Région 1** : c'est la région accroissement de la dose ou buildup (augmentation du flux des électrons secondaires). [4]
- **Région 2** : un maximum de dose (établissement de l'équilibre électronique). [4]
- **Région 3** : une décroissance exponentielle répondant aux lois de l'atténuation du faisceau de photons. [4]

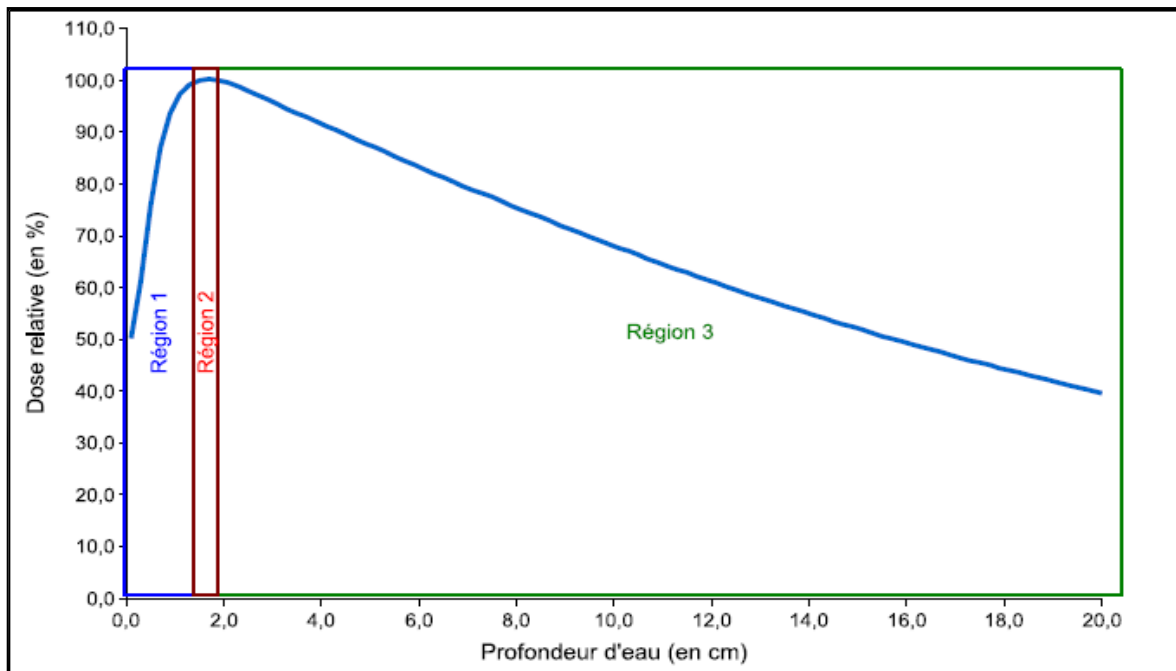


Figure 1.10 : Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6 MV et de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$. [4]

Lorsque l'énergie du faisceau de photons est grande, le parcours des électrons secondaires devient long, donc on conclut que la profondeur du maximum de dose augmente avec l'énergie. De plus, pour une profondeur située après le maximum, le rendement augmente avec l'énergie du faisceau car l'atténuation est moins rapide. [9]

Le rendement en profondeur augmente avec l'augmentation de la taille du champ car le volume diffusant augmente. La dose dans l'air répond à la loi de l'inverse carré des distances. Lorsque la distance source peau diminue, le maximum de dose se rapproche de la surface et sa valeur augmente tandis que le rendement diminue. [9]

1.5.5 - Le profil de dose absorbée

Le profil de dose à une profondeur est la représentation de la variation de la dose relative le long d'un axe dans un plan perpendiculaire à l'axe centrale du faisceau (**figure 1.11**). [9]

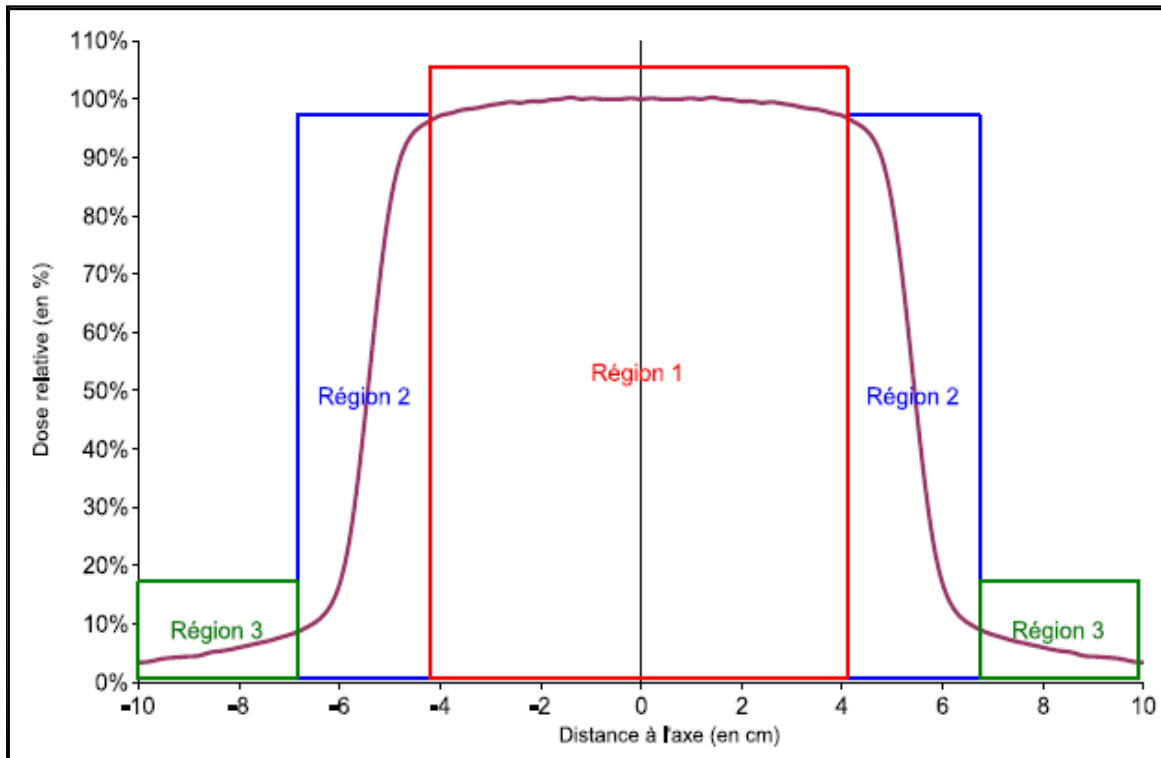


Figure 1.11 : Courbe de profil de dose. [4]

La courbe est composée de trois régions distinctes :

- **Region 1** : La zone homogène et symétrique du champ : Les dimensions de cette zone doivent correspondre à celles du volume cible si on veut une distribution de dose homogène dans la cible. [4]
- **Region 2** : La zone de pénombre du champ qui correspond la distance entre deux isodoses à une profondeur donnée (entre l'isodose 80% et l'isodose 20%), où la dose absorbée change rapidement. [4]
- **Region 3**: Correspond de l'ombre du champ qui est typiquement inférieure à 1% de la dose sur l'axe central. [4]

1.6 – conclusion

Pour conclure, nous avons donnons une description générale des rayonnements ionisants et leurs interactions avec la matière, leurs effets biologiques ainsi que le concept de grandeurs dosimétriques.

Chapitre 02

Le positionnement en radiothérapie externe

Chapitre 02

Le positionnement en radiothérapie externe

2.1 – Introduction

Bien que la radiothérapie exige de la précision pour détruire les cellules cancéreuses et protéger les organes à risque, mais il y a toujours des incertitudes géométriques et des erreurs provenant à partir de la chaîne de traitement. [8]

Le repositionnement entre les différentes séances du traitement de radiothérapie est une étape nécessaire dans le processus assurant une délivrance de la dose optimale. Les procédures mises en place en clinique sont basées sur un positionnement systématique à chaque fraction basé sur des tatouages alignés dans la salle de traitement par des lasers fixes, couplé à une imagerie régulière qui détecte toute déviation au fil des jours. Ce schéma est respecté quel que soit l'emplacement de la tumeur à traiter, seul la fréquence à laquelle une imagerie est effectuée change : les localisations sensibles au mouvement ou la position du patient peuvent se voir appliquer une vérification journalière. [10]

2.2 - Présentation de la radiothérapie

La radiothérapie est technique médicale des traitements du cancer, elle consiste à exposer les cellules cancéreuses d'une tumeur à des rayonnements ionisants (de rayons X, gamma, d'électrons et d'autres formes de radiations de haute énergie pour le traitement de maladie qui empêchent la multiplication des cellules malades en entraînant leur destruction. Ces rayonnements sont produits par soit par des accélérateurs de particules, soit par des sources radioactives. C'est ce qu'on appelle « l'irradiation » de la tumeur. La radiothérapie peut être combinée à d'autres traitements du cancer comme la chirurgie et la chimiothérapie. L'objectif de la radiothérapie est de détruire les cellules cancéreuses avec protéger au maximum les tissus sains et les organes à risque. [11] Pour le cas de radiothérapie interne (curiethérapie) on introduit une substance radioactive (iridium, césium, iode 125) à l'intérieur d'une cavité ou directement dans la tumeur. Les implants peuvent être permanents ou temporaires et d'autres cas de radiothérapie externe. [12]

2.2.1 - La radiothérapie externe

Pour le cas de radiothérapie externe, on utilise un appareil de traitement placé à courte distance du corps est accélérateur linéaire de particules, qui dirige des rayons (des photons de haute énergie ou des électrons) d'une grande intensité sur la tumeur maligne. la plupart sont traités de cette façon et ne sont pas hospitalisés. [12]

2.2.1.1 - Les techniques d'irradiation

Dans la radiothérapie, il existe plusieurs techniques d'irradiation qui sont :

2.2.1.1.1 - Radiothérapie conventionnelle

Cette technique utilise des champs d'irradiations rectangulaires qui sont délimités par des mâchoires symétriques, où les axes des faisceaux sont le plus souvent coplanaires et leur forme est simple. L'utilisation de caches en plomb permettent de protéger les organes à risque les plus critiques. [13]

2.2.1.1.2 - La radiothérapie de conformation avec modulation d'intensité

La Radiothérapie de Conformation avec Modulation d'Intensité (RCMI en français ou IMRT en anglais : Intensity Modulated Radiation Therapy) est une des plus grandes avancées dans le domaine de la radiothérapie de conformation de haute précision qui utilise des accélérateurs contrôlés par des ordinateurs. Ainsi, la dose se conforme plus précisément à la forme en 3D de la tumeur par la modulation et le contrôle d'intensité du faisceau de rayonnement dans plusieurs petits volumes au cours d'une même séance. [9]

La dose est non uniforme, car les champs décomposent en multiples segments et le traitement du volume cible se fait avec plusieurs fractions simultanées d'intensités différentes, créant ainsi des gradients de dose plus élevés dans des zones précises. [9]

2.2.1.1.3 – La radiothérapie en arc par modulation volumétrique (VMAT)

La thérapie en arc par modulation volumétrique fait aussi appel à la modulation d'intensité du faisceau. Par contre, la radiation est délivrée sans interruption lorsque le "statif" de l'accélérateur linéaire tourne autour du patient. Le débit de dose, la forme et la vitesse des lames ainsi que la vitesse du statif varient de manière continue tout au long du traitement. Par conséquent, la distribution de dose d'un traitement par VMAT est très conforme et le temps de traitement est plus court. [9]

2.2.1.1.4 - La radiothérapie conformationnelle en 3 dimensions

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

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

- des moyens assurant la reproductibilité du traitement (immobilisation du patient, contention...);
- une imagerie tridimensionnelle de la totalité des volumes irradiés (scanographie éventuellement complétée par l'IRM, la TEP, ...ect).
- une délimitation des volumes cibles et des organes critiques auxquels sont appliquées des marges de sécurité adaptées.
- une balistique et une collimation personnalisée des faisceaux (caches personnalisés, collimateurs mutilâmes) déterminées à partir d'un calcul tridimensionnel de la distribution de doses dans les différents volumes (GTV, CTV, PTV, organes à risques) ;
- un contrôle de la reproductibilité du traitement (imagerie portale, gammagraphie). [14]

2.3 - Déroulement d'un traitement en radiothérapie

Les étapes de traitement du cancer sont : la consultation, la simulation, la planification et le traitement. Avec toujours un contrôle de qualité et une correction médicale régulière. [9]

2.3.1 - La consultation

Se fait par L'oncologue radiothérapeute pour expliquer les méthodes précises du traitement, les bénéfices attendus, les éventuels effets secondaires, les différentes précautions à prendre pendant le traitement, le déroulement de traitement. [9]

2.3.2 - La simulation

Cette étape réalisée avec les manipulateurs et le médecin elle exige la présence du patient, dure environ 30 min. Elle est effectuée avec un scanner simulateur. Grâce à un grand nombre de coupes tomodensitométriques, elle situe de volume cible à traiter pour déterminer les champs d'irradiation et leur limites géométriques. [9]

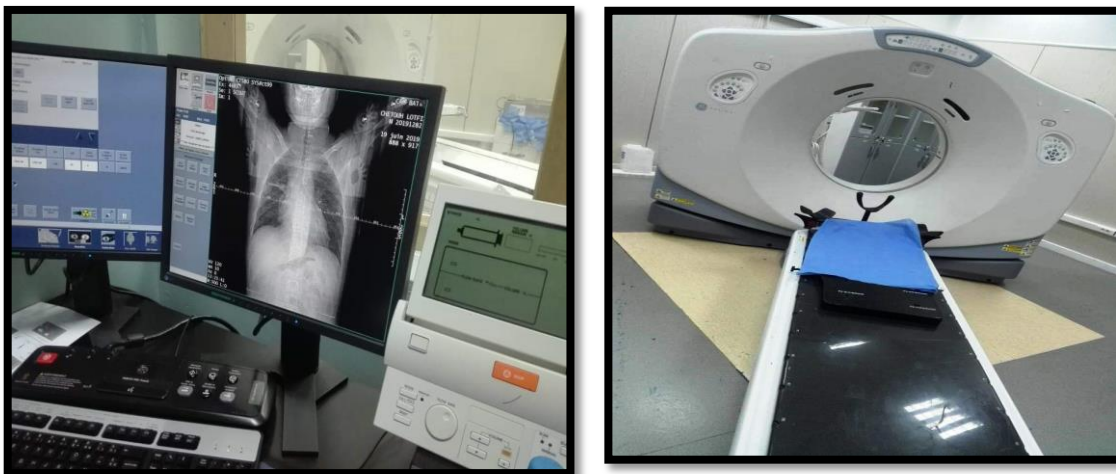


Figure 2.1 : Imagerie avec le scanner simulateur. [CAC Batna]

2.3.2.1 - Etapes de la simulation

On peut résumer les étapes de la simulation de la manière suivante :

- positionner le patient en fonction de la localisation tumorale et l'utilisation des moyens de contention (plan incliné, coussin, sandow, masque thermoformé personnalisé...) pour garder toujours dans chaque séance du traitement la même position du patient. [14]



Figure 2.2 : Positionnement le patient en fonction de localisation de la tumeur.

