

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
REPUBLICUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE
جامعة عمّار تليجي 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 :

GUENNOUNE Messaouda

THEME

Imagerie et radiothérapie : comparaison dosimétrique

Soutenu publiquement devant le jury composé de :

Mr. SAIDAT boubakeur	Professeur	Président
Mr. MAABED Said	Maitre-assistant A	Examineur
Mr. BENGHIA Ali	Maitre-conférence B	Examineur
Mr. ZERGUINI Hocine	Maitre-assistant A	Rapporteur

Année Universitaire 2018- 2019

Remerciements

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

*Je tiens à remercier dans un premier temps mon encadreur Monsieur **ZERGUINI Hocine** maitre-assistant et chef de spécialité de la physique médicale à l'université de LAGHOUAT d'avoir accepté de encadrer ainsi que pour ses précieux conseils, ses encouragements tous au long de ce travail.*

Je tiens ensuite à remercier tous les membres du jury pour l'intérêt qu'ils ont porté à mes travaux de mémoire.

*Tout d'abord, merci à Monsieur **SAIDAT boubakeur** professeur à l'université de LAGHOUAT pour m'avoir fait l'honneur de présider ce jury
Monsieur **MAABED Said** maître assistante à l'université de LAGHOUAT, ses précieux conseils, ses encouragements tous au long de ce travail.*

*Monsieur **BENGHIA Ali** maitre-assistant à l'université de LAGHOUAT pour ses conseils précieux et ses encouragements.*

Je remercie également tous les enseignants du département de physique et en particulier ceux de la physique médicale pour leurs efforts durant notre cursus universitaire

Nos dernières gratitudes à tous ceux qui me sont chers et dont j'ai omis de citer le nom

A tous ceux qui ont collaboré de près ou de loin à la réalisation de ce travail

A tous, merci infiniment ...

Dédicaces

J'ai immense Plaisir de dédier ce mémoire à mes chère Parents

«Abd allah guennoune»

«Adjal khadhera»

Puisse dieu le tout puissant, te procurer santé, bonheur et longue vie

A mon grand-père «guennoune abd el hadi»

Mon Frère

Abd el hakim

A mes adorables sœurs

Khadidja et son mari Hadeb mehammed al amine et leurs petits

Chahad et adam

Ma soeure fatma et son fiancé Deghemiche aek

hiba el raheman

et la petite loudjaine

Et à mes proche amies : Nour el houda et Asmaa

A tous les membres de ma promotion.

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

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

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

Et à toute ma famille

Je vous aime

Messaouda

SOMMAIRE

Liste des figures.....	vii
Liste de tableaux.....	x
Abréviations.....	xi
Introduction générale	1
Chapitre I : Interaction rayonnement matière	
Introduction.....	4
I.1 Classification des rayonnements	4
I.1.1. Selon leur nature.....	4
I.1.1.1. Les rayonnements particuliers	4
I.1.1.2 Les rayonnements électromagnétique	2
I.1.2 Selon leurs effets sur la matière	5
I.1.2.1 Rayonnement non-ionisant	5
I.1.2.2 Rayonnement ionisant	5
I.1.2.2.1 Les rayonnements directement ionisants	5
I.1.2.2.2. Les rayonnements indirectement ionisants	5
I.2 Interaction des rayonnements avec la matière	6
I.2.1 Interaction des électrons avec la matière	6
I.2.1.1 électron-électron	6
I.2.1.2 électron-noyau	7
I.2.1.3 Interaction des rayonnements électromagnétiques avec la matière	8
I.2.1.3.1 L'effet photoélectrique	8
I.2.1.3.2 Effet Compton	9
I.2.1.3.3 La création de pair	9
I.3 Interaction des rayonnements avec la matière vivante (radiobiologie)	10
I.3.1 Action des radiations ionisantes à l'échelle moléculaire	10
I.3.1.1 L'effet direct :.....	10
I.3.1.2. Les effets indirects	10
I.3.2 Action des radiations ionisantes à l'échelle cellulaire	11
I.3.3 Action des radiations ionisantes à l'échelle tissulaire	11
I.3.4 Action des radiations ionisantes à l'échelle humaine	12
I.3.4.1 Pathologie déterministes	12
I.3.4.2 Pathologie stochastiques (aléatoires)	12

I.4 Les grandeurs et les unités dosimétriques	12
I.4.1 La fluence.....	12
I.4.2 L'exposition.....	13
I.4.3 Le kerma (Kinetic Energy Release in Material).....	13
I.4.4 La dose absorbée D.....	13
I.4.5 Dose équivalente.....	13
I.4.6 La dose efficace.....	14
I.5 Les unités dosimétries.....	15
I.5.1 Le röntgen	15
I.5.2 Le rad	15
I.5.3 Gray.....	15
I.5.4 Sievert.....	15
I.6 Applications médicales des rayonnements ionisants.....	16
I.6.1 le parcours	16
I.6.2 Diagnostic	17
I.6.3 Thérapie.....	17

Chapitre II : Généralités sur la radiothérapie

Introduction.....	19
II.1 Historique	19
II.2 Les type de radiothérapie.....	19
II.2.1 la radiothérapie externe.....	19
II.2.2 la curiethérapie.....	19
II.3. Parcours d'un patient sujet à un traitement par radiothérapie externe	20
II.3.1.Consultation.....	20
II.3.2 Simulation.....	20
II.3.3. Le Système de Planification des Traitements ou (TPS)	20
II.3.3.1 Définitions anatomiques (optimisation géométrique).....	20
II.3.4 Planification et approbation du traitement (la dosimétrie)	22
II.3.4.1 Evaluation du plan de traitement (optimisation dosimétrique).....	23
II.3.5 Le traitement en pratique.....	24
II.3.6 Le suivi médical.....	25
II.4 Acquisition des images diagnostiques	25
II.5 Les techniques de la radiothérapie.....	25
II.5.1 Radiothérapie conventionnelle.....	25

II.5.2 Radiothérapie conformationnelle.....	26
II.5.3 Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité(RCMI).....	26
II.5.4 Radiothérapie stéréotaxique ou SBRT.....	27
II.5.5 Tomothérapie.....	27
II.5.6.VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) ou Rapid Arc.....	27
II.5.7 Proton thérapie.....	28

Chapitre III : Techniques d'imagerie médicale

Introduction.....	30
III.1 Techniques d'imagerie médicale.....	30
III.1.1 Imagerie par rayons X.....	31
III.1.1.1 La radiologie ou radiographie RX.....	32
III.1.1.2 Le Scanner:.....	33
III.1.1.2.1 Définition du Scanner.....	33
III.1.1.2.2 Les composant de scanner.....	34
III.1.1.2.3 Principe fondamental de fonctionnement d'un scanner.....	35
III.1.2 Echographie.....	36
III.1.2.1 Les ondes sonores.....	36
III.1.2.2 Un peu d'histoir.....	37
III.1.2.3 Définition.....	37
III.1.2.4 Principe.....	38
III.1.3 L'imagerie par résonance magnétique.....	39
III.1.3.1 Définition.....	39
III.1.3.2 Historique.....	40
III.1.3.4 Principe.....	40
III.1.3.2 Historique.....	40
III.1.3.4 Principe.....	40
III.1.4 La Tomographie par Emission de Positons TEP.....	41
III.1.4.1 Définition.....	41
III.1.4.2 Annihilation des positons.....	41
III.1.4.3 Principe de fonctionnement.....	42
III.1.4.4 Chaîne de détection des photons d'annihilation.....	43
III.1.5 La scintigraphie.....	45
III.1.5.1 Définition.....	45
III.1.5.2 Principe.....	42

III.1.5.3 Gamma caméra	46
------------------------------	----

Chapitre IV : Imagerie et radiotherapie

IV.1 Imagerie et radiotherapie	48
IV.1.1 L'imagerie avant le traitement	48
IV.1.1.1 Utilisation du Scanner en radiothérapie.....	48
IV.1.2 Imagerie pendant le traitement	49
IV.1.2.1 Imagerie portale MV	50
IV.1.2.2 Imagerie kV 2D	52
IV.1.2.3 Imagerie 3D CBCT.....	53
IV.1.3 L'imagerie après le traitement	57
IV.2 Radiothérapie et dosimetrie	57
IV.2 .1 Dosimétries des OARs en radiothérapie	57
IV.2. 2 Relevé dosimétriques des OARs sur des cas cliniques nationaux	58
IV.3 Discussion	66
Conclusion	66