[CAC Batna]

- Repérage des volumes cibles à traiter, des cicatrices, des adénopathies et des organes critiques. [9]
- Utilisation généralement des lasers pour déterminer le champ de traitement, positionner les points de références, et la dimension et l'angulation des faisceaux d'irradiation. [9]
- Obtention des images anatomiques de référence: BEV, DRR, et utilisation le tatouage pour garder la même position du patient au cours du traitement. [9]
- Acquisition des paramètres géométriques du traitement et des informations anatomiques du patient. [9]

2.3.2.2 - Simulation virtuelle

Simulation Virtuelle (SV) se réfère à un ensemble de logiciels sur un ordinateur à partir de plusieurs acquisitions volumiques des informations anatomiques et fonctionnelles du patient et des clichés radiologiques reconstruits (DRR). [15]

Phase de simulation virtuelle implique deux ensembles logiciels :

- Un ensemble de logiciels qui définit le contourage et qui permet de transporter les coordonnées de l'isocentre du traitement vers le scanner et le système de lasers. [15]
- Un ensemble de logiciels dédiés à la simulation virtuelle permettant de positionner les faisceaux grâce aux « Beam's Eye View » et aux DRR, afin d'obtenir un traitement homogène un volume cible et épargnant au mieux les organes à risques. [15]

- **Beam eye view « BEV »**

« Beam's Eye View » BEV, la forme du faisceau vue par la source permet de visualiser les différents volumes. Patient est vu comme si l'œil se situait à la source de rayonnements. Il permet de définir les dimensions et la forme du champ d'irradiation pour couvrir au mieux la zone à traiter (PTV) tout en excluant les OARs (**figure 2.3**). [5]

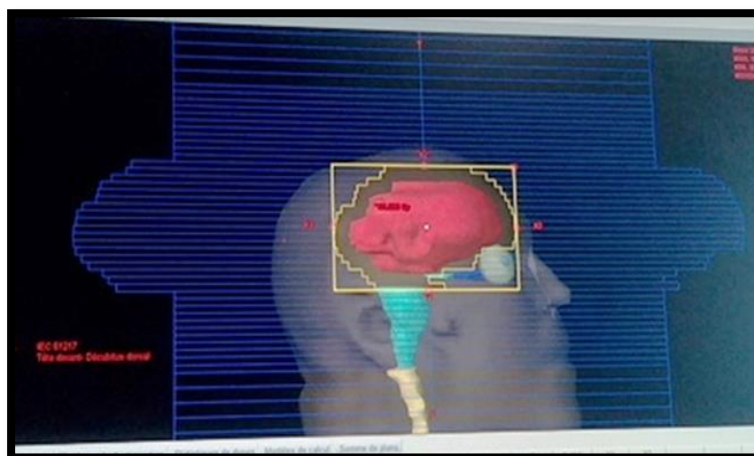


Figure 2.3: Image, vue de la source (BEV) des faisceaux de traitement cérébral simulés sur ordinateur. [Centre Anti Cancer Batna]

- **Les radiographies digitales reconstruites « DRRs »**

digitally reconstructed radiographs (DRRs) sont des images simulées qui sont reconstruites informatiquement à partir des images scanographiques. Elles permettent d'obtenir des images de référence. Elles sont comparées aux images portales pour vérifier et modifier le positionnement du patient. [9][16]

2.3.2.3 - Les moyens de contention et systèmes adaptés

Les différents moyens de contention et systèmes adaptés (plans inclinés, cales, localisation thoracique ...) utilise par Le manipulateur en fonction des localisations traitées, pour placer sur la table le patient dans les conditions de traitement. Ces outils permettent la reproductibilité du traitement, en assurant une immobilisation optimale des positions des patients pendant leur traitement de radiothérapie (tous les jours dans la même position). [17][9]



Figure 2.4 :moyens de contention, plan incliné. [1][17]

- **Masques thermoformés**

Un masque thermoformé est un masque en plastique thermoformable, moulé en fonction de l'anatomie du patient utilisé pour localisation ORL et cérébrale. Il assure une immobilisation complète du patient et une reproductibilité pour tout le traitement afin d'éviter l'irradiation des régions anatomique non souhaitée. [1][9]



(A)

(B)

Figure 2.5: A)-Des masques thermoformés. [CAC-Batna]

B)- Position de masque thermoforme. [17]

2.3.3 – Planification

En clinique, la planification des traitements est très complexe et nécessite plusieurs étapes. Le processus commence d'abord par un diagnostic, suivi d'un choix thérapeutique et d'une prescription de dose et de la planification du traitement (selon un protocole défini), puis la délivrance du traitement avec les différents contrôles recommandés. [18]

2.3.3.1 - Système de planification de traitements « TPS »

La planification dosimétrique est réalisée à l'aide d'un système de planification de traitement, ou (TPS est **T**reatment **P**lanning **S**ystem), est un logiciel permettant de préparer un plan de traitement par irradiation en radiothérapie. [14]

La planification dosimétrique est réalisée à l'aide d'un système informatisé : TPS (Traitement Planning System). Elle consiste à établir sur les images préopératoires la

répartition de la dose d'irradiation en fonction du plan de traitement. Des calculs menés sur des stations de travail informatiques spécialisées en raison de leur complexité algorithmique et graphique, font intervenir les coefficients d'atténuations relevés. [9]

L'objectif est de délivrer une dose de traitement déterminée à toute la cible en minimisant la dose aux tissus sains. Le plan de traitement adopté résulte d'un compromis entre simplicité de la balistique et conformité thérapeutique. Il permet de définir le volume traité et le volume irradié. On peut aussi évaluer la conformité du plan de traitement par des courbes appelées **histogrammes dose volume**(**figure 2.6**), qui représentent la distribution de dose dans le volume cible PTV ou dans les organes à risques OAR.[9]

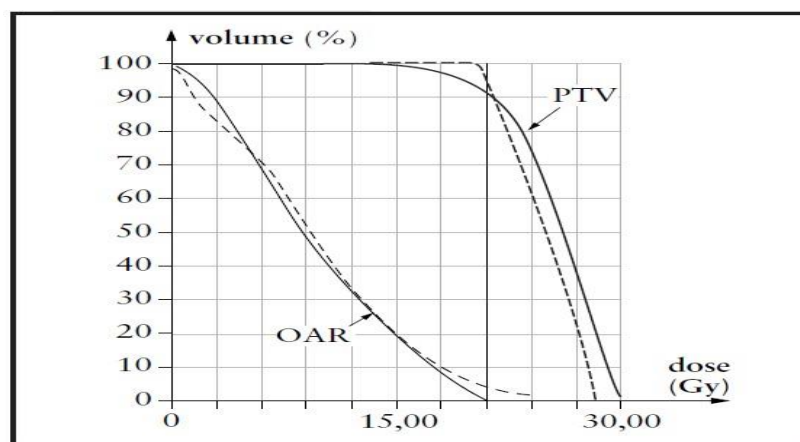


Figure 2.6 : Histogramme dose Volume. [9]

2.3.3.2 - Les systèmes informatiques

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

Les protocoles DICOM 3 (Digital Imaging and Communication in Médecine) et DICOM-RT assurent un lien avec les modalités d'imagerie diagnostique, les simulateurs, les PACS (Picture Archiving and Communication System) et consoles de planification de traitement. [9]

Le protocole DICOM-RT est le standard en radiothérapie. Il permet la gestion des flux de données, la communication entre les modalités des services de radiologie et de radiothérapie, ainsi que l'archivage des données. Ce protocole peut gérer des flux de données provenant d'images, des paramètres géométriques et d'irradiation du simulateur

jusqu'à l'accélérateur et son portique d'imagerie. Ce fut la principale raison du développement de ce protocole. [9]

2.3.4 - Le traitement

Le traitement du patient consiste en une irradiation du volume tumoral. La dose totale à délivrer sur le PTV est déterminée par le radiothérapeute. D'une manière générale, le traitement est étalé sur plusieurs semaines, à raison d'une séance journalière, à l'exception du week-end (vendredi et samedi). L'irradiation est pratiquement toujours fractionnée, pour permettre à l'organisme de mieux la supporter. Le fractionnement favorise le renouvellement des cellules saines, plus rapide que celui des cellules cancéreuses. Dans la région irradiée, la population des cellules tumorales va donc décroître plus rapidement que la population des cellules saines. En fin de traitement, la quantité de cellules tumorales survivantes est considérée comme suffisamment faible pour être éliminée par les défenses immunitaires de l'organisme. [19]

Chaque jour, le patient est installé de la même manière et la balistique d'irradiation est appliquée. Un traitement nécessite donc une préparation, et ne peut commencer avant que la position de traitement du patient et la balistique d'irradiation n'aient été déterminées avec précision. [19]

2.4 - Différents appareils de radiothérapie externe

2.4.1 - Scanner simulateur

Le scanner est un appareil d'imagerie médicale dédié devient un standard dans un service de radiothérapie .des simulateurs est progressivement renouvelé par l'imagerie scannée 3D. À cause de la variation de densité de tissus sur les images de scanographe et de l'identification des organes hyper vascularisés par injection intraveineuse de produit de contraste, on obtient une image 3D des données anatomique. [1] Il augmentée La précision des organes cibles et critique. Le principe de fonctionnement de TDM est basé sur la rotation de la source de rayon X autour du patient et l'ensemble de capteurs de façon synchrone. Accompagné d'un déplacement longitudinal d'une table motorisée à travers un anneau circulaire, sur laquelle le patient est allongé, l'acquisition est dite hélicoïdale. [14]

La planification CT doit être effectuée dans des conditions aussi identiques que possible de celles dans la salle de traitement, y compris le système de soutien aux patients (hauteur de la table de traitement), les positionnement des lasers et toutes les aides de positionnement du patient. [1]



Figure 2.7: Scanner simulateur lors du positionnement. [1]

- **Principe de fonctionnement:**

Le principe de la tomодensitométrie (TDM) 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 Tomодensitométrie, nous mesurons l'intensité de la source x atténuée par l'objet imagé. Un faisceau de rayon x traversant un matériau homogène d'épaisseur dx , subit une variation de son intensité dI . Cette variation d'intensité est donnée par la loi de Beer-Lambert comme suit :

$$dI = -\mu I dx$$

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

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

$$I = I_0 e^{-\mu d}$$

À l'aide des données projetées et après la reconstruction tomographique, nous obtenons l'image scannographique. Cette image est une mesure de la distribution spatiale du coefficient d'atténuation linéique moyen intégré sur le spectre d'énergie du faisceau, d'où l'introduction de l'échelle de Hounsfield standardisée, qui repose sur deux valeurs

particulières : -1000 pour l'air et 0 pour l'eau. Selon cette échelle, la valeur CT de chaque pixel est reliée aux valeurs des coefficients d'atténuation par la relation suivante :

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

Le scanner simulateur 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 et d'un détecteur qui permet de convertir les rayons X en signal. [1]

2.4.2 - Les accélérateurs linéaires :

L'accélérateur linéaire ou « **linac** » (figure 2.8) est un dispositif utilisé en radiothérapie pour le traitement de cancer permettant accélérer des électrons.



Figure 2.8 : Un accélérateur linéaire. [CAC Batna]

Les électrons peuvent avoir une double destinée :

- Ils peuvent être directement utilisés pour le traitement des tumeurs superficielles ou semi profondes comme les cancers de la peau.

Ils peuvent interagir avec un matériau de haute densité (tungstène) pour produire des rayons X de très haute énergie (de 4 à 25 MV) pour le traitement des tumeurs profondes un accélérateur de particules est un appareil qui peut fournir, au choix, soit des rayons X, soit des électrons. [9][5]

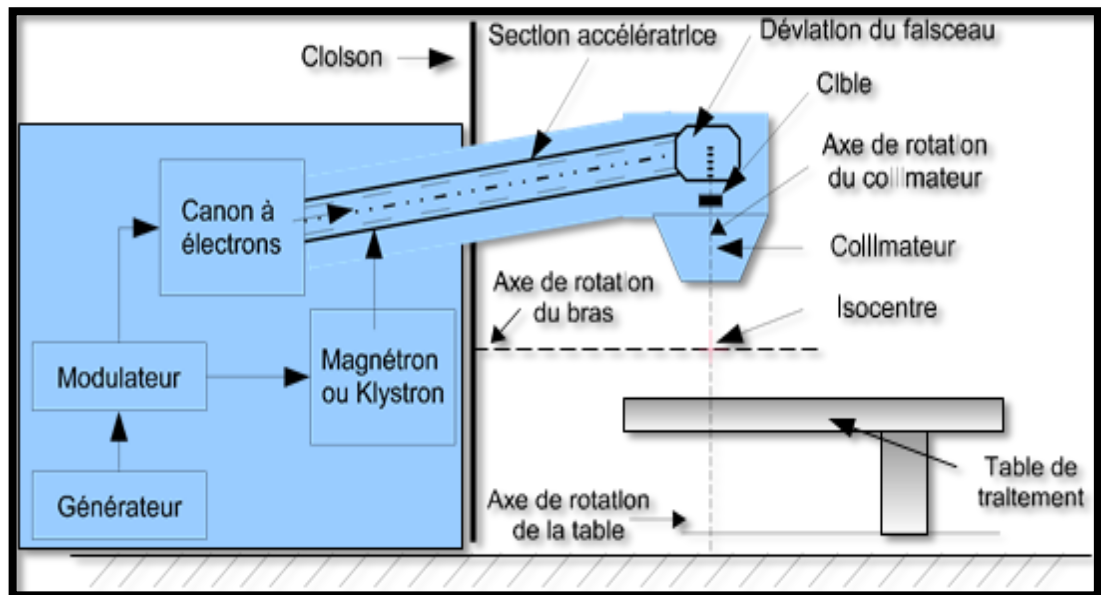


Figure 2.9: Schéma fonctionnel d'un linac : à droite de la cloison ; partie visible par le patient, à gauche ; accès réservé.[4]

- **Principe général de fonctionnement des accélérateurs linéaires**

Les principaux composants (**figure 2-9**) qui servent à générer le faisceau dans un accélérateur linéaire médical sont généralement :

- * Le générateur des micro-ondes radiofréquence (RF) ou d'onde électromagnétique: klystron ou magnétron qui permet de produire une impulsion de haute fréquence pour accélérer les électrons. [20]

- * Le modulateur : fournissant l'énergie électrique, il génère des impulsions hautes tension, ainsi des pulses d'énergie de quelques microsecondes sont générés et envoyés vers un canon à électrons pour être injectés dans la section accélératrice. [20]

- *Le canon à électrons : les électrons accélérés sont focalisés par une électrode et passent à travers l'anode pour pénétrer dans la section accélératrice. [20]

- *Le système de guide d'onde (Le tube d'accélération) transporte l'onde hyperfréquence depuis la source vers la section accélératrice. [20]

- * La section accélératrice : est une cavité qui est constituée d'un assemblage de cylindre métallique. Elle sera déterminante à la fois les conditions de propagation de l'onde hyperfréquence et l'efficacité de l'accélération. [20]

* Le système de déviation : après leur accélération les électrons sont déviés de 90° ou de 270°

Pour pouvoir atteindre la tête d'irradiation d'accélérateur. [20]

- **Mise en forme des rayons X pour l'irradiation clinique :**

La tête de traitement (**figure 2.10**) dispose de différents éléments qui vont influencer la production, la forme, la localisation et le monitoring du faisceau clinique. [4]

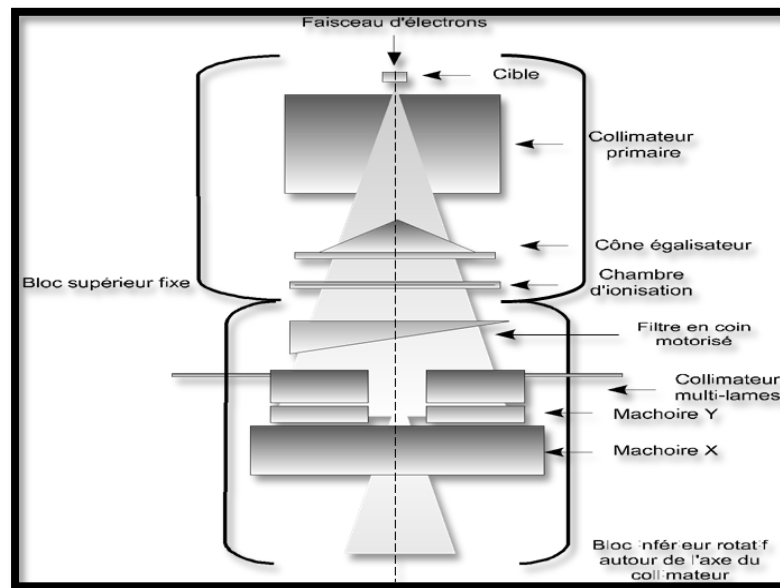


Figure 2.10 – Représentation schématique des éléments conditionnant la mise en forme du champ d'irradiation. [4]