Conclusion générale

Référence

Résumé

Liste des figures

Figure (I.1) : Les différents types de rayonnements.....	4
Figure (I.2) : phénomène d'ionisation.	7
Figure (I.3) : phénomène excitation	7
Figure (I.4) : Phénomène de freinage (bremsstrahlung)	8
Figure (I.5) : Effet photoélectrique	8
Figure (I.6) : Effet Compton	9
Figure (I.7) : Effet de production de paires	9
Figure (I.8) : Action direct	10
Figure (I.9) : Action indirect.	11
Figure (I.10) : Devenir cellulaire suite à des modifications de l'ADN.	11
Figure (II.1) : Représentation schématiques des volumes cibles.....	21
Figure (II.2) : Contourage des OARs.....	22
Figure(II.3) : détermination du faisceau	22
Figure(II.4) : calcul de dose	22
Figure(II.5) : Calcul et optimisation du traitement Mise en application du plan de traitement (optimisation dosimétrique).....	22 23
Figure (II.6) : Optimisation du traitement.....	23
Figure (II.7) : l'imageur portale [CAC-CHU Constantine].....	24
Figure (II.8) : Accélérateur linéaire conventionnel équipé de mâchoires délimitant un champ .rectangulaire.....	25 25
Figure (II.9) : Exemple de la Radiothérapie conformationnelle 3D dans les tumeurs cérébrales.....	26 26
Figure(II.10) : Exemple d'IMRT	26
Figure(II.11) : Collimateur multi lames	26
Figure (II.12) : Représentation en 3D du système SBRT TM.....	27
Figure(II.13) : Machine de tomothérapie.....	27
Figure (III.1) : Le physicien allemand Wilhelm Röntgen.....	31
Figure (III.2) : Dispositif de production des rayons X (tube de Coolidge).....	31
Figure (III.3) : Rayonnement de fluorescence	32
Figure (III.4) : Rayonnement de freinage	32

Figure (III.5) : Équipements radiographiques.....	33
Figure (III.6) : Radiographie RX	33
Figure (III.7) : exemple clichés : thorax	33
Figure (III.8) : Le Scanner RX	34
Figure (III.9) : salle d'acquisition.....	34
Figure (III.10) : Les principes composant de scanner.....	35
Figure (III.11): Principe de fonctionnement d'un Scanner.....	35
Figure (III.12) : Image représente les onde sonore	36
Figure (III.13) : Le phénomène de la réflexion.....	37
Figure (III.14) : J.J Wild est le premier médecin à utiliser l'échographie afin de diagnostiquer le cancer. Il est surnommé « le père de l'échographie médicale ».....	37
Figure (III.15) : Echographe.....	38
Figure (III.16) : Image d'une échographie.....	39
Figure (III.17) : Imageur à résonance magnétique.....	40
Figure (III.18) : Représentation d'un appareil TEP.....	41
Figure (III.19) : Phénomène d'annihilation de la paire positon-électron.....	42
Figure (III.20) : Schéma du processus d'acquisition Principes physiques.....	43
Figure (III.21) : Bloc de cristaux couplés à un photomultiplicateur.....	43
Figure (III.22) : Schéma d'un détecteur élémentaire à scintillation.....	44
Figure (III.23) : Les salles d'acquisition.....	45
Figure (III.24): Principe de la scintigraphie.....	46
Figure (IV.1) : Distribution de dose en 3D-CRT (Cavum).....	49
Figure (IV.2) : La radiothérapie guidée par image.....	50
Figure (IV.3) : Imageur porté MV	51
Figure (IV.4) : Image MV (traitement d'un Sein).....	51
Figure (IV.5) : Imageur porté KV	52
Figure (IV.6) : Image MV (traitement d'un Encéphale),(c)Image Kv (traitement d'un cavum)	52
Figure (IV.7) : (a) Accélérateur linéaire équipé d'un imageur portal (MV-EPID) et d'un imageur embarqué kV (source et détecteur) permettant de réaliser une imagerie CBCT, (b) Image CBCT (traitement d'une Prostate).....	53
Figure (IV.8) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer de la prostate pour le patient (1).....	58
Figure (IV.9) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer de la prostate pour le patient (2).....	59
Figure (IV.10) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer de la prostate pour le patient (3).....	59
Figure (IV.11) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du sein pour la patiente	

(1).....	61
Figure (IV.12) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du sein pour la patiente	
(2).....	61
Figure (IV.13) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du sein pour la patiente	
(3).....	62
Figure (IV.14) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du cerveau pour le patient	
(1).....	63
Figure (IV.15) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du cerveau pour le patient	
(2).....	64
Figure (IV.16) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du cerveau pour le patient	
(3).....	64

Liste de tableaux

Tableau (I.1) : Indique les valeurs usuelles du facteur W_R suivant la nature des rayonnements.....	14
Tableau (I.2) : représente les valeurs de facteurs de pondération pour les tissus et les organes.....	15
Tableau (I.3) : Parcours du différent rayonnement.....	16
Tableau (IV.1) : Dose de rayonnement propre à diverses interventions, comparativement au rayonnement naturel.....	54
Tableau (IV.2) : Malformations causées par l'exposition du fœtus aux rayonnements durant divers stades de la grossesse.....	55
Tableau (IV.3) : Doses de rayonnement estimées reçues par le fœtus lors d'examens d'imagerie diagnostique courants.....	56
Tableau (IV.4) : Contraintes de dose par organe à risque.....	57
Tableau (IV.5) : Tableau dosimétrique comparatif pour les trois patients suivis d'un cancer de la prostate.....	60
Tableau (IV.6) : Tableau dosimétrique comparatif pour les trois patientes suivies d'un cancer du sein.....	62
Tableau (IV.7) : Tableau dosimétrique comparatif pour les trois patients suivis d'un cancer du cerveau.....	65

Liste des abréviations

2D :	deux dimensions
3D :	trois dimensions.
BEV :	Beam Eye View.
CTV :	Le volume cible clinique
D :	Dose absorbée.
HDV :	Histogrammes dose volume.
EPID:	Electronic Portal Imaging Device.
CT:	Computed Tomography
GTV:	Volume tumoral macroscopique
Gy:	Gray
HDV:	Histogrammes Dose-Volume.
HU :	L'unité de Hounsfield.
ICRU :	La commission internationale des unités et mesures des rayonnements.
IMRT :	Arc thérapie à intensité modulée
IP :	Portal Imaging (imagerie portale)
IRM :	Imagerie par Résonance Magnétique
ITV :	Le volume cible interne
IV :	Le volume irradié
KERMA:	kinetic Energy Released per unit Mass.
KV :	Kilovolt
LINAC :	L'accélérateur linéaire des particules.
MeV :	Méga Electron Volt
CML :	Collimateur Multi –Lames
MRP:	médicament radio pharmaceutique
OAR :	Organe à risque
PET :	La tomographie par émission de positon.
PTV :	Planning Target Volume
R :	Röntgen
Rad :	Radiation absorbed dose
RCMI :	Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité
RMN:	la Résonance Magnétique Nucléaire
RTC-3D :	Radiothérapie conformationnelle tridimensionnelle

RX :	Rayon X
SV :	Sievert
TDM :	Tomodensitométrie
TEP :	Tomographie par Emission de Positons
TPS :	Système de planification de traitement.
TV :	Le volume trite
VMAT :	Volumetric Modulated Arc Therapy.
Z :	nombre atomique

Introduction

Générale

Introduction générale

La radiothérapie est une technique de traitement du cancer consiste à utiliser des rayonnements ionisants pour détruire les cellules tumorales. Elle est née avec la découverte des rayons X par W.K. Röntgen en 1895 et celle du radium par Marie Curie en 1898.

La définition majeure du radiothérapeute consiste à identifier, le plus précisément possible, la tumeur et ses possibles extensions microscopiques afin de l'irradier, tout en épargnant les organes sains avoisinants.

Les évolutions technologiques et informatiques de ces 20 dernières années ont totalement bouleversé la pratique clinique quotidienne de la radiothérapie et ont induit un changement complet de paradigme thérapeutique.

Ces progrès sont les conséquences directes de l'intégration, en radiothérapie, d'une des plus grandes évolutions des techniques d'imagerie médicale (Imagerie par résonance magnétique IRM, la scannographie, la tomодensitométrie TDM, l'échographie et la tomographie par émission de positon PET).

Dans tout les travaux de PFE effectués dans le cadre de cette formation, il était est question de radiothérapie. Mais à la base de la radiothérapie on a l'imagerie.

Le but de ce travaille est :

- définir d'une manière plus détaillée les technique d'imagerie les plus exploitées en radiothérapie, spécialement celles utilisées à l'échelle nationale..
- donner un aperçu des dose reçus par les patients ayant subits dans examens radiologique.
- comparer ces doses à celles reçus par des patients ayant subit un traitement radio thérapeutique, en insistant sur des relevées dosimétriques prévenants de dossier de patients traités dans des services anti-cancéreux (CAC) nationaux.

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

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

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

Le troisième chapitre consiste à présenter les différentes modalités d'imagerie médicale – de la manière la plus simple possible - (radiologie conventionnelle, Tomodensitométrie, Echographie, La scintigraphie, La Tomographie par Emission de Positons). Les techniques présentées ici étant celle dont dépend la radiothérapie.

Le quatrième chapitre : est dédié à la définition du rôle de certaines techniques d'imagerie en radiothérapie, en parlant de l'utilisation de l'imagerie avant, pendant et après le traitement. Une présentation succincte des effets dosimétriques de l'imagerie sur le patient sera aussi abordée. La deuxième partie de ce paragraphe est une étude dosimétriques des OARs faite sur des cas cliniques traités dans des services anti-cancer nationaux, afin de comparer les valeurs relevées aux normes internationales. La fin de ce paragraphes est une consacrées à une conclusion concernant la comparaison entres les doses subites par le patient sujet à un examen radiologique et celui sujet à un traitement radio thérapeutique.

Enfin on clôture par une conclusion générale.

Chapitre I :
Interaction rayonnement
matière

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 leur interaction 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 leurs interactions.

I.1 Classification des rayonnements :

On peut classer les rayonnements en deux catégories selon leur nature et selon leurs effets sur la matière [1].

La figure ci-dessous résume les différents types de rayonnements :

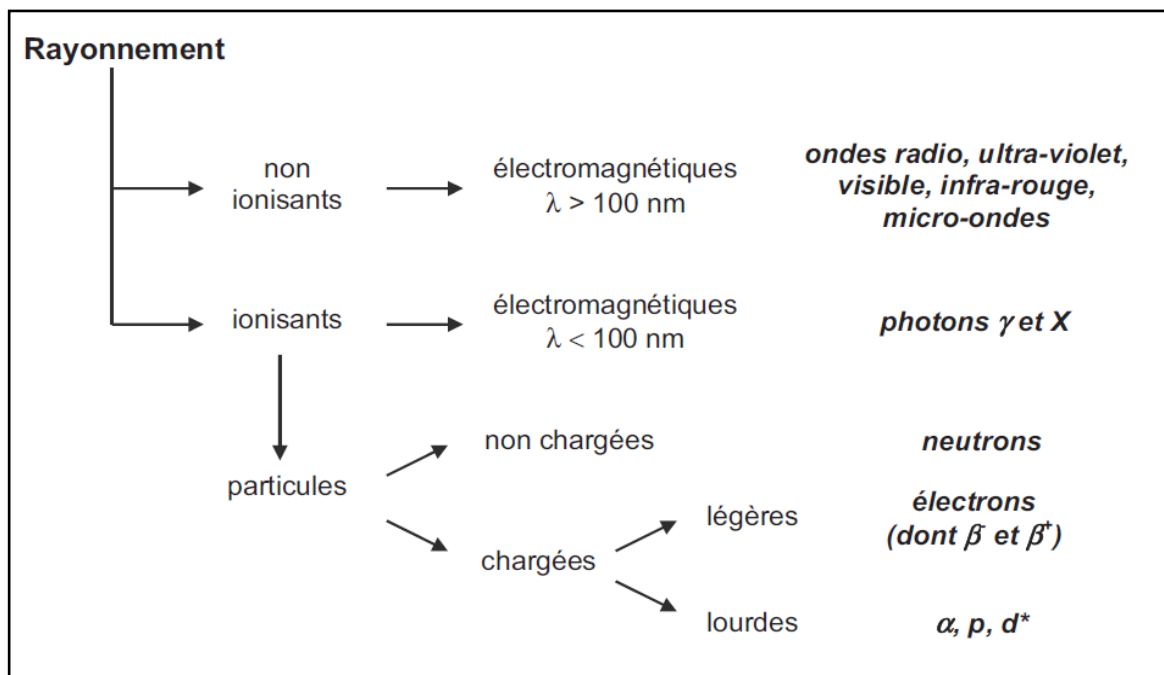


Figure (I.1) : Les différents types de rayonnements [1].

I.1.1. Selon leur nature :

I.1.1.1. Les rayonnements particuliers :

C'est un flux de particules possédant une masse au repos. Elles peuvent être chargées comme les électrons, positrons, dont les interactions coulombiennes sont plus fréquentes avec les électrons qu'avec les noyaux, et avec les noyaux pour les protons.

Elles peuvent être neutres, essentiellement les neutrons, leurs interaction a lieu avec les noyaux [2].

I.1.1.2 Les rayonnements électromagnétique :

Essentiellement émises par les vibrations des électrons atomiques sous forme d'un flux photonique tel que le photon X et les photons gamma [2].

I.1.2 Selon leurs effets sur la matière :

Les rayonnements peuvent être ionisants ou non ionisants :

I.1.2.1 Rayonnement non-ionisant : Est un rayonnement qui n'a pas assez d'énergie pour déloger l'électron des orbites des atomes qu'il frappe, ces derniers sont juste excités.

I.1.2.2 Rayonnement ionisant : Un rayonnement est dit ionisant quand il est susceptible d'arracher des électrons à la matière [3].

Ces rayonnements peuvent être aussi classés en deux :

I.1.2.2.1 Les rayonnements directement ionisants :

Sont des particules chargées qui délivrent leur énergie directement à la matière, par le jeu des forces coulombiennes s'exerçant avec les atomes du milieu.

Les transferts d'énergie dépendent des masses des particules en mouvement et il y a lieu de distinguer les particules chargées lourdes (proton, deuton alpha, ions lourds) et les particules chargées légères élémentaires (électrons et positrons).

On présente ici, les particules chargées utilisées dans le domaine médical [1].

- **Les électrons :**

Les électrons sont des particules de masse faible et de charge élémentaire négative.

Ils sont en mouvement rapide dans la matière et sont obtenus soit par émission Bêta de radioéléments, ou par des faisceaux d'accélération, ou bien par la projection d'électrons secondaires lors d'interaction de photons X et Gamma avec la matière [4].

- **Les particules alpha :**

Proviennent d'atomes radioactifs lourds. La particule alpha est une particule lourde formée de deux protons et deux neutrons et chargée positivement.

Elle perd son énergie très rapidement dans un milieu matériel [5].

- **Les protons :**

Sont produits par des cyclotrons, ils cèdent leur énergie au cours des collisions avec les électrons des tissus traversés [4].

I.1.2.2.2. Les rayonnements indirectement ionisants :

Électriquement neutres, ils sont susceptibles, suivant leur énergie, de transférer une fraction ou la totalité de leur énergie en une seule interaction à des particules chargées, ce qui entraînent des processus d'ionisations.

Ce sont ensuite ces particules secondaires qui ionisent le milieu. Dans ce cas, l'ionisation se fait en deux étapes.

Les rayonnements électromagnétiques X et γ et les neutrons entrent dans cette catégorie, mais leurs modes d'interaction sont différents [1].

- **Rayonnement X :**

Photons d'origine électronique, Il naît soit d'un réarrangement électronique après éjection d'un électron d'une couche orbitaire profonde d'un atome (RX de fluorescence), soit de la dissipation énergétique de l'interaction entre un flux d'électrons et les noyaux des atomes d'une cible (RX de freinage) [6].

- **Le rayonnement gamma (γ) :**

Sont des rayonnements électromagnétiques d'origine nucléaire, ils sont émis par le noyau d'un atome excité, ne possèdent ni charge ni masse.

Les rayons gamma sont des photons, paquets d'énergie pure généralement entre 50 et 2000 keV [7].

- **Les neutrons (n) :**

Sont des particules non chargées à une grande masse présentes dans le noyau des atomes. Ils sont émis lors des phénomènes de désintégration nucléaire, avec des énergies variables (quelques MeV à quelques dizaines de MeV).

Il a le potentiel de pénétrer à la matière plus profondément que les autres particules chargées [8].

I.2 Interaction des rayonnements avec la matière :

I.2.1. Interaction des électrons avec la matière :

Dans le cas d'une interaction électron-électron, on parlera de collision. Il en existe deux types : l'ionisation et l'excitation ; dans le cas d'une interaction électron-noyau, on parlera de freinage [9].

I.2.1.1 électron-électron :

Deux cas de **figures (I.2) et (I.3)** peuvent se présenter

- **L'ionisation :**

Un électron atomique est éjecté de l'atome quand l'électron incident lui transfère une énergie supérieure à son énergie de liaison dans l'atome.