- une cible : généralement en tungstène est nécessaire pour obtenir un faisceau de photon X. [4]
- le collimateur primaire : situé à la sortie de la cible, Pour limiter la section du faisceau de photons la taille utile. [4]
- le cône égalisateur : Pour homogénéiser le faisceau de photons. [4]
- un filtre diffuseur : permet d'obtenir un champ homogène lors des traitements par faisceau d'électrons.[9]
- la chambre d'ionisation monitrice : un ensemble de deux chambres d'ionisation à transmission indépendantes placée dans le champ entre le cône égalisateur et le collimateur secondaire pour contrôler le débit de dose, l'homogénéité et la symétrie du faisceau sont contrôlés en continu pendant toute l'irradiation du patient par une chambre d'ionisation à transmission constituant le moniteur. [4]
- le filtre en coin : Pour modifier la distribution de dose. [4]
- le collimateur secondaire : Pour conformer le champ au volume à irradier

Le collimateur secondaire se présente sous la forme de quatre blocs de tungstène formant deux mâchoires superposées, l'une dans l'axe X et l'autre dans l'axe Y. Elles permettent de définir des champs carrés ou rectangulaires pouvant atteindre 40 cm de côté à l'isocentre avec une possibilité d'asymétrie et de rotation par rapport à l'axe du champ. [5]

2.4.3 - L'imageur portale

C'est un système d'imagerie de contrôle spécifique à la radiothérapie qui est placé sous la table de traitement. Il utilise les rayons X émis par la machine de traitement (l'accélérateur) et visualisation quasi-instantanée de l'image d'un champ d'irradiation. Cette technique permet de vérifier, avant la séance de traitement, le bon positionnement du malade et la bonne balistique du tir. [9]

2.4.4 - Le collimateur mutilâmes (MLC)

Les collimateurs mutilâmes (MLC est *MultiLeaf Collimator*) (**figure 2.11**) sont des lames métalliques utilisées pour collimater les faisceaux d'irradiations. Un grand nombre de paires de lames (120 ou 80 lames) jointives indépendantes les uns des autres permettent de réaliser des champs de formes complexes, améliorant la balistique de l'irradiation et simplifiant l'utilisation des caches en alliage de plomb. [9][5]

Les irradiations multifaisceaux successifs définis par le collimateur mutilâmes, ou en utilisant une approche de mouvement continu de lames (MLC dynamique), on peut maintenant utiliser des faisceaux d'intensité modulée de très grande précision. [9]

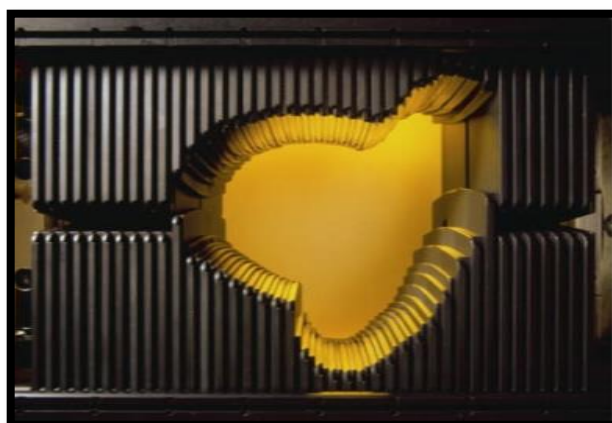


Figure 2.11 : Collimateur mutilâmes. [9]

2.5 - Contrôle de positionnement pendant le traitement

2.5.1 - Réduction et compensation des incertitudes

on peut présenter des images pour guider et améliorer les modes de repositionnement et également on peut utiliser des marges Pour réduire les incertitudes géométriques.[20]

2.5.1.1 - L'utilisation des marges

La proposition des marges à partir de la connaissance des différentes erreurs systématiques est aléatoire. Malgré de l'utilisation de modes de repositionnement précis, les marges sont légèrement modifiées. [9]

2.5.1.1.1 - Définition des volumes et des marges en radiothérapie

Les progrès de l'imagerie et des systèmes informatiques ont permis de délimiter les volumes cibles à traiter, protéger les organes à risques et d'ajouter des marges de sécurité aux volumes tumoraux pour tenir en compte des différentes incertitudes liées au traitement en radiothérapie. (position) Nous allons détailler ici les notions des volumes ont été données dans le rapport (ICRU 50, 1993). Ils sont schématisés en (**figure 2.12**). [21]

➤ Volumes à traiter ou volumes cibles

- **GTV (Gross Tumor Volume) Le volume tumoral macroscopique** : C'est celui qui est visible sur l'imagerie (scanner, IRM). Il recevra la dose la plus forte. [21]
- **CTV (Clinical Target Volume) Le volume cible clinique** :

Il comprend le GTV, ainsi que des tissus avec une probabilité tumorale forte même si cela est non visibles à l'imagerie. La définition du CTV reste encore subjective pour beaucoup de localisation et est fondé sur l'expérience et les connaissances des différents cancers, (à leur type histologique et leur « capacité » à l'extension ou la dissémination). La définition du GTV et du CTV constitue une part essentielle de la prescription. [21]

➤ **PTV (Planning Target Volume) Le volume cible planifié** :

Correspond au volume clinique augmenté d'une marge dite « de sécurité ». Le principe de la marge de sécurité est d'intégrer la difficulté à positionner, de manière précise et reproductible le volume dans le faisceau. En fait, il faut prendre en compte les mouvements des organes pendant la séance (respiration) ainsi que les imprécisions, liées aux aléas de la technique et de la balistique.

[1]

Il existe deux types de marges, les marges internes (IM) liées au mouvement de la tumeur, (comme la respiration), et les marges Setup (SM : setup margin) afin de compenser les incertitudes liées aux systèmes (comme le repositionnement du patient. [9][10])

➤ **Volumes relatifs à la dose**

➤ **TV (Treated Volume) Volume traité:**

Il s'agit du volume entouré d'une surface isodose spécifiée par le radiothérapeute, Découle de la technique de traitement ; effectivement, en radiothérapie externe, les tissus traversés sont concernés par une proportion plus ou moins importante de la dose totale; des points extérieurs au volume planifié peuvent recevoir des doses proches de la dose prescrite. [1]

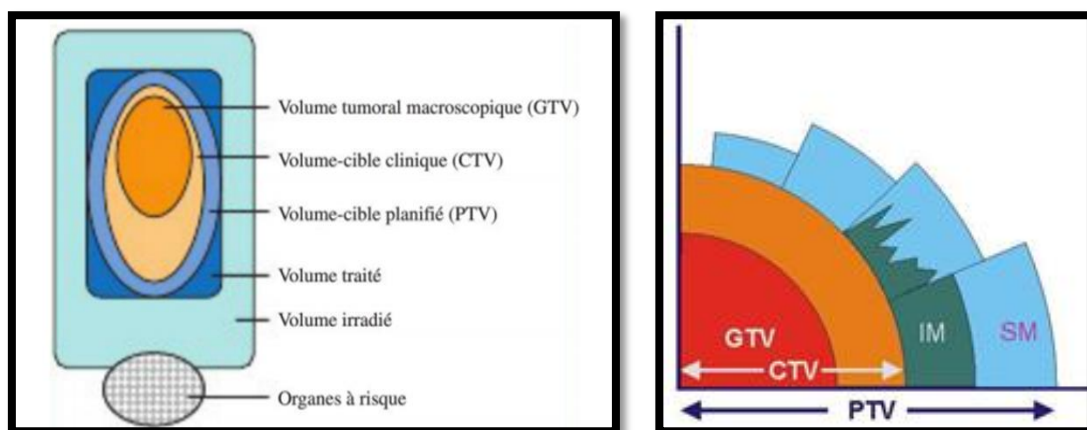
➤ **IV (Irradiated Volume) Le Volume irradié :**

Découle également de la balistique, il correspond au volume recevant une certaine proportion de la dose prescrite (par exemple le volume de l'isodose correspondant à 50%, de la dose prescrite) suffisante pour être prise en compte par rapport à la tolérance des tissus traversés se volume irradié. [1]

➤ **Volumes à protéger**

➤ **Les organes à risques (moelle, cristallin, rectum, vessie...) :**

Situés à proximité du volume planifié, ils seront identifiés et si possible exclus du volume irradié afin de limiter les effets secondaires. ; Ils seront l'objet d'un traçage de contour par le médecin et d'une étude dosimétrique par la personne spécialisée pour lesquels il est crucial de limiter. [1]



(a)

(b)

Figure 2.12:(a)Les volumes d'intérêt. [21]

(b) les différentes marges qui sont ajoutées successivement au (GTV). [9]

2.5.1.2 - Les Protocoles de repositionnement du patient

De façon d'assurance le positionnement de la cible le plus précisément possible, et donc à limiter et réduire les erreurs de positionnement, différents modes de repositionnement du patient qui sont : [20]

2.5.1.2.1 - Repositionnement grâce à des repères cutanés

Le système de laser installés dans la salle d'examen TDM et qui est aussi situé dans la salle de traitement. [9] Le patient est positionné sous l'accélérateur en faisant correspondre des points de tatouage sur la du patient (effectués lors de l'acquisition de la TDM de planification). Cette technique de positionnement est extrêmement pratique et relativement imprécise compte tenu des glissements potentiels, à l'épaisseur des tatouages et leur dessin manuel. [9][20]

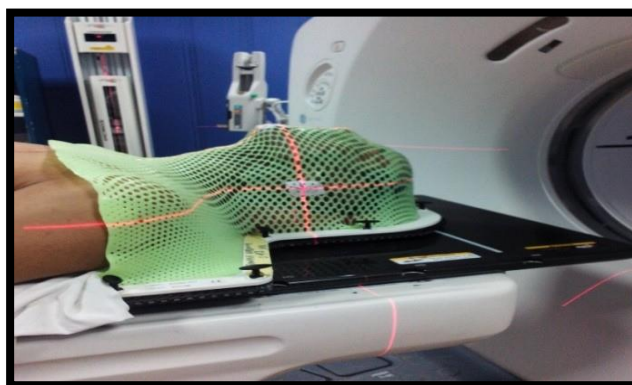


Figure 2.13: Exemple clinique de ciblage d'une tumeur du cavum. [CAC Batna]

2.5.1.2.2 - Repositionnement sur structures osseuses

Pour contrôler le positionnement du patient, le système d'imagerie portale permet d'acquérir des images en 2D de projection avant ou pendant le traitement. Ces images portales visualisent uniquement les structures osseuses qui sont ensuite comparées à une image de référence afin de corriger les erreurs de positionnement par Le médecin. Celle-ci est appelée image DRR qui est générée informatiquement à partir de données scanner 3D du patient. Ce contrôle est réalisé généralement une fois par semaine dans une pratique de routine. [9] [20]

2.5.1.2.3 - Repositionnement suivant la position de l'organe

De nouvelles modalités d'imagerie comme le CBCT (Cone Beam computed tomography) (Tomographie à géométrie conique) peuvent être intégrées aux appareils de traitement. Les

images acquises faisant apparaître les tissus mous, il est possible de repositionner le patient de telle sorte que le volume cible se trouve à la même position que sur le TDM de planification. Certaines équipes implantent des marqueurs radio-opaques dans l'organe. Ces implants, visualisés par imagerie portale ou par tomographie, permettent de contrôler indirectement la bonne position de l'organe. [20]

2.5.2 - Les principaux systèmes utilisés pour le repositionnement

2.5.2.1- Le Laser

Un système de lasers installés dans la salle. Ils sont disposés de manière à décrire les trois plans anatomiques du patient, ces plans se coupent au niveau de l'isocentre de l'accélérateur. Ce système est aussi installé dans la salle d'examen TDM afin de pouvoir repérer comment les lasers marquent le patient lors de la planification. Des tatouages sont dessinés à l'intersection des lasers et de la peau du patient. En salle de radiothérapie, les manipulateurs n'ont plus qu'à aligner les tatouages avec les lasers : le volume tumoral est donc repéré dans la même position que lors de la planification. [10]

La précision de positionnement est limitée par plusieurs facteurs tels que l'épaisseur des tatouages, leur dessin à main levée et le réalignement manuel, ce qui entraîne une incertitude due à la variabilité intra et inter utilisateur. [10] Le positionnement des lasers utilise pour définir un point repéré dans l'espace 3D et assurer le positionnement exact du patient. [1]

2.5.2.2 - L'imageur portale

2.5.2.2.1 - L'imagerie portale

L'imagerie portale (**figure 2.14**) se définit comme l'acquisition d'images à partir d'un champ de traitement de radiothérapie. Ces images, dites images portales, montrent exactement la zone irradiée, ce pourquoi, elles sont très utiles pour la vérification des traitements malgré leurs faibles qualités puisqu'elles sont obtenues à partir de rayons X de hautes énergies (mégavolt). [9]



Figure 2.14: Les deux photons l'imageur portale. [CAC Batna]

Aujourd'hui, l'image portale est numérique. Elle est obtenue à partir d'un imageur portale numérique ou EPID (Electronic Portal Imaging Devices) qui est directement embarqué dans le bras de l'accélérateur linéaire. Contrairement aux films, les EPID donnent une image immédiatement disponible. Par ailleurs, les logiciels fournis avec les systèmes d'acquisitions, offrent des outils très utiles à l'analyse et au recalage d'images. De plus, ces systèmes assurent l'enregistrement et la sauvegarde des images, auxquelles il est possible d'accéder via un réseau informatique interne. Cependant, la qualité des images portales obtenues par les EPIDs est discutable par rapport à celle des films. [4]

La principale utilisation de l'imagerie portale est la vérification du positionnement du patient par rapport à son champ de traitement. L'image du patient, acquise à partir d'un EPID, est comparée à l'image de référence, qui est construite pendant la planification de son traitement. [4]

2.5.2.2.2 - Les imageurs portaux numériques, ou EPID (Electronic Portal Imaging Devices)

Il existe trois systèmes d'imagerie portale ont une utilisation clinique en radiothérapie :

- Le système caméra-miroir.
- Le système à matrice de chambres d'ionisation liquide.
- Le système à matrice de détecteurs au silicium amorphe (aSi).

Dans cette partie nous nous intéressons au système à matrice de détecteurs au silicium amorphe (aSi). Dans ce qui suit, nous détaillerons brièvement ce modèle. [5]

➤ Le système à matrice de détecteurs au silicium amorphe (a-Si)

Les détecteurs au silicium amorphe (a-Si) sont les derniers modèles d'imageurs portails commercialisés et tendent progressivement à remplacer les deux autres modèles existants. [4]

Il existe différents types de détecteurs à base de silicium amorphe. Ils se distinguent selon leur photoconducteur mode de détection : directe ou indirecte. La détection directe n'utilise pas d'écran fluorescent mais un qui convertit directement les rayons X en charges électriques. A contrario, les systèmes à détection indirecte utilisent un écran fluorescent pour convertir, les photons incidents primaires en photons visibles (ou lumière). [4] Ces derniers sont ensuite convertis en charges électriques qui forment le signal qui sera mesuré. Les imageurs a-Si commercialisés sont de type indirect. Ils se composent d'une plaque de métal, généralement du cuivre, d'un écran en Gd₂O₂S: Tb et d'une couche de silicium amorphe sur laquelle est déposée une matrice de photo diodes et de transistors à effet de champ TFT (Thin Film Transistor), lesquels sont supportés par un substrat en verre. [4] Pour ces systèmes, un pixel de l'image correspond à l'association d'une photodiode et d'un TFT. Le système de détection consiste en un réseau de lignes horizontales et verticales. Les premières sont connectées à la grille des TFTs et sont appelées les "gate lines" ou "gate drivers". Les secondes sont connectées au drain des TFTs et sont appelées les "data lines". Chaque photodiode est alors reliée à la source du TFT correspondant, et à une ligne de tension inversée appelée "bias line"[4]

Pendant l'irradiation, les rayons X sont convertis en photons visibles par l'action combinée de la plaque de métal et du Gd₂O₂S : Tb .L'absorption de la lumière dans les photodiodes génère des paires électrons-trous. En présence d'un champ électrique les charges forment un courant électrique, lequel est proportionnel au flux lumineux incident. Le champ électrique est établi à partir des bias line. L'intégration, le stockage et la lecture des charges électriques sont contrôlés par la manipulation de la conductivité du TFT à partir des gate lines. Pour chaque ligne de pixels, le voltage associé au gate line est maintenu à une valeur positive ou négative, pour rendre le TFT conducteur ou non. Pour simplifier, les TFT agissent comme des interrupteurs qui se ferment lorsqu'ils reçoivent une impulsion de tension. Quand ils ne sont pas conducteurs, les charges électriques créées, s'accumulent dans le pixel du capteur.

Lorsqu'ils sont conducteurs, les courants libérés passent par les data lines des pixels pour être amplifiés et traités. Cette action réinitialise automatiquement le pixel. Tous les pixels sont lus, ligne par ligne, à partir des gate lines, et chaque pixel donne directement son information à l'amplificateur de sortie. Le signal n'est donc pas transféré d'un pixel à l'autre, et le courant

mesuré est proportionnel à l'exposition reçue par le pixel entre deux impulsions de tensions sur le TFT. [4]

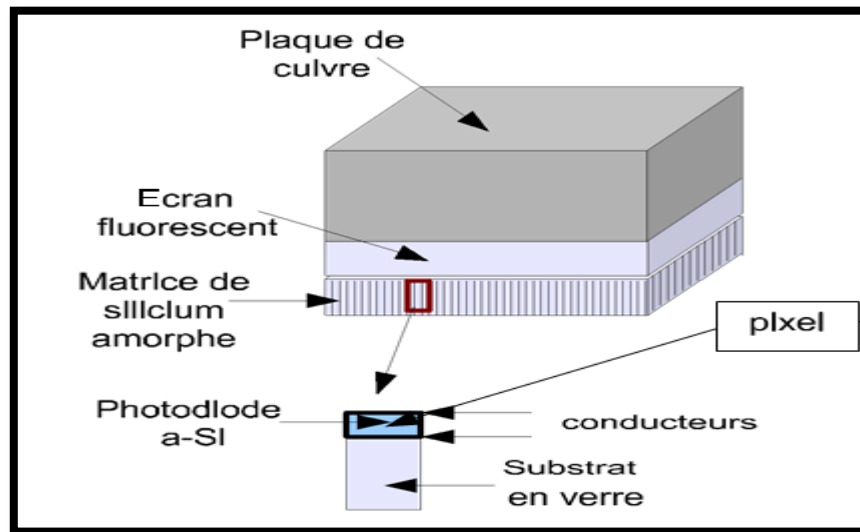


Figure 2.15: Les compositions du détecteur au silicium amorphe. [9]

Lorsque toutes les lignes de photodiodes ont été lues, le détecteur génère une image élémentaire que l'on appelle frame. L'image portale affichée, correspond à la moyenne des N frames qui ont été générés durant toute l'irradiation. La lecture des frames va dépendre de la fréquence des pulses d'irradiation générés par les accélérateurs linéaires. En effet, les accélérateurs ne délivrent pas un faisceau de photons de manière continue mais des pulses, entre lesquels il n'y pas de radiation. Sachant que l'irradiation est pulsée, il existe deux modes d'acquisition d'une image portale par un a-Si: l'un étant indépendant de l'irradiation, le mode libre (ou Free Running), et l'autre étant synchronisé aux pulses de l'accélérateur, le mode déclenché (ou External Triggered). [4]

Dans le mode libre, un nombre de frames est spécifié et l'acquisition est lancée après que l'irradiation ait d Tous les frames sont automatiquement moyennés pour produire une seule image. Dans ce mode, l'imageur est en lecture continue durant toute l'irradiation. Il n'y a donc pas de synchronisation entre la lecture des frames et les pulses d'irradiation de l'accélérateur linéaire. Ce mode est principalement utilisé pour produire des images de vérification du système. [4]

Dans le mode déclenché, aucune lecture du signal n'est permise pendant l'intervalle d'irradiation. Mais à la fin de l'irradiation, l'accélérateur délivre un signal qui autorise la lecture des lignes de données (data lines pour former un frame complet), c'est à dire la lecture des données accumulées des pixels durant l'intervalle d'irradiation. Dans ce mode, la lecture

des données est synchronisée à l'accélérateur, ce qui garantit une acquisition complète de l'irradiation sous la forme d'une image portale. De par sa fonction, le mode déclenché est le plus largement utilisé en routine clinique, notamment pour la vérification de positionnement des patients par rapport aux champs d'irradiation. [4]

2.6 - conclusion

Pour conclure, nous présentons le concept de contrôle du positionnement pendant le traitement, la problématique des incertitudes géométriques, l'importance du positionnement des patients à chaque séance, les différentes méthodes de réduction et de compensation des incertitudes, et les principaux systèmes utilisés pour le repositionnement.

Chapitre 03
Cancers de sphère ORL

Chapitre 3 : Cancers de sphère ORL

3.1- Introduction

Le cancer est un problème majeur de santé publique avec actuellement environ 260 000 nouveaux cas (149 000 chez l'homme et 108 000 chez la femme). Le cancer est dans notre pays la première cause de mortalité chez l'homme (87 000 décès / an) et la deuxième chez la femme (57 000 décès /an).

L'imagerie médicale joue un rôle important dans les traitements à visée locorégionale puisqu'elle permet de préciser les contours de la tumeur. Son utilisation peut cependant être fastidieuse, à cause du caractère tridimensionnel de certaines images, et du volume de données que cela suppose. Ceci est particulièrement vrai pour la radiothérapie, au centre de ce travail, dont la motivation est de faciliter l'utilisation de l'imagerie grâce en particulier aux traitements informatiques et automatisés des images. [22]

3.2 - Qu'est-ce que sphère ORL ?

Le nom ORL est une abréviation d'un mot plus complexe – oto-rhino-laryngologiste : terme d'origine grecque; « oto » pour oreille, « rhino » pour nez et « laryn » pour gorge. Chirurgien cervico-facial est un spécialiste traitant les maladies de la tête et du cou et, spécialement, celles de l'oreille, du nez et de la gorge. Étymologiquement [24]

L'ORL est le spécialiste des conditions suivantes, entre autres : les infections d'oreilles, la surdité, les acouphènes, le vertige et les troubles d'équilibre, les paralysies du visage, les sinusites, les déformations nasales et la congestion nasale, l'esthétique du visage et du cou, l'odorat et le goût, les amygdalites, les troubles du langage, la mauvaise haleine, la déglutition (difficulté à avaler), la salivation insuffisante ou excessive, les cancers de la tête et du cou, les masses de la tête et du cou, les troubles de la voix, la chirurgie de la thyroïde et de la parathyroïde, les traumatismes de la tête et du cou et les expertises médicales de ces conditions.[24]

Les traitements que l'ORL propose reposent sur des médicaments, des interventions chirurgicales (tumorale, réparatrice ou reconstructrice), de la rééducation et aussi sur des dispositifs prothétiques ou implantables. [24]

3.3- Les cancers du rhinopharynx :

Les cancers du rhinopharynx se distinguent des autres cancers des VADS (les voies aéro-digestives supérieures désignent la partie haute des systèmes respiratoire et digestif.

Elles sont constituées des organes qui permettent le passage de l'air et des aliments) par de nombreux caractères:

- leur développement dans une cavité profondément située sous la base du crâne difficile d'accès.
- leur symptomatologie d'emprunt, fréquemment liée à l'atteinte des structures anatomiques voisines.
- leurs caractères histologiques: carcinomes indifférenciés ou carcinomes épidermoïdes peu différenciés.
- leur plus grande radiosensibilité.
- l'absence de facteurs étiologiques éthyliques et/ou tabagiques et des foyers endémiques connus. [25]

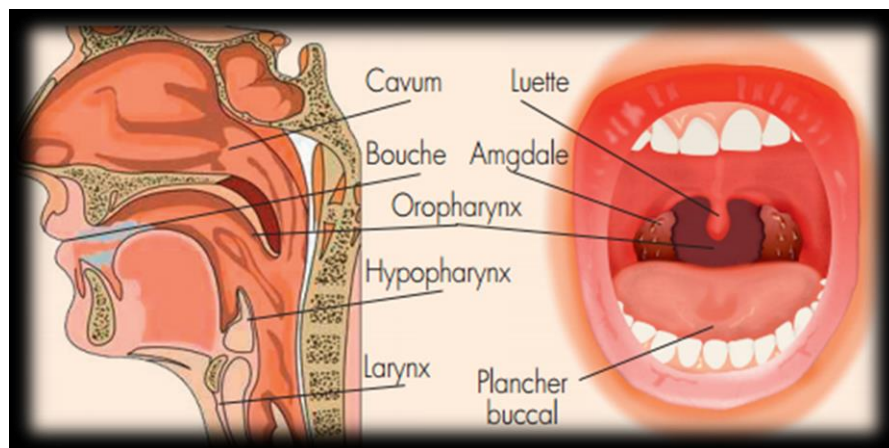


Figure 3.1 : les compositions Anatomique de la sphère cervico-faciale. [26]

3.3.1 - Rappel anatomique de rhinopharynx :

Le rhinopharynx appelé cavum ou nasopharynx ou épipharynx est situé sous la base du crâne, en arrière des fosses nasales, au-dessus de l'oropharynx et en avant des 2 premières vertèbres cervicales. C'est un organe impair et médian [25]

Les parois latérales sont musculo-aponévrotiques. Dans chaque paroi latérale s'abouche l'orifice de la trompe d'Eustache. Les parois latérales séparent le cavum des espaces parapharyngés rétrostylien et préstylien et leur contenu vasculaire et nerveux. [25]

Le toit du cavum est osseux répondant au-dessus au plancher du sinus sphénoïdal. La paroi postérieure est formée par le clivus et les 2 premières vertèbres cervicales. [25]

En avant, le cavum communique avec les cavités nasales par les choanes. [25]



Figure 3.2 : Rhinopharynx vue endoscopique postérieure. [25]

Le cavum communique en bas avec l'oropharynx et n'est fermé que pendant la déglutition par la face postérieure du voile du palais. La muqueuse du cavum est un épithélium de type respiratoire riche en éléments lymphoïdes. [25]

3.3.2 - Les facteurs de risque :

Le cancer de cavum survient à tout âge et le sex-ratio est de 3 hommes pour une femme.

Des facteurs différents interviennent dans sa genèse:

- Liaison avec le virus Epstein-Barr : présence de marqueurs viraux dans les cellules tumorales épithéliales et augmentation du taux d'anticorps anti EBV).
- Facteurs génétiques.
- Facteurs d'environnement (aliments fumés, nitrosamines.)

Le rôle de l'alcool et du tabac n'est pas retrouvé comme dans les autres cancers du larynx ou du pharynx. [25]

3.4 - Des organes à risque :

La visualisation tridimensionnelle sur la scanographie initiale ne considérerait que la plus faible tolérance en valeur absolue et donc la plus critique. La carte de latitude de dose

permettait d’appréhender, dès l’étape de planification du traitement, les zones critiques ne pouvant tolérer qu’une faible variation de dose au cours du temps et pour lesquelles une attention particulière devait être portée lors du positionnement du patient. Le calcul de cette carte requiert l’indication des contraintes de dose maximale et minimale dans le tableau dosimétrique pour les volumes d’intérêt.

Nous avons choisi de surveiller les volumes tumoraux ainsi que les volumes cibles prévisionnels du tronc cérébral et de la moelle épinière car ces volumes étaient soumis à des limites dosimétriques strictes afin d’écartier tout risque de myélopathie ou neuropathie radique. Les contraintes de dose renseignées pour les volumes cibles prévisionnels du tronc cérébral et de la moelle épinière consistaient en des doses maximales inférieures respectivement à 54 et 45 Gy. La dose délivrée aux volumes cibles prévisionnels devait être homogène et comprise entre 95 et 107 % de la dose prescrite. Ces contraintes s’avéraient être plus astreignantes que celles du (Tableau 3.1), mais ces dernières étaient en général largement respectées pour ces volumes d’intérêt. [27]

Organes à risque	Contraintes de dose (Gy)
Volume prévisionnel correspondant aux organes à risque : tronc cérébral	D2%=54
Volume prévisionnel correspondant aux organes à risque : moelle	D2%=45
Parotides	Dmoy < 33
Conduits auditifs internes	D2%<35
Oreilles moyennes	D2%<35
Cristallins	D2%<10
Nerfs optiques	D2%<54
Chiasma	D2%<54

Tableau 3.1 : Radiothérapie adaptative des cancers ORL : contraintes de dose utilisées pour l’optimisation des plans de traitement. [27]

3.5 - Le traitement de cancer ORL :

Avant de débiter le traitement, un scanner de simulation est réalisé pour identifier précisément la tumeur à traiter et les organes sains à éviter et délivrer la dose de façon adaptée personnalisée. [26]

L'utilisation d'un système de contention (masque personnalisé thermoformé sur lequel sont inscrits des repères pour le positionnement sous l'appareil de radiothérapie) dès le scanner de repérage et lors des séances de traitement permet de s'assurer que votre position est identique à chaque fois. [26]

Une simulation est réalisée avant la première séance pour vérifier le bon positionnement des champs d'irradiation, puis cette vérification est faite de façon régulière tout au long du traitement. [26]

Le traitement consiste généralement en une séance quotidienne pendant cinq à sept semaines. Ce protocole peut être adapté dans les situations particulières. [26]

Les rayons sont invisibles, indolores et ne rendent pas radioactif. Chaque séance dure environ 10 à 15 minutes et l'équipe est en contact avec le patient par vidéo et micro en cas de besoin. [26]

Une consultation est organisée au moins une fois par semaine pendant la radiothérapie pour adapter les soins du patient en fonction de la tolérance au traitement. [26]

3.6 - Les effets secondaires pendant le traitement En cours de radiothérapie

Dans la grande majorité des cas, peuvent apparaître les signes suivants :

- **Une perte, une diminution ou une modification du goût.** [26]
- **Perturbation de la salive :** il s'agit d'un effet des rayons que l'on peut difficilement éviter, sauf pour certaines régions tumorales où les glandes salivaires ne sont pas irradiées. [26]
- **Mucite :** les muqueuses de la bouche et de la gorge vont être le siège d'une inflammation. [26]
- **Les douleurs à la déglutition (au moment d'avaler) :** elles sont dues à une inflammation de la muqueuse de la bouche et de la gorge. Elles peuvent entraîner une fatigue et une perte de poids qu'il faudra surveiller et signaler lors des visites de surveillance systématiques avec le médecin en cours de traitement. [26]

3.7 – Conclusion

Pour conclure, nous donnons un rappel anatomique des cancers de la sphère ORL et leurs traitements.

Chapitre 04

Vérifier la problématique du repositionnement pour les cancers du cavum, dans le service de radiothérapie du CAC Batna.

Chapitre 04 : Vérifier la problématique du repositionnement pour les cancers du cavum dans le service de radiothérapie (CAC Batna).

4.1 - Introduction :

En radiothérapie externe le fractionnement de la période de traitement conduit à la délivrance de la dose calculée sur plusieurs jours (séances de traitement), selon la dose administrée par exemple : la dose totale égale 70 Gy est fractionnée en 35 séances c'est-à-dire 2Gy séance avec le système classique (les séances de radiothérapie sont programmés tous les jours de la semaine sauf le week-end).

Les dispositifs d'imagerie autorisent une représentation anatomique précise des patients en cours d'irradiation, les patients de cancer ORL sont sujets à des variations de positionnement mobile de leur anatomie, ils subissent également des modifications de la géométrie de leur masse tumorale, tout comme celle de certains organes à risque. Donc, le positionnement du patient doit être vérifié à chaque séance et ceci pendant, toute la durée du traitement pour la même position lors du recalage rigide des images portales IP avec les images numériques de référence (digitale reconstructed radiographie DRR).

4.2 - L'organisation du traitement (Simulation et Planification)

4.2.1 - Localisation des volumes cibles pour le Cancer de cavum

- **Acquisition des données anatomique :**

Les comptes rendus de l'endoscopie du nasopharynx ou cavum (situé en arrière des fosses nasales, sous la base du crâne, et en avant des 2 premières vertèbres cervicales et au-dessus du voile du palais) [26] et du bilan d'imagerie : permettent une meilleure précision locorégionale. Dans le service de radiothérapie des cancers de Batna, l'outil d'imagerie de base est le scanner qui permet l'acquisition de la totalité des volumes d'intérêt.