L'énergie cédée est généralement faible par rapport à l'énergie cinétique totale [9].

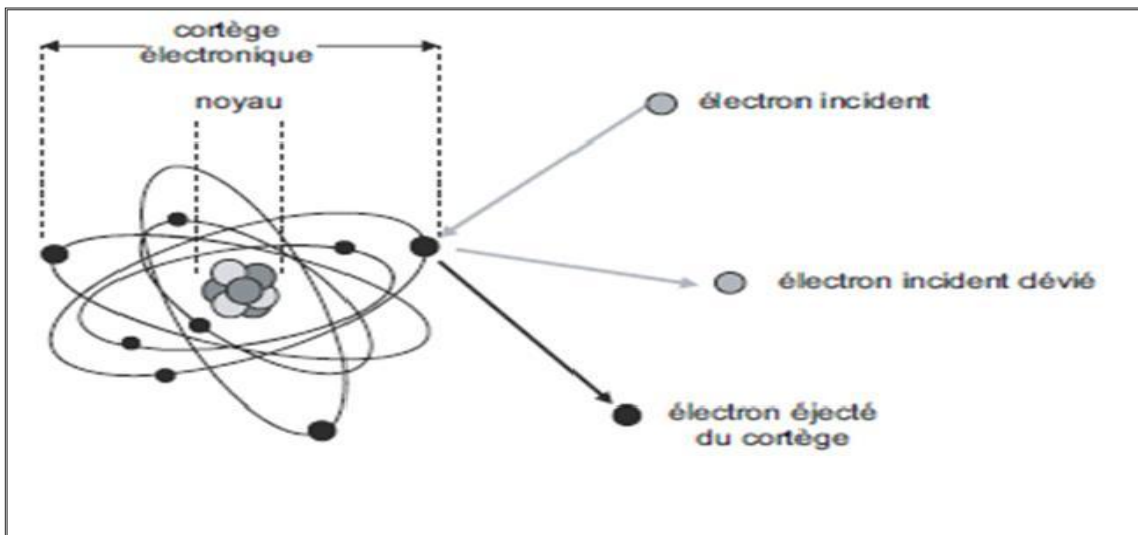


Figure (I.2): Phénomène d'ionisation [9]

- **Excitation :**

Dans ce cas, l'énergie transférée est exactement égale à la différence entre les énergies de liaison de deux couches électroniques.

L'électron atomique saute sur une orbite correspondant à une couche électronique moins liée, on dit qu'il est excité. Cet électron va chercher à retrouver son niveau énergétique de départ.

Lors de son retour à sa couche originelle, de l'énergie est libérée sous la forme d'un photon dont la valeur d'énergie dépendra de la différence entre les deux niveaux énergétiques. On parle de réarrangement du cortège électronique.

Ce phénomène s'observe également dans le cas d'une ionisation où il aboutit généralement à une émission en cascade de rayonnements électromagnétiques et/ou électroniques de faibles énergies [9].

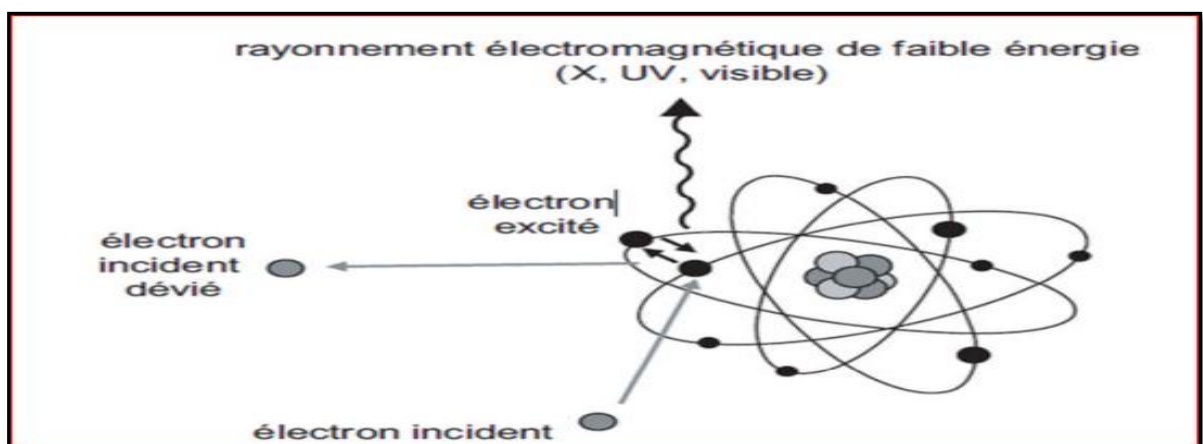


Figure (I.3) : Phénomène excitation [9].

I.2.1.2 électron-noyau :

- **Rayonnement de freinage :**

Plus rarement, les électrons incidents peuvent interagir avec les noyaux des atomes de la substance traversée.

Ils subissent l'influence du champ coulombien du noyau : ils sont alors déviés et cèdent une partie de leur énergie au noyau. Cela se manifeste par un ralentissement ou freinage. L'énergie perdue est émise sous la forme de rayonnements X, dits de freinage [9].

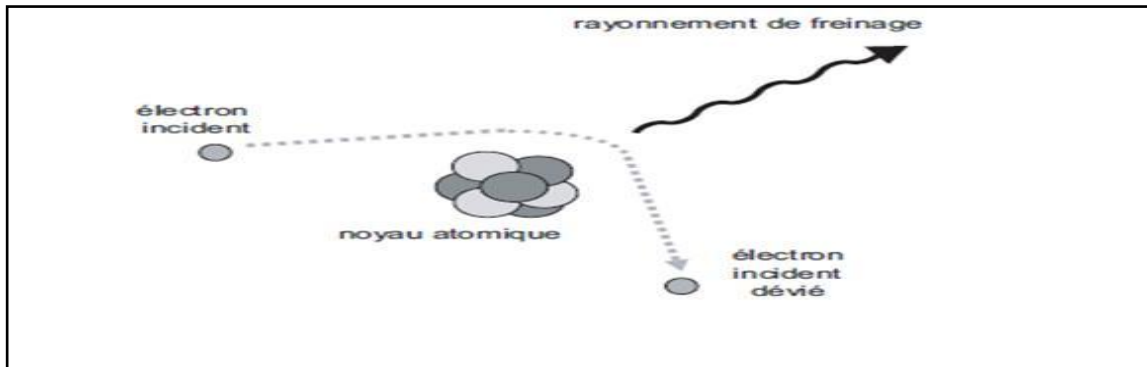


Figure (I.4) : Phénomène de freinage (bremsstrahlung) [9].

I.2.1.3 Interaction des rayonnements électromagnétiques avec la matière :

Les photons peuvent interagir avec la matière selon 3 processus :

I.2.1.3.1 L'effet photoélectrique :

L'effet photoélectrique figure (I.5) est le mécanisme d'absorption des photons, prédominant pour les rayons (X et gamma), ayant une énergie de quelques dizaines de keV. Dans l'effet photoélectrique, l'énergie du photon ($E = h\nu$) est transmise à l'un des électrons de l'atome qui peut être excité ou ionisé si l'énergie absorbée est supérieure ou égale à l'énergie de liaison de cet électron (E_L)

$$E_\gamma > E_L \quad (I.1)$$

Ce dernier peut être ionisé et éjecté de l'atome. L'électron éjecté est appelé photoélectron et son énergie s'écrit [10] :

$$E_c = E_\gamma - E_L \quad (I.2)$$

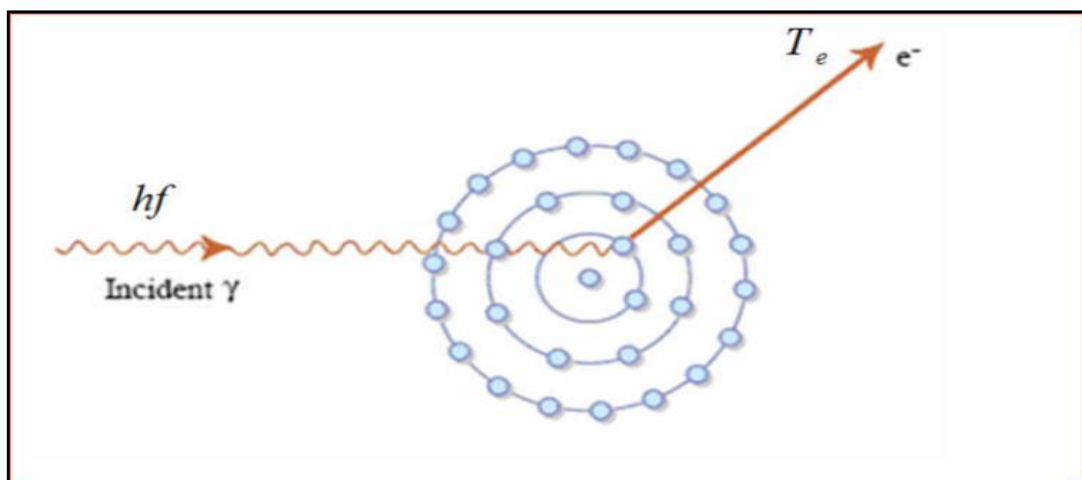


Figure (I.5) : Effet photoélectrique [10].