Figure 4.1 : Acquisition des paramètres géométriques et des informations anatomique. [CAC Batna]

- **La simulation**

- ✓ Position du patient : décubitus dorsal, les bras le long du corps, épaule abaissé.
- ✓ Vérification de l'alignement et mobilité du patient sur la table du simulateur
- ✓ Contention : mise en place et fixation d'un masque thermoformé.
- ✓ Les croix ou les signes de tatouage (5 points) sont dessinés à l'intersection des lasers sur le masque fixé sur le patient.

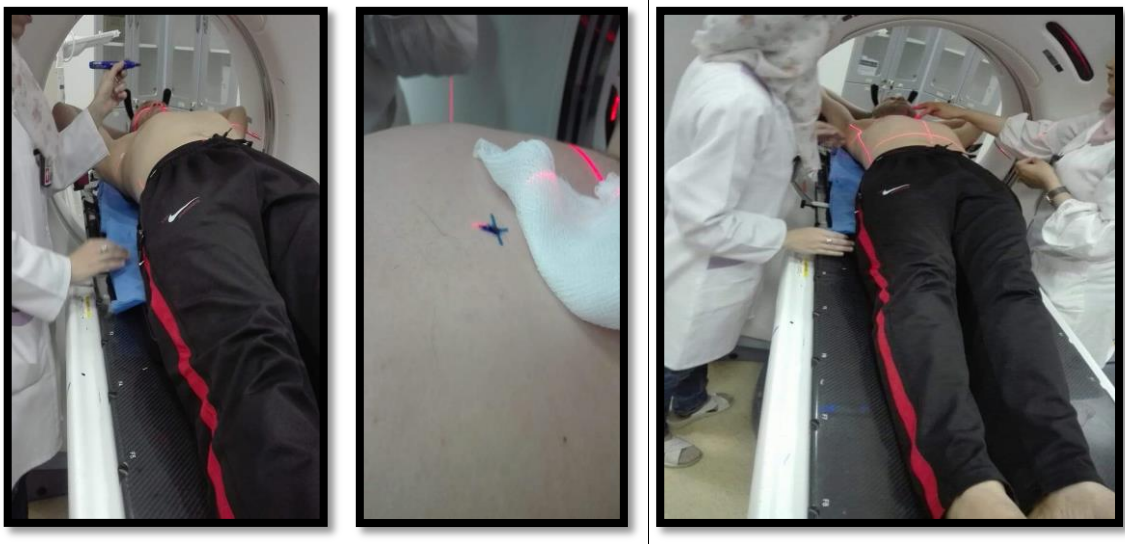


Figure 4.2 : Tracée le point de référence avec un tatouage. [CAC Batna]

- **La planification**

- ✓ La technique utilisée est la technique de radiothérapie conformationnelle 3D
- ✓ La nature de rayonnement : les rayons X
- ✓ Energie : 6 MV.
- ✓ Transfert des données sur une console de contourage.

- ✓ Détermination des volumes d'intérêt (contourage GTV, CTV, PTV, OAR) et des marges de sécurité.
- ✓ Contourage des volumes cancéreux macroscopiques et microscopiques ainsi que les aires ganglionnaires envahis ou à risque élevé d'envahissement.
- ✓ Contourage des organes à risque : La moelle épinière, le tronc cérébrale, le chiasma, l'hypophyse...

Dosimétrie :

- ✓ Le volume tumoral : La dose totale administré de 70 Gy fractionné en 35 séances de traitement de 2 Gy pour chaque séance dans le volume tumoral et extensions (PTV). La dose maximale D_{max} doit être définie entre l'isodose 95% et 107% de la dose prescrite en deux phases :
 - PTV large : $25 \times 2 \text{ Gy} = 50 \text{ Gy}$ incluant tous les aires ganglionnaires à risque.
 - PTV boost : $10 \times 2 \text{ Gy} = 20 \text{ Gy}$ incluant les régions à haut risque.
- ✓ Respect des contraintes de doses au niveau des organes à risque en se basant sur le HDV.
- ✓ Protection des OAR par caches personnalisées et/ou collimateur multilames :
Utilisation de la fonction Beam Eye View (BEV) du TPS.

Champs d'irradiation : cela consiste à irradier avec technique des 5 champs.

- BEV champ 01, latéral gauche 90°.
- BEV champ 02, latéral droit 270°.
- BEV champ 03, postérieure 180°.
- BEV champ 04, oblique postérieure gauche 150°.
- BEV champ 05, latéral droit 210°.

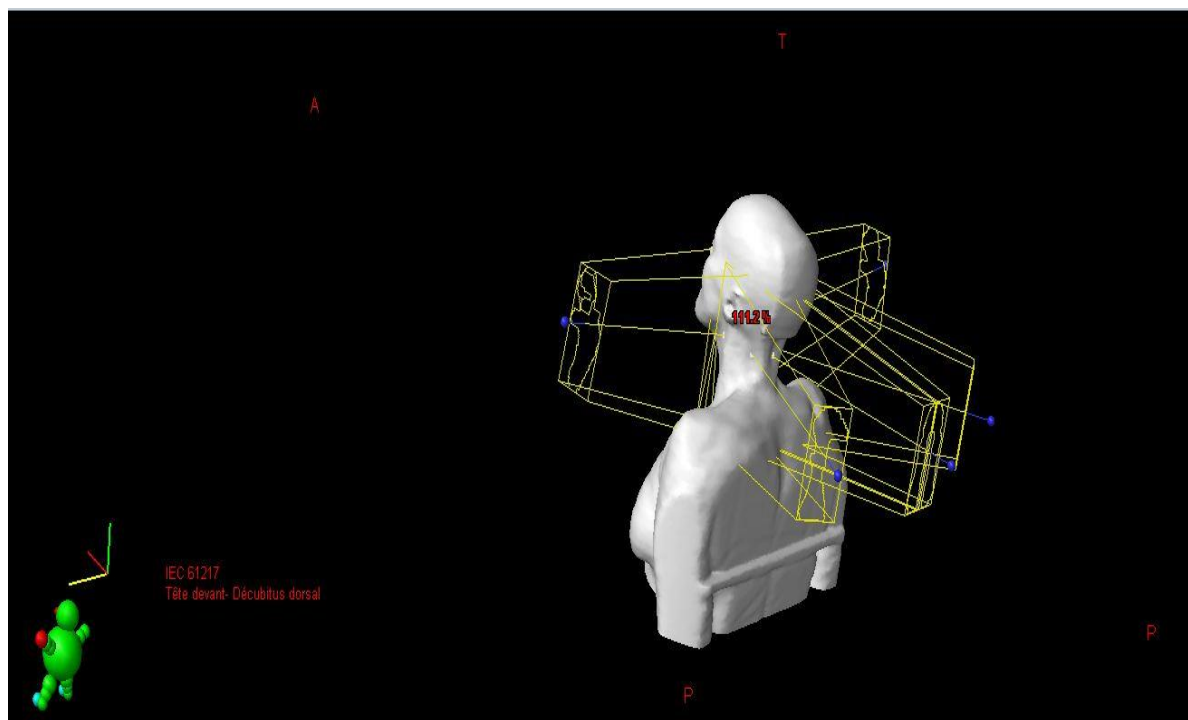


Figure 4.3 : Technique d’irradiation des 5 champs. [CAC Batna]

Champs		Prescription de dose		<input type="checkbox"/> Alignement des champs	<input type="checkbox"/> Objectifs d'optimisation	Statistiques de doses	
Groupe	ID champ	Technique	Machine/Énergie	MLC	Pondération du champ	Échelle	Gantry Rtn [deg]
<input checked="" type="checkbox"/>	champ 1	STATIC-I	AURES - 6X	Statique	1.293	Varian CEI	90.0
<input checked="" type="checkbox"/>	champ 2	STATIC-I	AURES - 6X	Statique	1.000	Varian CEI	270.0
<input checked="" type="checkbox"/>	champ 3	STATIC-I	AURES - 6X	Statique	0.376	Varian CEI	180.0
<input checked="" type="checkbox"/>	champ 4	STATIC-I	AURES - 6X	Statique	0.376	Varian CEI	180.0
<input checked="" type="checkbox"/>	champ 5	STATIC-I	AURES - 6X	Statique	0.526	Varian CEI	150.0
<input checked="" type="checkbox"/>	champ 7	STATIC-I	AURES - 6X	Statique	0.526	Varian CEI	210.0

Tableau 4.1 : Les 5 champs d’irradiation (partie A). [CAC Batna]

- ✚ **X1, X2, Y1, Y2:** les coordonnées de champ d’irradiation.
- ✚ **DSP:** Distance entre la source irradiation et la Surface de peau.
- ✚ **UM :** corresponde à une dose de 1 cGy déposée dans un fantôme d'eau à une profondeur de référence, sur l'axe de champ, pour une taille de champ de 10x10 cm² à la distance source-point de référence de 100 cm.

Modèles de calcul		Somme de plans											
Coll Rtn [deg]	Couch Rtn [deg]	Filtre en coin	Field X [cm]	X1 [cm]	X2 [cm]	Field Y [cm]	Y1 [cm]	Y2 [cm]	X [cm]	Y [cm]	Z [cm]	DSP [cm]	MU [UM]
0.0	8.0	Aucun	11.0	+5.3	+5.7	22.9	+12.9	+10.0	0.05	1.29	0.44	95.8	82
0.0	352.0	Aucun	10.5	+5.4	+5.1	22.7	+12.7	+10.0	0.05	1.29	0.44	95.2	64
0.0	0.0	Aucun	7.0	+6.7	+0.3	22.4	+12.2	+10.2	0.05	1.29	0.44	92.5	26
0.0	0.0	Aucun	7.0	+0.5	+6.5	22.4	+12.2	+10.2	0.05	1.29	0.44	92.5	26
0.0	0.0	Aucun	10.7	+5.8	+4.9	22.4	+12.2	+10.2	0.05	1.29	0.44	93.2	34
0.0	0.0	Aucun	7.6	+1.9	+5.7	22.4	+12.2	+10.2	0.05	1.29	0.44	93.1	35

Tableau 4.1 : Les 5 champs d'irradiation (partie B). [CAC Batna]

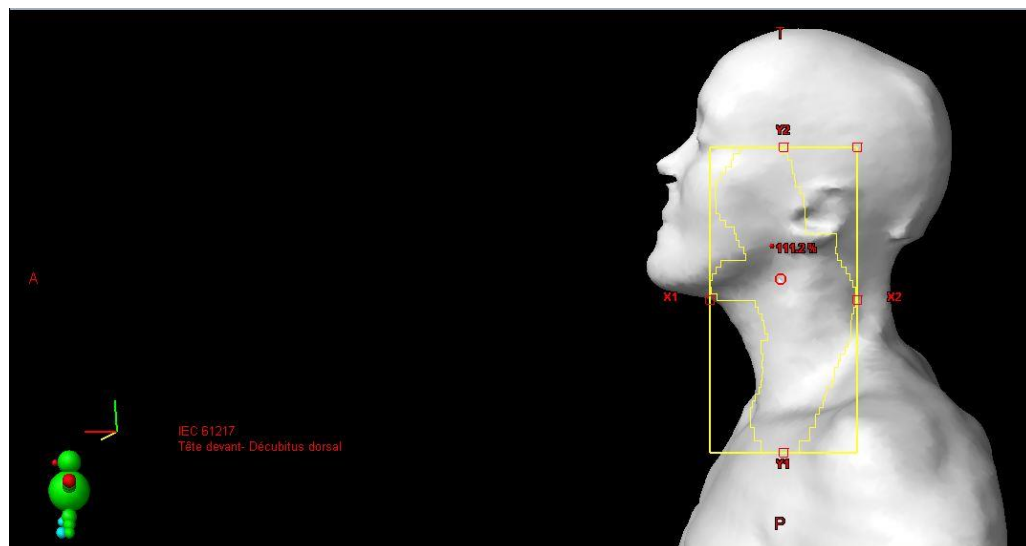


Figure 4.4: BEV champ 01, latéral gauche 90°. [CAC Batna]

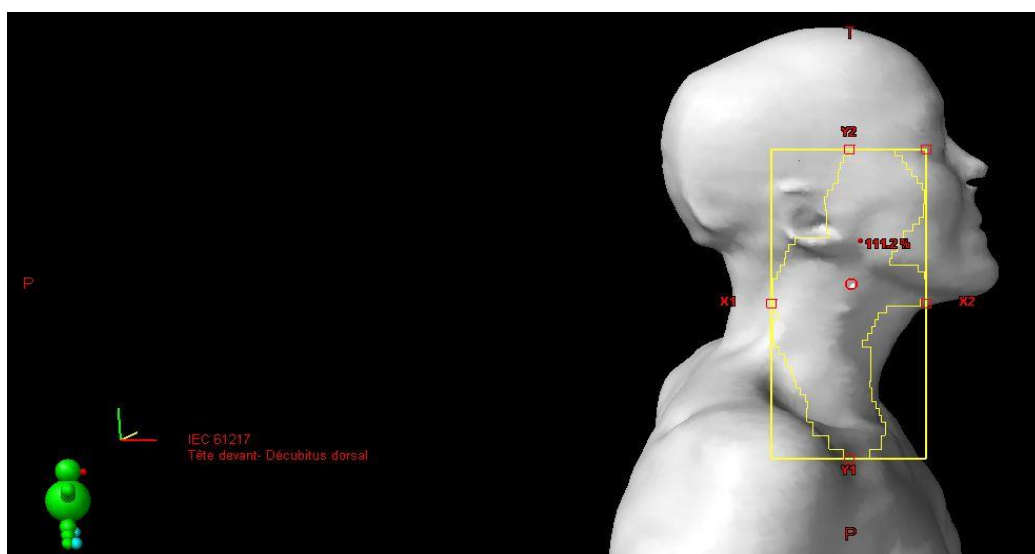


Figure 4.5: BEV champ 02, latéral droit 270°. [CAC Batna]

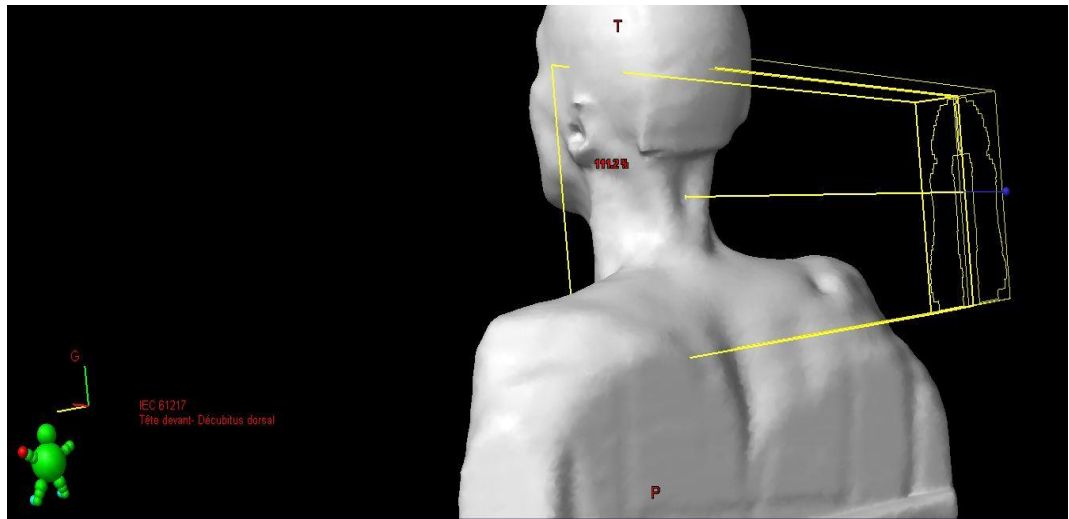


Figure 4.6: BEV champ 03, postérieure 180°. [CAC Batna]

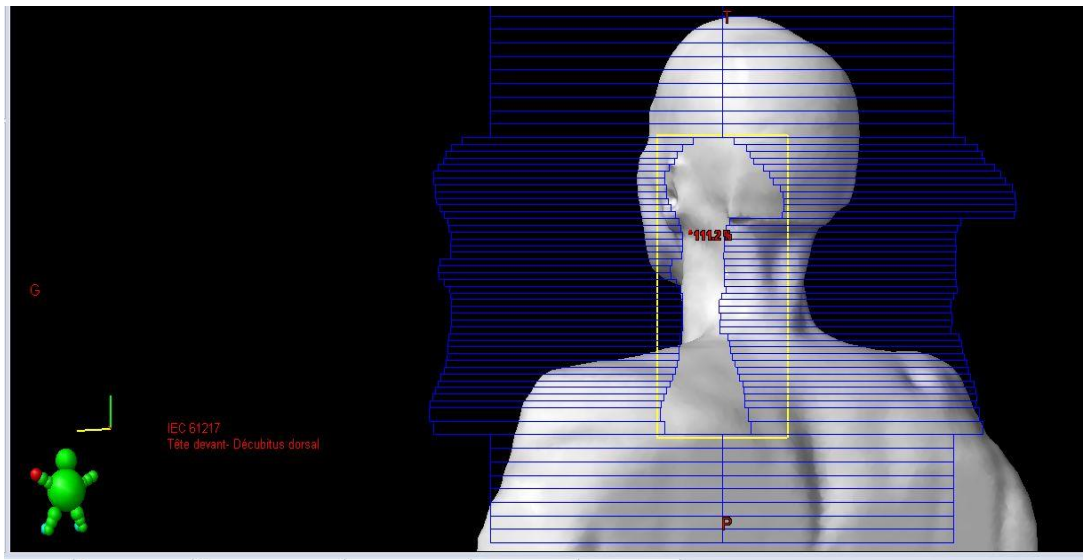


Figure 4.7: BEV champ 04, oblique postérieure gauche 150°. [CAC Batna]

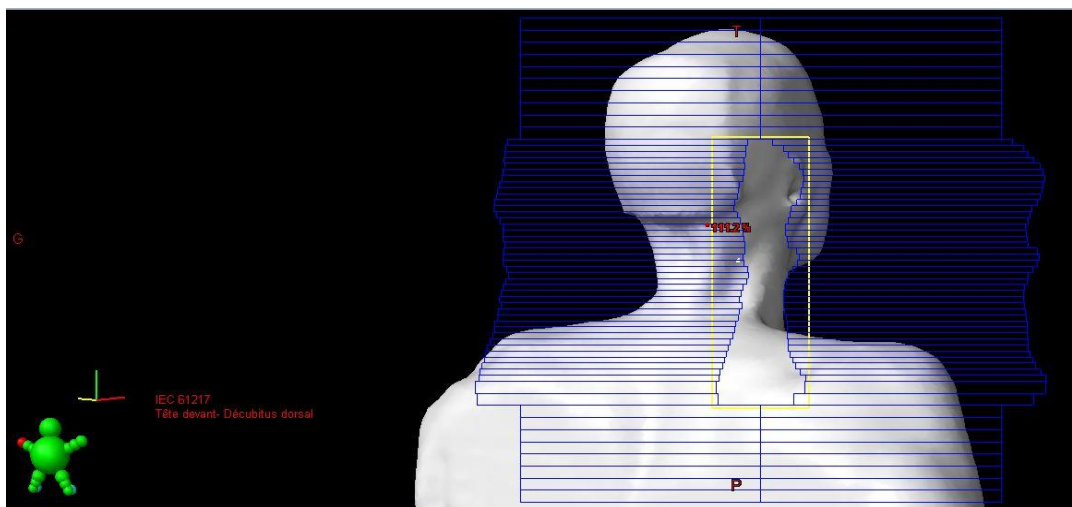


Figure 4.8 : BEV champ 05, latéral droit 210°. [CAC Batna]

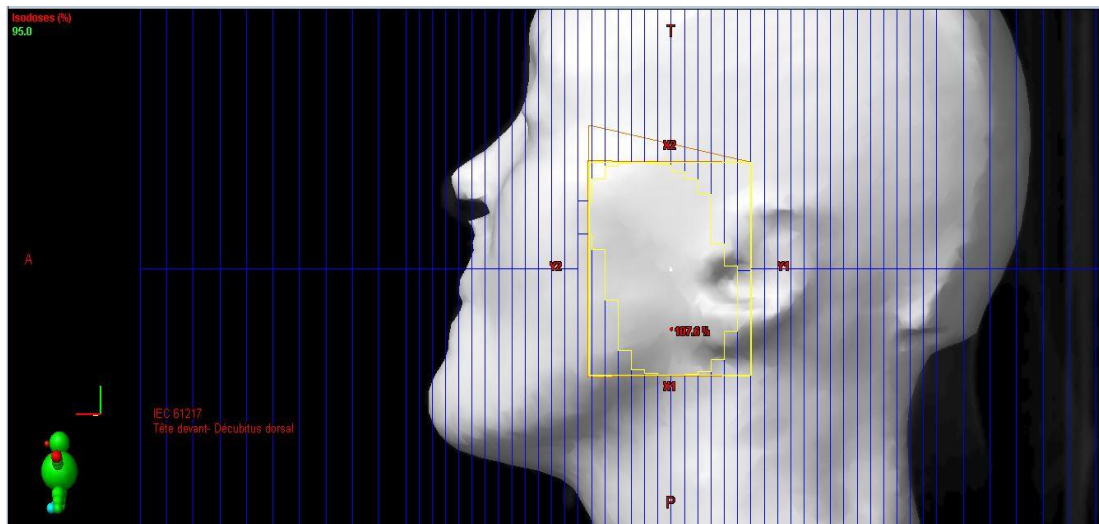


Figure 4.9: Boost lat 90° . [CAC Batna]

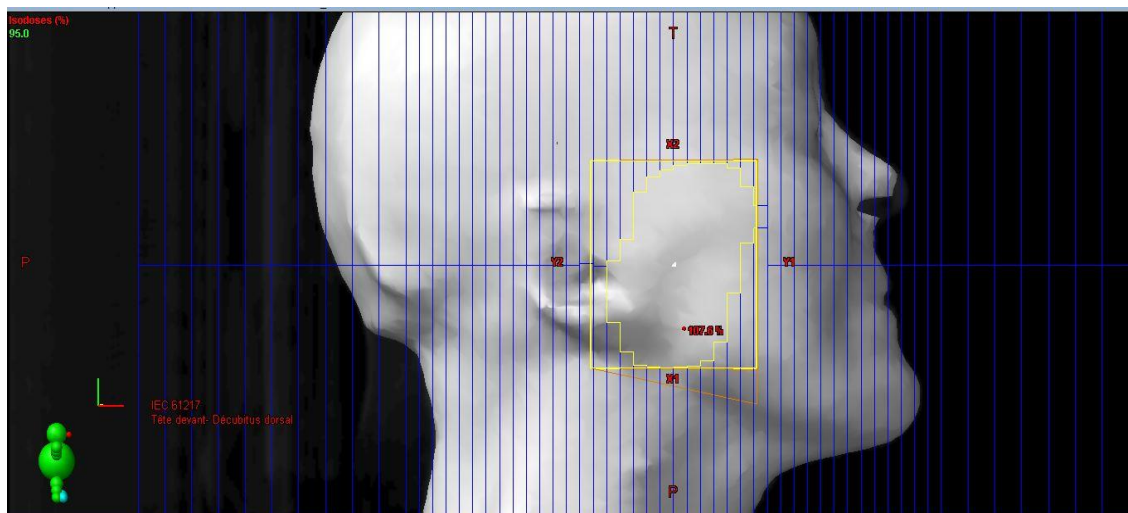


Figure 4.10: Boost lat 270° . [CAC Batna]

(Figure 4.4) à (Figure 4.10) : Les différents champs d'irradiation « BEV » d'un patient de cancer du cavum. [CAC Batna]

- Mode de la normalisation du plan : 95% de la dose couvre la 95% du volume cible.
- Doses de tolérance D_{max} des OARs :
 - Tronc cérébrale $D_{max} < 54 \text{ Gy}$
 - Moelle épinière $D_{max} < 45 \text{ Gy}$

4.3 - Les déplacements pour le cancer de cavum

4.3.1 - Décalages de volume cible

Au cours des séances de radiothérapie, un patient est soumis à des variations anatomiques complexes et progressives. Les causes apparaissent multifactorielles comprenant la réponse

tumorale aux traitements, l'évaluation de certains tissus sains, la perte de poids et les œdèmes radio-induits. La modification des contours externes du patient et les variations de la géométrie des volumes pourraient altérer la distribution de dose. Donc pour assurer le positionnement optimal du cavum relativement à l'isocentre de traitement, on doit être vérifié le positionnement du volume tumoral du cavum.

La dose délivrée aux volumes cibles prévisionnels devait être homogène et comprise entre 95 et 107 % de la dose prescrite.

$$95\% < \text{volume cible (cancer de cavum)} < 107\%$$

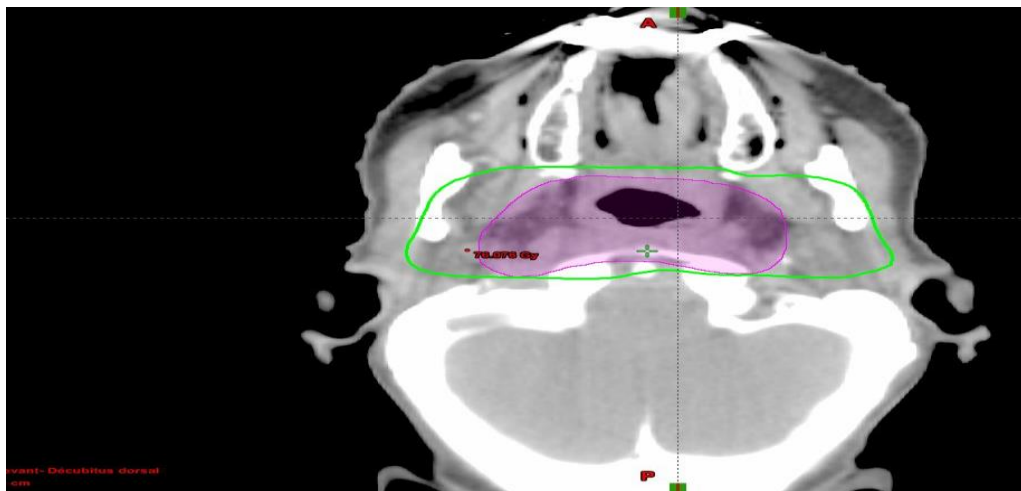


Figure 4.11: Décalage longitudinale de volume cible d'isodose 66,5. [CAC Batna]

Explications de la figure 4.11: l'isodose 66.5Gy (la trace vert) et PTV de 76.076Gy du cavum (la zone de couleur violet), on remarque que isocentre du volume cible est décalé vers la gauche par rapport à l'isodose 66.5Gy.

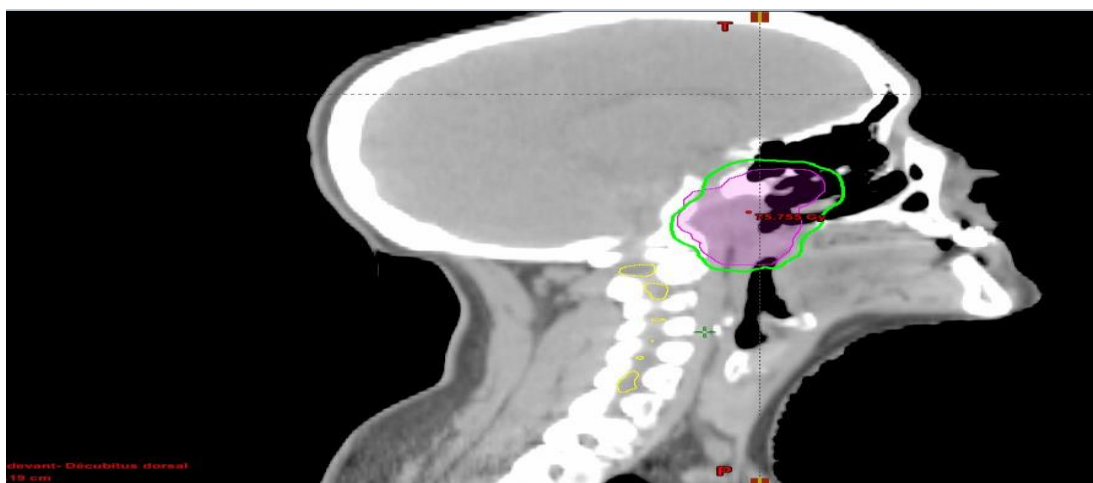


Figure 4.12: Décalage du volume cible du cancer du cavum vertical. [CAC Batna]

Explication de figure 4.12 : le PTV 75.755Gy (couleur violet) dépasse verticalement la trace d'isodose (couleur vert).

4.3.2 - Décalage des organes à risque

✚ Les organes à risques

Le succès d'un traitement de radiothérapie se réalise sur un compromis entre les risques de complications et les risques de récurrence, ainsi l'évaluation au niveau des volumes cibles n'est pas suffisante pour juger un plan de traitement, il est nécessaire donc d'évaluer la dose reçue par les organes à risques.

Nous avons choisi de surveiller deux organes à risque: la moelle épinière et le tronc cérébral pour évaluer la toxicité en cas d'un décalage du positionnement du malade. Pour le même patient pour un cancer du cavum, traité précédemment avec le même plan et le même décalage.

4.3.2.1 - Décalage par rapport à la moelle épinière

Moelle épinière : (anatomie) partie du système nerveux central se trouvant sous le tronc cérébral et contenue dans les vertèbres formant la colonne vertébrale.

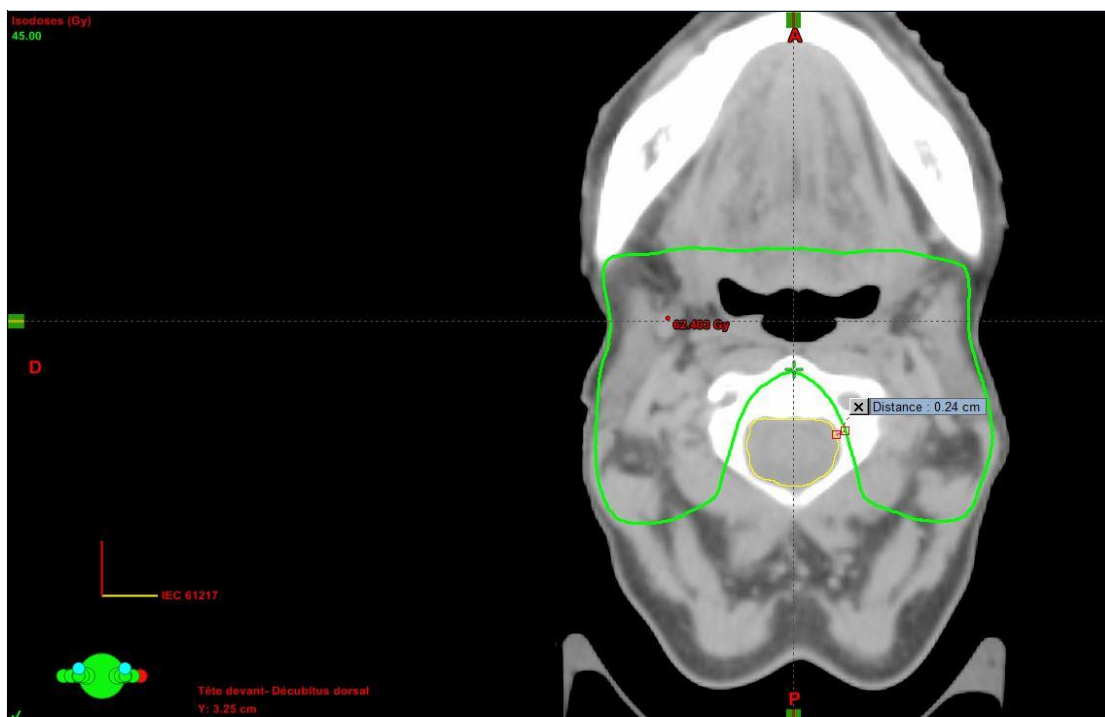


Figure 4.13: Décalage Moelle épinière d'isodose 45Gy. [CAC Batna]

Explication de la figure 4.13 : la distance dans la première séance entre l'isodose 45Gy (la trace vert) et la Moelle épinière (la trace jaune) est égal à zéro mais pour la deuxième

séance nous relevons une distance de 0.24cm de décalage entre l'isodose 45 Gy et la Moelle épinière.