I.2.1.3.2 Effet Compton :

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

$$E_\gamma = E_{\gamma'} + E_c \quad (I.3)$$

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

Ce phénomène assimilable à une diffusion est d'autant plus probable que l'énergie de liaison de l'électron atomique est faible ; au contraire de l'effet photoélectrique, l'effet Compton concerne les électrons atomiques appartenant à des couches électroniques peu liées [10].

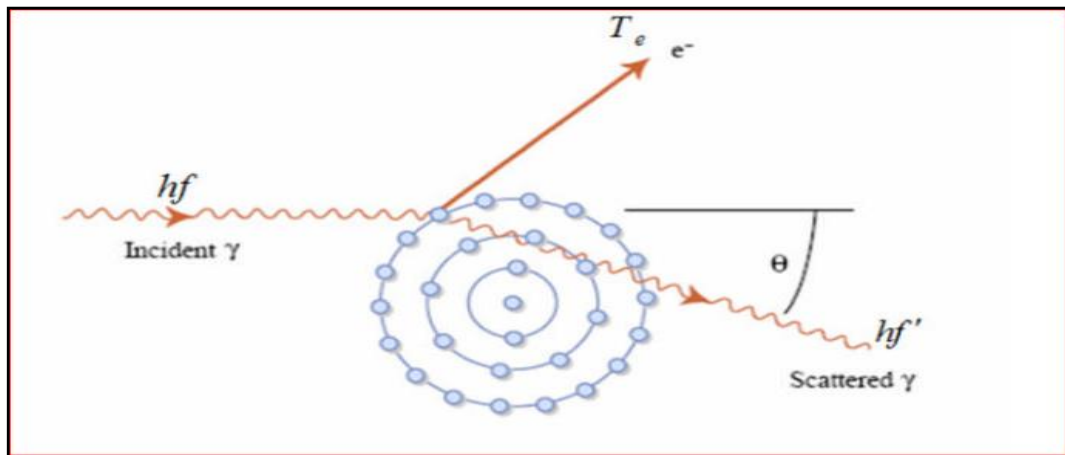


Figure (I.6) : Effet Compton [10].

I.2.1.3.3 La création de paire :

Réalise la matérialisation de l'énergie du photon incident.

Le photon incident doit obligatoirement interagir avec un noyau atomique et avoir une énergie supérieure à l'énergie du seuil de création d'une paire électron-positron **figure (I.7)** soit [4] :

$$E > 2m_e c^2$$

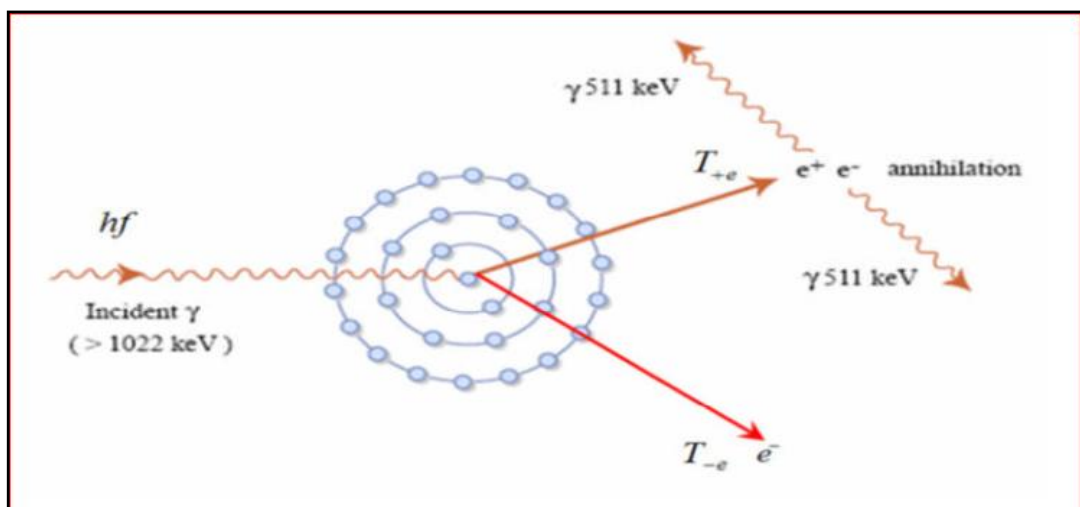


Figure (I.7) : Effet de production de paires [10].

I.3 Interaction des rayonnements avec la matière vivante (radiobiologie) :

Définition :

La radiobiologie est l'étude scientifique des effets biologiques des rayonnements ionisants sur les êtres vivants.

Les effets des rayonnements ionisants sur les êtres vivants doit être interprété comme suit :

I.3.1 Action des radiations ionisantes à l'échelle moléculaire :

Le tissu biologique est principalement constitué de molécules d'eau (80%). On peut donc l'assimiler à une solution aqueuse.

Lorsque les rayonnements arrivent sur le tissu il y aura des réactions de deux ordres.

C'est à dire des réactions impliquant les molécules d'eau ou celles du tissu, les ionisations créées par les rayonnements peuvent avoir une voie directe où une voie indirecte figure (I.8) et (I.9).

I.3.1.1 L'effet direct :

Dans l'effet direct, le rayonnement interagit directement avec une cible critique dans la cellule (molécule ou structure intra-cellulaire de faibles dimensions gènes, chromosomes, etc.). Les atomes de ces structures ou de ces molécules critiques peuvent s'ioniser ou être excités à partir d'une interaction coulombienne, conduisant à une chaîne d'événements physiques et chimiques qui aboutissent à un dommage biologique [12].

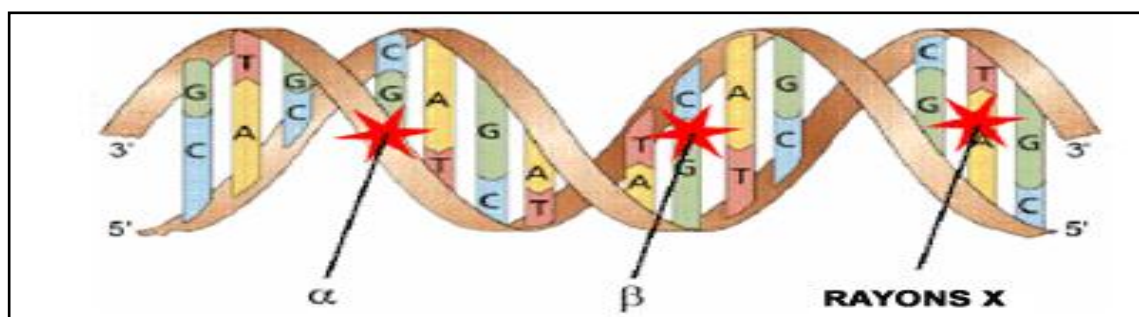


Figure (I.8) : Action direct [13].

I.3.1.2. Les effets indirects :

Proviennent essentiellement des ionisations des molécules d'eau que conduisent à la formation de radicaux libres spécifiques. Ces produits de la radiolyse de l'eau sont H° et OH° tous deux extrêmement réactifs, ils vont donc réagir à leur tour avec les molécules de la solution, entraînant leurs modifications chimiques.

Ces réactions sont quasi immédiates après l'irradiation (10^{-16} s) [12].

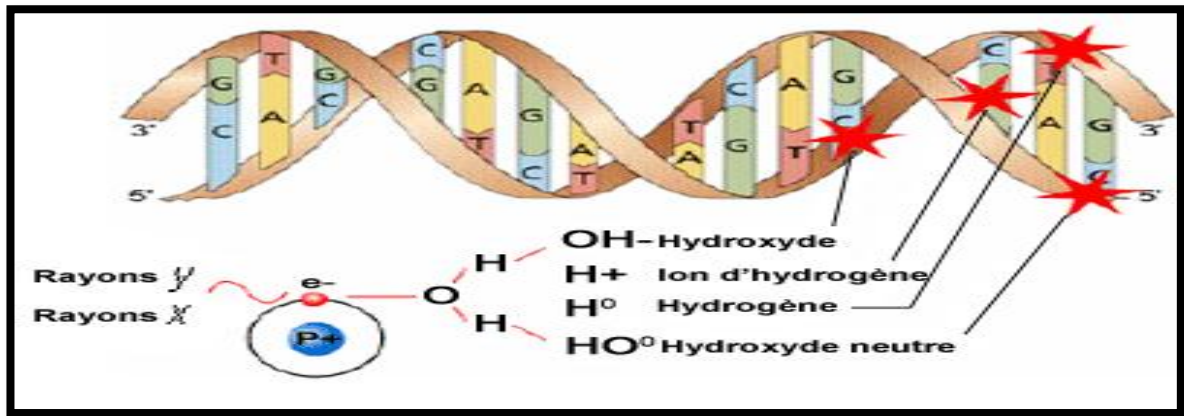


Figure (I.9) : Action indirect [13]

I.3.2 Action des radiations ionisantes à l'échelle cellulaire :

A l'échelle cellulaire, à cause des lésions moléculaires sont multiples et dépendent des doses de radiations reçues par la cellule **figure (I.10)**.

On peut remarque des conséquences à les cellules comme suit :

- La mort cellulaire immédiate
- La mort différée
- Mutations cellulaires et cancérisation

Facteurs de sensibilité cellulaire (le type de rayonnement, le débit de dose le type de cellules le cycle cellulaire intervient) [12].

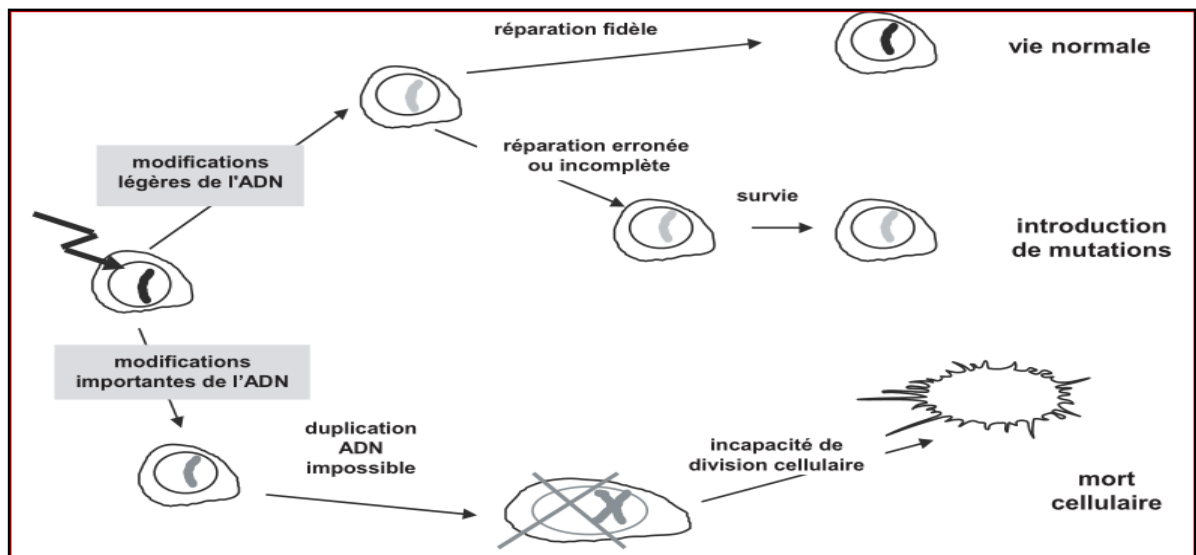


Figure (I.10) : Devenir cellulaire suite à des modifications de l'ADN [3]

I.3.3 Action des radiations ionisantes à l'échelle tissulaire :

Un tissu est une population de cellules (un très grand nombre de cellules de l'ordre de 10^{12}) qui est organisée et hiérarchisée afin d'assumer une fonction. On peut distinguer deux grands types de tissus [15].

I.3.3.1 Les tissus compartimentaux :

Les tissus compartimentaux sont les plus radio-sensibles, et ce sont des tissus à renouvellement rapide et dont les cellules fonctionnelles ont une durée de vie relativement courte [12].

I.3.3.2 Les tissus non compartimentaux :

Ce sont des tissus à renouvellement lent (voire même sans renouvellement) donc sans mitose et composés de cellules fonctionnelles. Ces tissus seront très peu radio-sensibles [12].

I.3.4 Action des radiations ionisantes à l'échelle humaine :

L'interaction initiale d'un rayonnement ionisant avec les atomes (les atomes dans les cellules) est effectuée des conséquences chimiques, et bio-chimiques (au niveau des molécules ADN) et des conséquences cellulaires et en fin des conséquences sur les tissus [3].

I.3.4.1 Pathologie déterministes :

Leur apparition et leur gravité dépendront essentiellement de la dose équivalente délivrée, du mode d'administration et des tissus irradiés.

Ces pathologies sont la conséquence du phénomène hypoplasiques des différents tissus radio-sensibles dus aux différents morts cellulaires et apoptoses [3].

I.3.4.2 Pathologie stochastiques (aléatoires) :

Leur apparition dépendra surtout de facteurs individuels, mais leur probabilité d'apparition sera liée également à la dose reçue.

Ces pathologies probabilité sont dues aux lésions de l'ADN mal réparées qui va entraîner des mutations non létales chez certaines cellules pouvant donner naissance à un clone cellulaire anormal ayant des capacités de division non contrôlées et donc de prolifération.

Si de plus le système immunitaire est pris en défaut et n'élimine pas les cellules anormales, on peut avoir l'apparition d'un cancer [3].

I.4 Les grandeurs et les unités dosimétriques :

La dosimétrie est la discipline qui s'attache à mesurer les effets des rayonnements dans la matière, en particulier dans les tissus biologiques, son but est de les traduire en termes de grandeurs mesurables. Ces grandeurs sont dites grandeurs dosimétriques.

I.4.1 La fluence :

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

$$\Phi = dN / da \text{ (m}^{-2}\text{)} \quad \text{(I.4)}$$

Où : dN : est le nombre de particules pénétrant dans une sphère

da : est la surface du plan diamétral [14].

I.4.2 L'exposition :

C'est une grandeur qui quantifie, dans un milieu rempli d'air soumis à un flux de rayonnements ionisants X ou gamma, la charge électrique produite par les ions de même signe créés par unité de masse elle est donné par la relation.

$$X = \Delta Q / \Delta m \quad (\text{I.5})$$

ΔQ : Est la somme des charges électriques de tous les ions de même signe libérés dans cet élément de volume d'air.

Δm : Est la masse d'un élément de volume d'air soumis à un faisceau de rayons X ou gamma L'unité de l'exposition est le «Coulomb / kg» ou le «Roentgen », son symbole est: **R** [13].

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

I.4.3 Le kerma (Kinetic Energy Release in Material):

C'est une grandeur utilisée pour les particules électriquement neutres. Il peut être défini dans n'importe quel matériau. Pour les besoins de la métrologie le milieu de référence est l'air pour les photons donné par la relation :

$$K = dE_{tr} / dm \quad (\text{I.6})$$

Où est la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées générées par les particules électriquement neutres dans le volume de masse dm.

Le kerma est donc défini comme le rapport entre l'énergie transférée et la masse dm [14].

I.4.4 La dose absorbée **D** :

La dose absorbée **D** est la quantité d'énergie moyenne **dE** absorbée localement par un volume élémentaire de masse.

$$D = dE / dm \quad (\text{I.7})$$

Où : l'énergie moyenne impartie à la matière dans un volume de masse dm par le rayonnement ionisant.

Autrement dit, dE représente la somme des énergies cinétiques, de toutes les particules chargées secondaires, localement absorbées dans un volume de masse dm.

La dose absorbée s'exprime en Gray (**1 Gray = 1 J / kg**) [13].

I.4.5 Dose équivalente :

Différents types de rayonnement exercent différents effets sur les tissus.

Dans le but de tenir compte de ces différences, la dose absorbée est multipliée par un facteur de pondération des rayonnements.

Ce facteur dépend du type et de la quantité de rayonnement en jeu. Le résultat rayonnements. Ce facteur dépend du type et de la quantité de rayonnement en jeu.