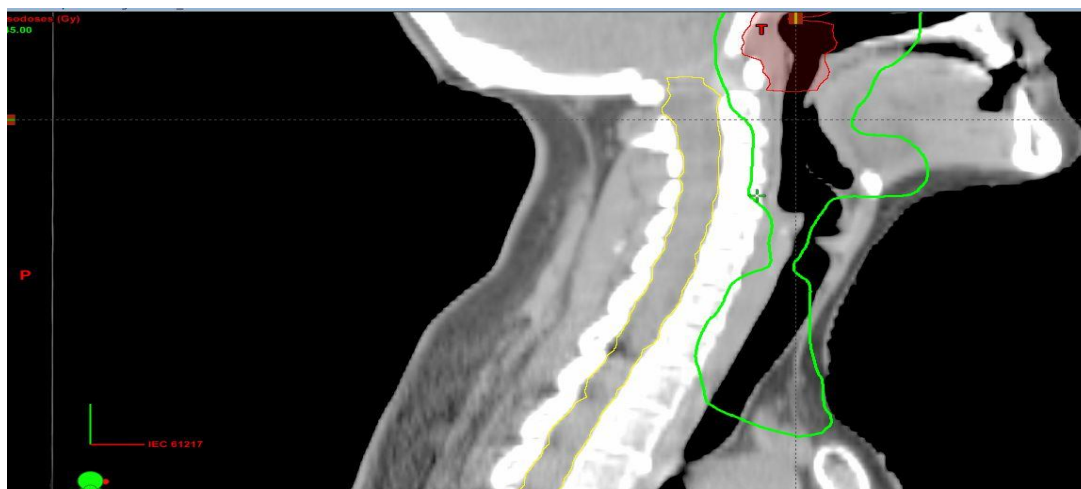


Figure 4.14: Décalage Moelle épinière vertical. [CAC Batna]

4.3.2.2 – Décalage par rapport au Tronc cérébral

Tronc cérébral : (anatomie) la partie postérieure de l'encéphale, située sous le cerveau, en avant du cervelet chez l'être humain et au-dessus ou en avant de la moelle épinière.

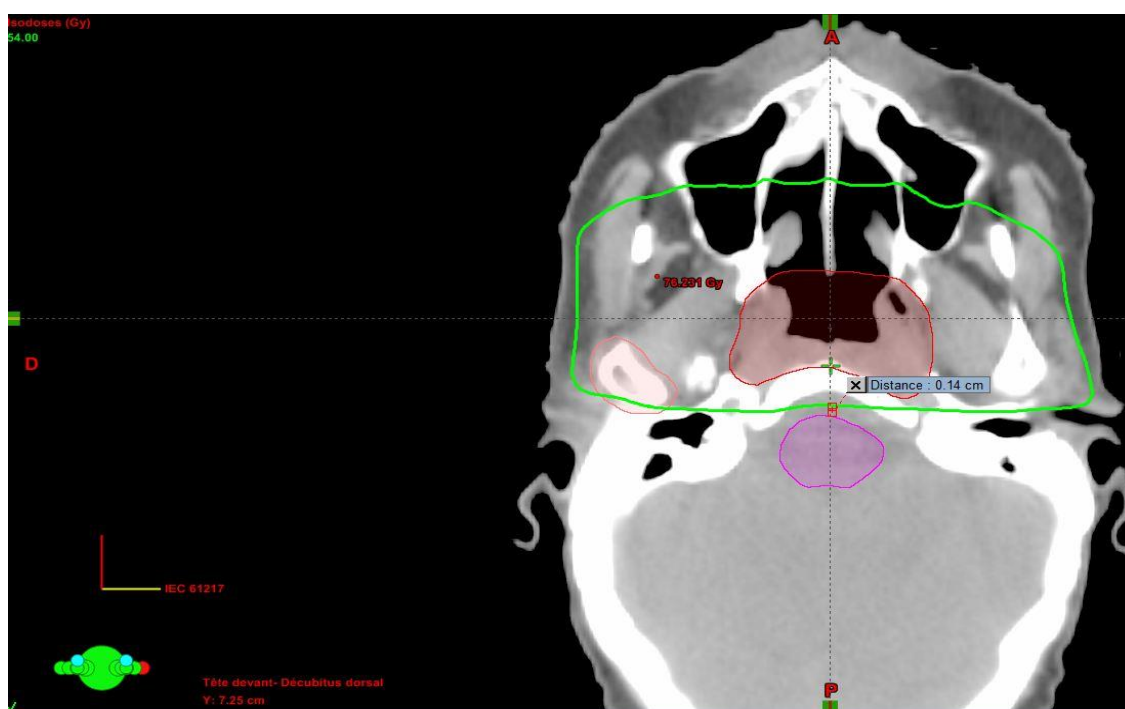


Figure 4.15: Décalage par rapport au Tronc cérébral de l'isodose 54Gy. [CAC Batna]

Explication de la figure 4.15 : la distance entre l'isodose 54Gy (trace vert) et le Tronc cérébral (la zone de couleur rose) lors de la première séance est égal à zéro mais lors de la deuxième séance la distance est égal à 0.14 cm pour le décalage.

Après vérification des doses max des OAR (Mi et de Tc) et du volume cible (cavum) avec HDV final.

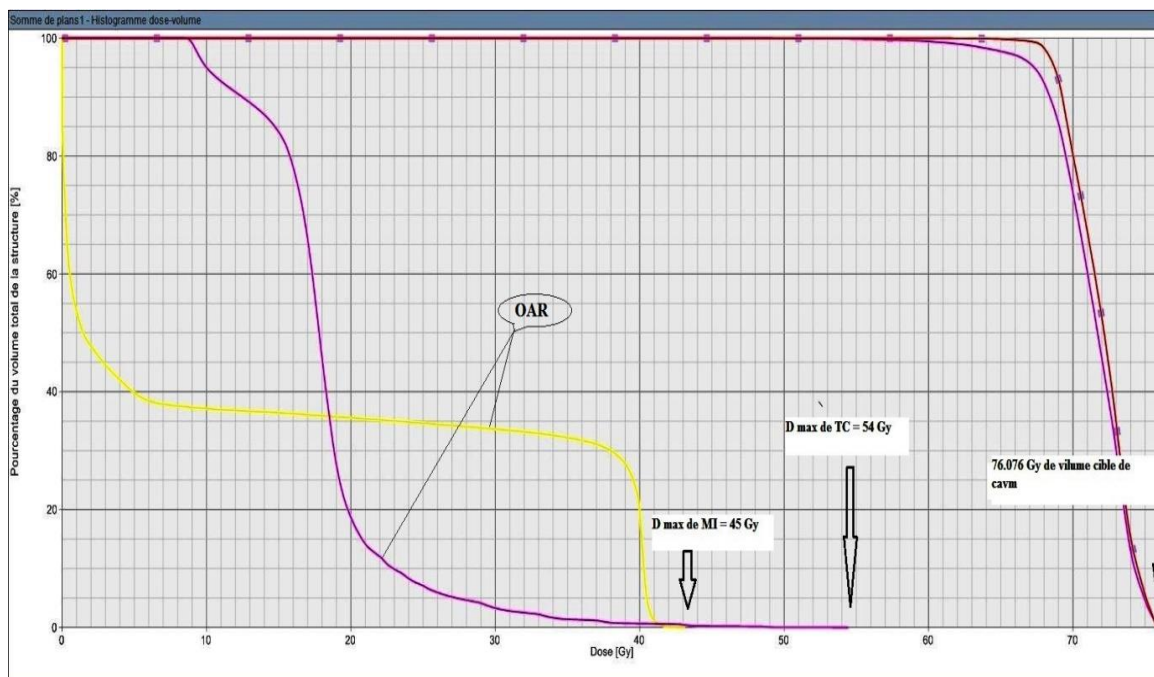


Figure 4.16: Histogramme Dose Volume final (HDV). [CAC Batna]

4.4 – Contrôle du positionnement pendant le traitement et quantification des déplacements pour les patients de cavum :

Dans cette partie, nous proposons une quantification des incertitudes géométriques interfractions en fonction du mode de repositionnement considéré (sur tatouages ou sur os). Pour cela, nous disposons d'une base de données de 21 patients irradiés (**les données de pratiques des fiches cancer du service de radiothérapie, année 2017**) mais nous ne choisissons que 08 patients pour lesquels les mesures du décalage et les incertitudes de positionnements pour le cancer du cavum sont plus précises.

- Simulation des incertitudes

La comparaison entre le positionnement avec l'imagerie portale et le positionnement avec les lasers a montré des écarts. Dans cette partie, on va essayer de simuler ces écarts sur le TPS pour donner une estimation approximative de leurs effets sur le plan de traitement et pour montrer l'importance des corrections qui doivent être apportées.

4.3.1- Les objectifs

- Etudier l'effet de différents déplacements de repositionnement sur la distribution de dose pour le volume cible et les organes à risques pour 08 patients du cancer du cavum.
- Comparer le positionnement entre les séances de traitement (grâce à des repères cutanés et sur les structures osseuses).
- Vérifier et confirmer que les marges de positionnement utilisées sont suffisantes.
- Se faire une idée sur l'intervalle de recalage utilisé en pratique.

4.3.2- Matériel et méthodes

On prend les plans de ces patients et on applique des déplacements millimétriques dans les différentes directions (latéral, longitudinal, verticale) de 0 à 1cm avec un pas de 1mm et pour des valeurs inférieures ou égal aux marges de PTV. Ensuite, on recalcule la dose et on évalue deux paramètres pour le PTV (la couverture et la dose maximale) et la dose maximale pour les organes à risque. Les appareils utilisés au centre anti-cancer de Batna sont le scanner et l'accélérateur linéaire.

Les tableaux 4.2 présentent le positionnement des 08 patients (chaque patient prend son propre numéro d'ID) vertical, longitudinal, et latéral (cm) en fonction des jours des séances de traitement au service de radiothérapie du center de Batna pour l'année 2017.

ID: 20162426									
	J1	J2	J6	J10	J14	J18	J22	J27	
vert	15,3	15,2	15,4	15,3	15,3	15,4	15,4	15,9	
lng	128	127,5	128	127,8	127,6	128	128	122	

ID:20162542									
	J1	J2	J6	J10	J14	J18	J22	J27	J1
Vrt	14,6	14,6	14,3	14,3	14,5	14	14	14,4	16,5
Lng	129,5	129,5	129,5	129,6	129,6	129,6	129,4	129,2	123,9
Lat	999,6	999,6	999,6	999,6	999,6	999,7	999,7	999,6	0,1

ID:20170263										
	J0	J1	J5	J9	J13	J17	J22	J1	J1	
vert	17	17	17,2	17	17,3	17,1	17,4	17,5	17,5	
lng	128,3	128,3	128,3	128,3	128,1	128,3	128,3	125,4	122,7	
lat	999,5	999,5	999,5	999,8	999,5	999,5	999,5	0	999,9	
ID:20170393										
	J1	J2	J7	J10	J14	J18	J1	J6	J1	
vert	14,3	14,1	14,2	14,4	14,5	14,4	14,7	14,9	15,2	
lng	127,1	127,1	126,9	127	127,1	126,8	124,3	124,2	122,5	
lat	0	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0	0,3	0,1	
ID:20170474										
	J1	J2	J7	J11	J15	J19	J1	J1	J4	
vert	14,8	14,3	14,7	14,7	14,9	14,6	14,4	16	15,9	
lng	126,9	127,3	127	127	127	127	125,7	122,3	122,7	
lat	0	0	0	999,6	0	0	0	999,9	0	
ID:20170913										
	J0	J1	J6	J11	J17	J19	J21	J1	J3	J5
Vrt	14,6	13,6	13,5	13,5	13,8	13,6	13,6	13,9	14,2	14
Lng	130,2	129,5	129,6	129,6	129,5	129,4	129,6	127,5	127,5	127,6
Lat	999,2	999,7	999,7	999,7	999,7	999,7	999,7	1	1	1
ID:20171172										
	J1	J2	J7	J12	J17	J21	J24	J1	J3	J1
Vrt	15	15,1	15,1	15,2	14,9	15,1	15,3	15,7	15,8	15,5
Lng	127	127	127	127	127,1	127	127,2	123,9	123,8	123
Lat	0	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,3	0,2	0,2	0
ID:20171715										
	J1	J2	J5	J8	J10	J11	J14	J17	J20	J23
Vrt	14,7	14,8	14,7	14,8	14,7	14,7	15,2	14,6	15,1	15
Lng	127	127,3	127,2	127,4	127	127,3	127,1	127	126,6	127,2
Lat	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tableaux 4.2: les positionnements des 08 patients en fonction des jours.

Les tableaux 4.3 présentent le décalage (cm) entre chaque séance grâce à l'imageur portale par rapport la première séance toujours (positionnement de référence) par scanner simulateur .

ID: 20162426										
	J1	J2	J6	J10	J14	J18	J22	J27		
vrt	0	-0,1	0,2	-0,1	0	0,1	0	0,5		
lng	0	-0,5	0,5	-0,2	-0,2	0,4	0	-6		
ID:20162542										
	J1	J2	J6	J10	J14	J18	J22	J27	J1	
vrt	0	0	-0,3	0	0,2	-0,5	0	0,4	16,5	
lng	0	0	0	0,1	0	0	-0,2	-0,2	123,9	
lat	0	0	0	0	0	0,1	0	-0,1	0,1	
ID:20170263										
	J0	J1	J5	J9	J13	J17	J22	J1	J1	
vrt	0	0	0,2	-0,2	0,3	-0,2	0,3	17,5	17,5	
lng	0	0	0	0	-0,2	0,2	0	125,4	122,7	
lat	0	0	0	0,3	-0,3	0	0	0	999,9	
ID:20170393										
	J1	J2	J7	J10	J14	J18	J1	J6	J1	
vrt	0	-0,2	0,1	0,2	0,1	-0,1	14,7	14,9	15,2	
lng	0	0	-0,2	0,1	0,1	-0,3	124,3	124,2	122,5	
lat	0	0,1	0	0	0	0	0	0,3	0,1	
ID:20170474										
	J1	J2	J7	J11	J15	J19	J1	J1	J4	
vrt	0	-0,5	0,4	0	0,2	-0,3	14,4	16	15,9	
lng	0	0,4	-0,3	0	0	0	125,7	122,3	122,7	
lat	0	0	0	999,6	-999,6	0	0	999,9	0	
ID:2017091										
3										
	J0	J1	J6	J11	J17	J19	J21	J1	J3	J5
vrt	0	-1	-0,1	0	0,3	-0,2	-0,2	13,9	14,2	14
lng	0	-0,7	0,1	0	-0,1	-0,1	0,2	127,5	127,5	127,6
lat	0	0,5	0	0	0	0	0	1	1	1

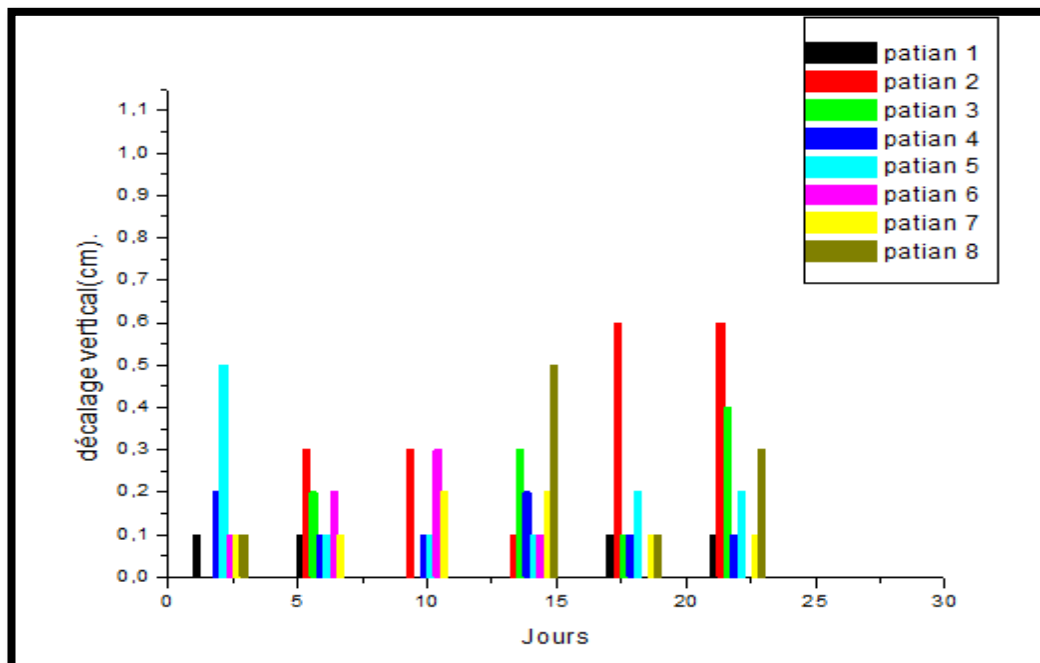
ID:20171172									
	J1	J2	J7	J12	J17	J21	J24	J1	J3
vert	0	0,1	0	0,1	-0,3	0,2	0,2	15,7	15,8
lng	0	0	0	0	0,1	-0,1	0,2	123,9	123,8
lat	0	0,3	0	0	0	0	0	0,2	0,2