Le résultat s'appelle la dose équivalente et s'exprime en sieverts (**Sv**).

$$H_T = \sum W_R D_{TR} \quad \text{(I.8)}$$

Où :

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

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

W_R : Facteur de pondération radiologique

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

[3]

Tableau (I.1) : Indique les valeurs usuelles du facteur W_R suivant la nature des rayonnements [3] :

Rayonnement	Facteur de qualité (W_R)
Photons	1
Electron	1
Neutrons $\epsilon < 10$ kev	5
Neutrons $10 \text{ kev} < \epsilon < 100 \text{ kev}$	10
Neutrons $100 \text{ kev} < \epsilon < 2 \text{ Mev}$	20
Neutrons $2 \text{ Mev} < \epsilon < 20 \text{ Mev}$	10
Neutrons $\epsilon > 20 \text{ kev}$	5
Protons	5
Alpha	20

I.4.6 La dose efficace :

Le rayonnement a une incidence différente sur chaque tissu et chaque organe. Afin de tenir compte des différences de sensibilité, on doit multiplier la dose équivalente par un facteur de pondération des tissus la dose efficace E pour un individu est donnée par :

$$E = \sum_T W_T H_T \quad \text{(I.9)}$$

Où : H_T est la dose équivalente dans un tissu ou un organe T [3].

Tableau (I.2) : représente les valeurs de facteurs de pondération pour les tissus et les organes [3].

Tissu ou organe	Facteurs de pondération (W_T)
Peau	0.01
Surface des os	0.01
Vessie	0.05
Thyroïde	0.05
Seins	0.05
Fois	0.05
Œsophage	0.05
Autres	0.05
Poumons	0.12
Estomac	0.12
Moelle osseuse	0.12
Colon	0.12
Gonades	0.20
Total	1

I.5 Les unités dosimétries :

I.5.1 Le röntgen :

Dose d'exposition dans l'air. Était autre fois utilisé en thérapeutique lorsque la dose était mesurée à partir de la dose dans l'air à l'entrée des faisceaux (à l'aide d'un dosimètre placé dans le faisceau ...) [14]. $1R = 2.58 \cdot 10^{-4} C \cdot Kg^{-1}$

I.5.2 Le rad :

Ancienne unité de dose absorbée dans le système CGS (centimètre, gramme seconde).

100 rads = 1 gray.

Le gray est devenu l'unité de référence à l'occasion de l'abandon du système CGS au profit du système MKS (mètre, kilogramme, seconde) [15].

I.5.3 Gray (Gy) :

Unité de dose absorbée correspondant à un joule par kilo gramme. L'ancienne unité de dose absorbée est le rad sachant qu'un gray vaut 100 rads [15].

$$1\text{gray (Gy)} = \text{Energie (joule)}/\text{masse(Kg)}$$

I.5.4 Sievert (Sv) :

Unité de dose équivalente, c'est-à-dire une dose corrigée de l'effet ionisant du rayonnement (pour les rayonnements X, β et γ , $1 Sv = 1Gy$).

Anciennement était utilisé le rem, sachant qu'un sievert équivaut à 100 rems **1 Sv=100 rems** [15].

I.6 Applications médicales des rayonnements ionisants :

Aujourd'hui, les rayonnements ionisants sont très utilisés en médecine, soit dans le traitement de cancers (radiothérapie, curiethérapie...), soit dans l'imagerie pour des diagnostics (utilisation des rayons X en radiologie, utilisation des rayons gamma en scintigraphie etc.) [16].

I.6.1 le parcours :

Suivant son énergie, la même particule peut être utilisée soit en radiothérapie, soit en imagerie.

L'effet de l'énergie apparaît directement dans le concept de parcours de la particule dans un milieu. Il s'agit de la longueur réelle de la trajectoire des rayonnements ionisants.

Elle est différente d'un rayonnement à l'autre.

Tableau (I.3) : Parcours du différent rayonnement [9].

	Air	Eau-tissu	Degrés d'ionisation
Alpha	10 cm	Quelques μm	Fortement Ionisante
Béta	1m	1mm	Modérément ionisante
X gamma	>100 m	Dizaine de centimètres	Faiblement ionisante
Neutron	>100 m	Dizaine de centimètres	Cas particulier

Le transfert d'énergie du rayonnement incident au milieu traversé dépend de :

- La nature de ce rayonnement
- Son énergie
- La nature de la matière traversée

Ces interactions dépendent de propriétés liées à :

- **La particule** : charge Z, masse (m) et vitesse (v)
- **La matière** : numéro atomique A [9].

D'après le tableau (I.3), et les caractéristiques de ces rayonnements.

Les particules majoritairement utilisées sont soit des **photons**, soit des **électrons**.

L'intérêt de ces rayonnements ionisants dans les applications médicale (**radiothérapie, l'imagerie**), réside dans ces points :

- Pénétration importante
- Parcours de quelques centaines de mètres dans l'air
- Traverse les vêtements et le corps
- Arrêté ou atténué par des écrans protecteurs (épaisseurs de béton, d'acier ou de plomb)
- Déposer de l'énergie le long de leur parcours [3].

I.6.2 Diagnostic :

Dans ce cas, le praticien recherche une information anatomique ou métabolique d'un tissu ou d'un organe et les rayonnements ionisants vont lui permettre d'obtenir une image de ce tissu ou de cet organe.

Deux méthodes d'imagerie mettant en œuvre des de ce tissu ou de cet organe.

Deux méthodes d'imagerie mettant en œuvre des rayonnements ionisants coexistent, chacune ayant des indications particulières : la radiologie et la scintigraphie avec les actes dits interventionnels, l'imagerie permet également d'accomplir des gestes thérapeutiques précis [3].

I.6.3 Thérapie :

Les particules majoritairement utilisées en radiothérapie sont soit des photons de haute énergie, soit des électrons de haute énergie également.

Les électrons étant des particules massiques et chargées, elles délivrent de la dose dès les premiers millimètres de tissus traversés. Ils sont donc idéals pour la curiethérapie ou pour la radiothérapie externe lorsque l'objectif est de traiter des tumeurs qui démarrent dès la peau ou encore en radiothérapie peropératoire. A l'opposé, les photons n'ayant ni une masse ni une charge traversent beaucoup plus facilement la matière. Par conséquent on les utilise pour traiter des tumeurs profondes [3].

Chapitre II :
Généralités sur la
radiothérapie

Introduction :

La radiothérapie est une technique médicale qui utilise les rayonnements ionisants pour détruire des cellules, principalement les cellules cancéreuses (les cellules cancéreuses étant tout de même plus sensibles aux rayonnements que les cellules saines, c'est le fondement de l'utilisation de ces derniers dans le traitement des tumeurs). Son objectif est de délivrer de la manière la plus précise possible la dose de rayonnement prescrite au volume de la tumeur, en épargnant au mieux les tissus sains avoisinants. Plus de la moitié des patients atteints d'un cancer sont traités par radiothérapie à une étape de leur parcours de soin.

II.1 Historique :

La radiothérapie est née avec la découverte des rayons X par W. Röntgen en 1895 et des rayonnements émis par le radium par Marie Curie en 1898.

Les médecins qui avaient accès à ces découvertes ont très vite observé que les rayonnements X et gamma produisaient des effets sur les tissus vivants et, en particulier, avaient la propriété de faire régresser les tumeurs cancéreuses et, dans certains cas, de les stériliser. C'était le début de la radiothérapie [19].

II.2 Les type de radiothérapie :

On distingue deux types de radiothérapie : **la radiothérapie externe, la curiethérapie** [9]

II.2.1 la radiothérapie externe :

Les rayons sont émis en faisceau par une machine appelée l'accélérateur linéaire, Ces particules traversent les tissus en y déposant de l'énergie, La multiplication des faisceaux d'irradiation permet de concentrer l'énergie dans la tumeur et de ne pas irradier à haute dose les tissus sains traversés. Elle est dite transcutanée car les rayons traversant la peau pour atteindre la tumeur. De son nom télé, (télé radiothérapie) la source d'énergie est placée à distance du volume à irradier. Généralement on utilise un faisceau de particules ionisantes, qui peuvent être des photons (rayonnement X) ou γ [2].

II.2.2 la curiethérapie :

La curiethérapie consiste en l'utilisation d'isotopes radioactifs scellés pour le traitement de tumeur. Ces isotopes peuvent être insérés directement dans les tissus sous forme de grains (la prostate ou des seins), positionnés dans des aiguilles insérées dans le tissu (curiethérapie interstitielle) insérés à l'aide d'applicateurs dans une cavité naturelle du corps (gynécologie, rectum, œsophage, bronche).

Le principe général est, tout comme pour la radiothérapie externe, d'administrer une dose élevée de radiation à la cible tumorale tout en protégeant les organes ou tissus sains par une diminution [20].