ID:20171715										
	J1	J2	J5	J8	J10	J11	J14	J17	J20	J23
vert	0	0,1	-0,1	0,1	-0,1	0	0,5	-0,6	0,5	-0,1
lng	0	0,3	-0,1	0,2	-0,4	0,3	-0,2	-0,1	-0,4	0,6
lat	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

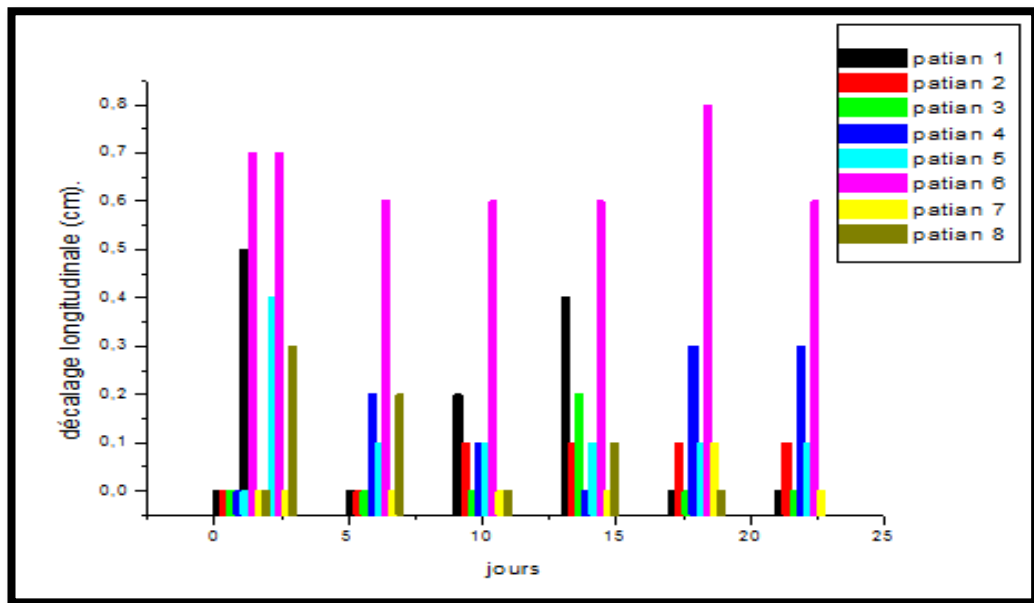
Tableaux 4.3 : les décalages de positionnement des 08 patients en fonction des jours.

4.3.3 - Résultats et discussions

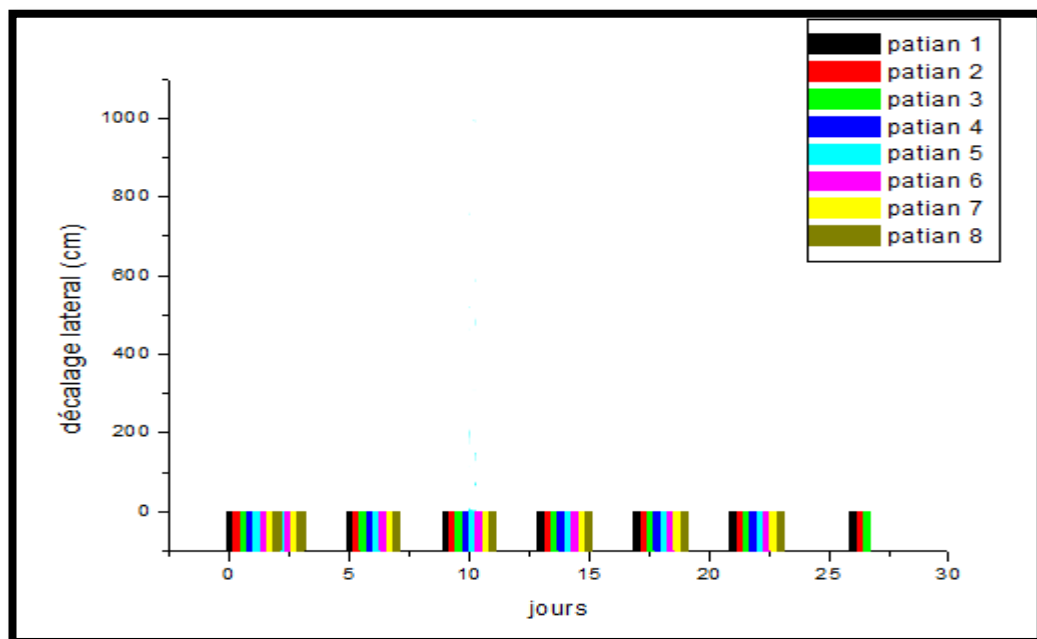
On va quantifier les différents déplacements lors des repositionnements avec l'imagerie portale et après le positionnement avec les lasers, selon les trois axes : vertical (X), longitudinal (Y) et latéral (Z). Les résultats obtenus sont exposés ci-dessous :



Graph 4.1 : Quantification des déplacements (en cm) du décalage dans la direction vertical en fonction des jours (les 08 patients atteint du cancer du cavum).



Graphe 4.2 : Quantification des déplacements (en cm) du décalage dans la direction longitudinale en fonction des jours (les 08 patients atteint du cancer du cavum).



Graphe 4.3 : Quantification des déplacements (en cm) du décalage dans la direction latérale en fonction des jours (les 08 patients atteint du cancer du cavum).

4.5 - Conclure :

Les trois courbes de quantification des déplacements (en cm) du recalage, dans chacune des directions de l'espace, des 08 patients traités, pour les contrôles de positionnement on appliqués de la manière suivante pour chacune des directions:

- 0 à 0.6 cm en vertical c'est-à-dire (déplacement de la hauteur de table de traitement).
- 0 à 0.8 cm en longitudinale c'est-à-dire (déplacement de longueur tête-pied de la table de traitement).
- 0 cm en latéral c'est-à-dire décalage est égal à zéro (déplacement gauche-droit du bras d'accélérateur).

On remarque l'existence des petits déplacements dans les deux directions de l'espace (vertical, longitudinal) et ces déplacements sont différents d'un jour à l'autre soit pour le même patient ou d'un patient à l'autre.

Ces déplacements sont inférieurs aux marges de positionnement donc les marges de PTV utilisées dans les deux localisations sont largement suffisantes, alors ils sont acceptables mais bien qui on puisse les diminuer un encore. Donc pour chaque séance de radiothérapie on repositionne la zone de traitement pour contrôler vérifié le décalage vertical, longitudinal et latéral en utilisant l'imageur portal afin de détruire le volume tumoral et contrôle en même temps les dose max (**HDV final**) pour protéger les organes à risque (OAR) (**Moelle épinière et Tronc cérébral**) (voir figure 4.16).

Conclusion générale

Pour conclure, on peut déjà dire que pour, chaque séance de radiothérapie le repositionnement avec l'imagerie portale est plus précis et plus rapide que le repositionnement à l'aide de repères cutanés et de faisceaux lasers afin d'assurer une destruction totale du volume cible et protégée optimisée des organes à risque.

L'application des déplacements millimétriques de l'isocentre (sur les plans de patients), dans les différentes directions (latérale, longitudinale, verticale) de 0 à 1cm avec un pas de 1mm et pour des valeurs inférieures ou égales aux marges de PTV entraînent des variations au niveau de la couverture et de la dose maximale de PTV et pour des organes à risque.

D'après les résultats, obtenus grâce à une étude faite sur les dosimétries de la tumeur, 08 patients traités pour le cancer du cavum : le déplacement vertical 0 à 0.6 cm et le déplacement longitudinal 0 à 0.8 cm mais pas de déplacement latéral.

On peut conclure le repositionnement de patient doit limiter au maximum le nombre des images portales pour un traitement plus précis et optimal.

Bibliographie

- [1] DAHI el hadj et MEHERCHI Lamia, *système de double calcul dosimétrique*. Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen. Année universitaire 2010-2011.
- [2] Ervin B. Podgoršak, *radiation physics for medical physicists* (second Edition), Springer.
- [3] E. B. Podgorsak, *A handbook for teacher and students: radiation oncology physics*. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, Année 2005.
- [4] Jean-Noël BaDEL, *contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation monte carlo de l'image de dose portale transmise*, L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon, Année 2009.
- [5] KHALFALLAH, Anfal, *la mise en marche de la dosimétrie portale en radiothérapie externe*, UNIVERSITE DES FRERES MENTOURI CONSTANTINE 1. Année 2016.
- [6] NEMOUCHI Maroua et MOKHTAR Hanane, *optimisation pour la resolution du probleme inverse en TEP*. Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen. Année universitaire 2016-2017.
- [7] Laurent Dusseau, *interaction rayonnement-matière*. Année 2009.
- [8] M. Abdulhamid, Chaikh, *méthodologie d'évaluation des impacts cliniques et dosimétrique d'un changement de procédure en radiothérapie : aspect-radiophysique et medical*. UNIVERSITE DE GRENOBLE. Année 2012.
- [9] BOUDEKHANE, Hadjer, *Evaluation des marges de positionnement en radiothérapie*. UNIVERSITE DES FRERES MENTOURI CONSTANTINE 1. Année universitaire 2015-2016.
- [10] Thomas Wentz, *Utilisation d'une caméra temps-de-vol pour la gestion des mouvements en radiothérapie externe*. Sous le sceau de l'Université européenne de Bretagne. Année 2013.
- [11] *La radiothérapie*. Institut National du Cancer, Édité en juin 2007 par l'Institut National du Cancer en partenariat avec : Site Internet de l'Institut National du Cancer www.e-cancer.fr ; Site Internet de la Ligue Nationale Contre le Cancer www.ligue-cancer.net; Site Internet de la Société Française de Radiothérapie Oncologique www.sfro.org
- [12] Pierre Gauthier, *Un guide pour la personne en traitement de radiothérapie*. Department of Health and Human Services Public Health Service- National Institutes of Health. Année 1982.
- [13] M. Le Roy, " *Etude de références dosimétriques nationales en radiothérapie externe- application aux irradiations conformationnelles* ", Université de Nice- Sophia Antipolis-UFR Sciences, 2011.
- [14] MALKI, Sarra et 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 – TLEMEN. Année universitaire 2015-2016.
- [15] *Rapport société française de physique médicale (SFPM) N° 25, J. N. Foulquier et al. ; " Contrôle de qualité d'une installation de simulation virtuelle "*, Année 2009.

- [16] Rapport de stage, Mlle Nathalie Dufour, Contrôle du traitement en radiothérapie par utilisation de l'imagerie portale numérique. Ecole supérieure d'ingénieur de Luminy Département biomédical Luminy case 925 13288 Marseille cedex 09, Centre Léon Bérard 28 rue Laennec 69008 Lyon. Année 2004.
- [17] Pascal .BAUDET Technicien en radiothérapie Hôpital Neuchâtelois site de La Chaux de Fonds, la radiothérapie (2^{ème} journée romande de soins en oncologie, suisse).
- [18] C.O. Thian, *Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique*, Université Blaise Pascal. Année 2007.
- [19] M.BENSENANE. Yacine et M.OURAIBA. Mohammed Amin, *Utilisation de la radiothérapie conformationnelle dans le traitement des néoplasies pulmonaires*. Université ABOU BEKR BELKAID – TLEMCEN. Année 2011.
- [20] Maarif sihem et Radji Hakima, *mise en œuvre de la dosimétrie in vivo dans le centre anti cancer d'oran*, Université Abou Bekr Belkaid –Tlemcen. Année universitaire 2010-2011.
- [21] Guillaume. CAZOULAT, *Radiothérapie guidée par l'image du prostate :vers l'intégration des déformations anatomiques*. UNIVERSITÉ DE RENNES 1. Année 2014.
- [22] Mingchao YANG ,Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières techniques de calcul de dose rapide. Année 2004.
- [23] Vivien Delmon ,*Recalage déformable de projections de scanner x à faisceau cinique*. L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon.année2013.
- [24] <https://www.aqepa.org/quest-ce-quun-ork/>.
- [25] E. Reyt, " Cancers du rhinopharynx (145b)", Corpus Médical-Faculté de Médecine de Grenoble, 2003.
- [26] Docteur Julian. Biau, Docteur. Yoann pointreau, *la radiothérapie des cancers des voies aéro digestives supérieures (cancer ORL) mieux comprende votre traitement*, document réalisé avec le soutien de MERCK. Année 2016.
- [27] S.Hager, P.Graff, V.Machesi, g.vogin, L.Guinement, A.A.Serre et al D.Peiffert Cancer radiothérapie 19 (2015)463-470.

Résumé

Le traitement en radiothérapie des cancers ORL n'est devenu assez précis (d'une qualité acceptable) que depuis les années précédentes, ceci a été réalisé grâce à l'arrivée de la technique de radiothérapie conformationnelle 3D permettant une meilleure conformation des volumes cibles, donc plus de précision dans la destruction de la tumeur et la protection des organes à risque. La position du patient atteint de cancer ORL à chaque séance et pendant toute la durée de traitement doit être corrigée, afin d'éviter les divergences des champs d'irradiation. Ces divergences sont dues à un changement de la position du patient par rapport l'image de référence obtenue à partir des informations imagerie.

Le repositionnement du patient avant ou pendant le traitement grâce à système de l'imageur portale qui obtenir l'image du patient est comparée à l'image de référence qui donnée à partir des informations tomодensitométrique.

Les mots clé : radiothérapie, cancers ORL, repositionnement, l'imageur portale

Abstract

The treatment in radiotherapy of ENT cancers has become rather precise (of an acceptable quality) only since previous years, this was achieved thanks to the arrival of the 3D conformal radiotherapy technique allowing a better conformation of the target volumes, therefore more precision in the destruction of the tumor and the protection of organs at risk. The position of the ENT cancer patient at each session and during the entire treatment period must be corrected to avoid divergences in the irradiation fields. These discrepancies are due to a change in the patient's position relative to the reference image obtained from the imaging information. The repositioning of the patient before or during the treatment through portal imager system that obtain the image of the patient is compared to the reference image that is given from the CT scan information.

Keywords: radiotherapy, ENT cancers, repositioning, portal imager.

ملخص

أصبح العلاج الإشعاعي لسرطانات الأنف والأذن والحنجرة دقيقاً إلى حد ما (بجودة مقبولة) فقط منذ السنين الأخيرة وقد تحقق ذلك بفضل وصول تقنية العلاج الإشعاعي المطابق ثلاثي الأبعاد التي تسمح بتشكيل أفضل للأحجام المستهدفة، وبالتالي أكثر دقة في تدمير الورم وحماية الأعضاء المعرضين للخطر. يجب تصحيح وضع مريض سرطان الأنف والأذن والحنجرة في كل جلسة وخلال فترة العلاج بأكملها لتجنب الاختلافات في مجالات التشعيع. هذه التناقضات بسبب تغيير وضعية المريض بالمقارنة مع الصورة المرجعية التي يتم الحصول عليها من معلومات التصوير المقطعي.

الكلمات المفتاحية: العلاج الإشعاعي ، سرطانات الأنف والأذن والحنجرة، إعادة وضع ، التصوير المقطعي.