II.3. Parcours d'un patient sujet à un traitement par radiothérapie externe :

La radiothérapie (externe ou interne) repose sur un travail d'équipe comprenant : l'oncologue radiothérapeute, le physicien, le manipulateur. L'objectif est de déterminer les doses qu'il faudra faire parvenir à la tumeur et garantir les conditions pratiques nécessaires à cette opération. Afin de réaliser un traitement dans son ensemble, de nombreuses étapes sont nécessaires:

II.3.1.Consultation :

La consultation constitue le premier contact entre le radiothérapeute et le patient, c'est le moment privilégié pour informer celui-ci des différentes orientations thérapeutiques proposées, des bénéfices attendus, des effets secondaires possibles et des risques thérapeutiques que ces traitements comportent. Il est important d'adapter les explications au patient et de veiller à sa compréhension afin d'apporter une information loyale, claire et appropriée pour que le patient donne un consentement éclairé à la mise en route du traitement.

La consultation a pour but de confirmer avec des examens d'imagerie médicale l'existence de la présence d'une ou plusieurs tumeurs [21].

II.3.2 Simulation :

A partir des images 2D qui sont produites par le scanner dosimétrique. Le médecin radiothérapeute fait une simulation 3D par le TPS grâce à des algorithmes qui permettent la reconstruction des images 2D à une simulation 3D de la tumeur et les organes avoisinants. Elle se déroule entre 2 et 7 jours [21].

II.3.3. Le Système de Planification des Traitements ou (TPS) :

Le système de planification de traitement (Treatment Planning System ou TPS) est un système informatique utilisé pour simuler, calculer et optimiser le traitement en radiothérapie pour traiter des cancers.

Le système de planification de traitement nous permet de déterminer la distribution de dose dans la tumeur et les organes avoisinants. Pour ces derniers la condition est qu'ils reçoivent un minimum de dose. Les logiciels de TPS intègrent des algorithmes de calcul de la distribution de dose qui font appel au package de mesure intégrés lors du Commissioning, des outils de traitements des images médicales et de contourage de tumeur pour définir les volumes cibles [11].

II.3.3.1 Définitions anatomiques (optimisation géométrique) :

Dans cette étape le médecin commence la définition et la délimitation des contours correspondant aux structures saines et critiques, les volumes tumoraux et leurs expansions sont en 3D pour tenir compte des mouvements internes et externes du patient. Les incertitudes de

contourage sont prises en compte dans le repositionnement de patient à chaque séance de traitement [11].

1. Définition des volumes cibles :

L'ICRU (International Commission on Radiation Units), a recommandé un dialogue communs dans le but de faciliter la communication des travaux scientifiques (130, 131), la planification d'une irradiation est reposée sur la détermination de plusieurs volumes à traiter identifiant chacun un principe clinique ou physique [11].

- **Le volume tumoral GTV (Gross Tumor Volume)** : est le volume palpable, visible. L'ensemble du GTV doit recevoir une dose thérapeutique radicale
- **Le volume clinique ou CTV (Clinical Target Volume)** : c'est un volume de tissu qui contient le(s) GTV et/ou des tissus avec une probabilité tumorale non nulle. Le CTV est basée sur la probabilité de présence de cellules tumorales en dehors du GTV et demande une interprétation et un jugement de la part du radiothérapeute [11].
- **Le volume planifié ou PTV (Planning Target Volume)** : Correspond au volume clinique augmenté d'une marge de sécurité. 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 [11].
- **Volume irradié ITV (Irradiated Volume)** : Découle également de la balistique, il correspond au volume recevant une certaine proportion de la dose prescrite (par exemple 50%), suffisante pour être prise en compte par rapport à la tolérance des tissus traversés [11].

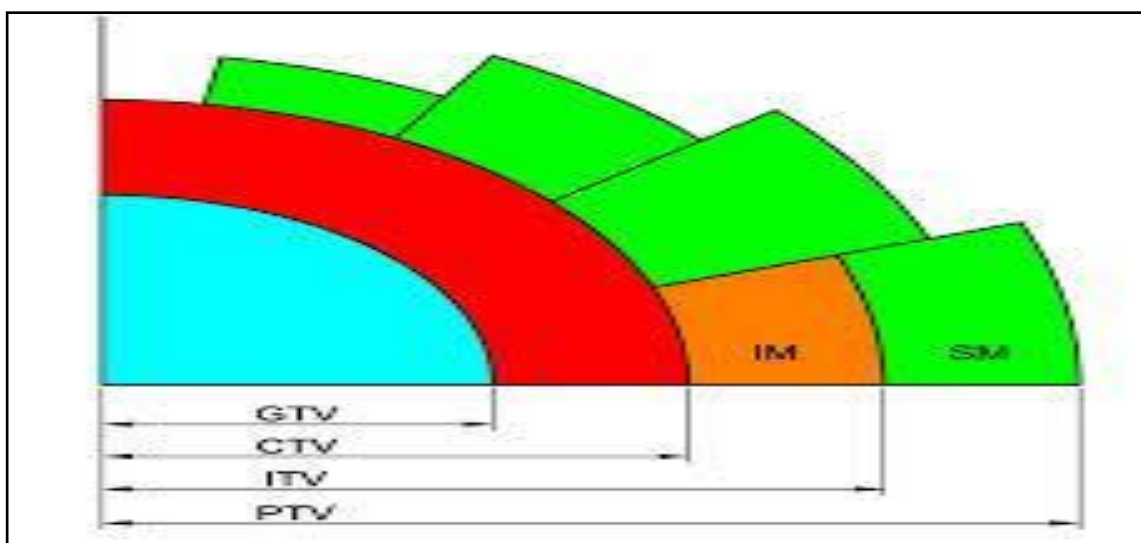


Figure (II.1) : Représentation schématiques des volumes cibles [11].

2. Les organes à risques

Ils sont situés à proximité du volume traité, ils seront identifiés et si possible exclus du volume irradié ; ils seront l'objet d'un traçage par le médecin [11].

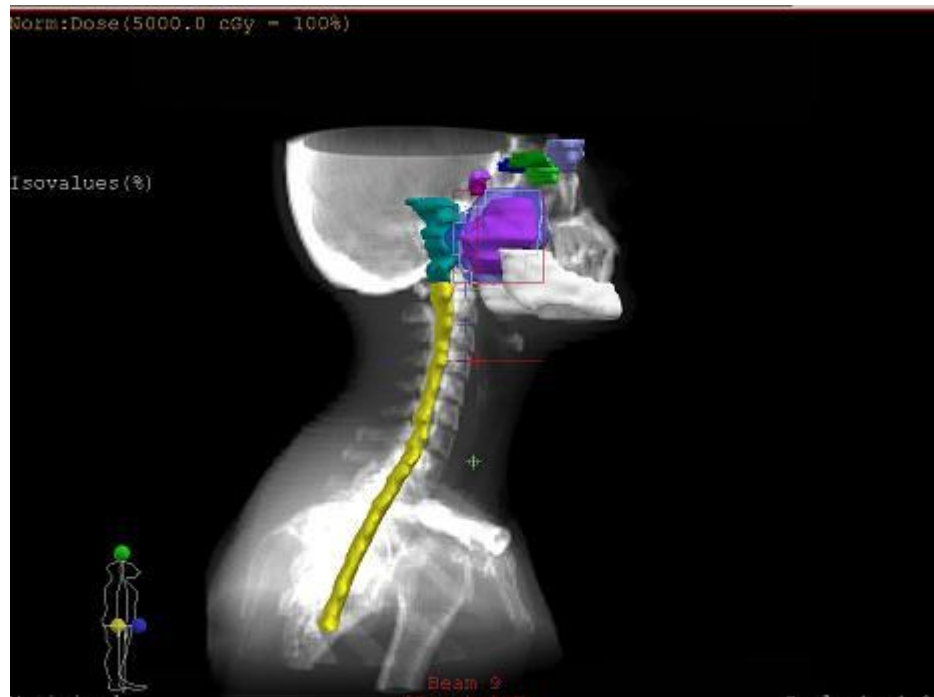


Figure (II.2) : Contourage des OARs [11]

II.3.4 Planification et approbation du traitement (la dosimétrie) :

Les physiciens déterminent les propriétés des faisceaux (énergie, nombre, dosimétrie des Contourage, incidence ...) pour chaque balistique de traitement, et aussi détermine les champs aux structures à irradier et les angles d'émission des faisceaux. Avec le développement des appareils de traitement les physiciens peuvent conformer les champs aux structures à irradier au moyen des caches et collimateurs mutilâmes, utilisent des modificateurs de faisceaux (bolus, filtre en coin) et déterminent la pondération de chaque faisceau [11].

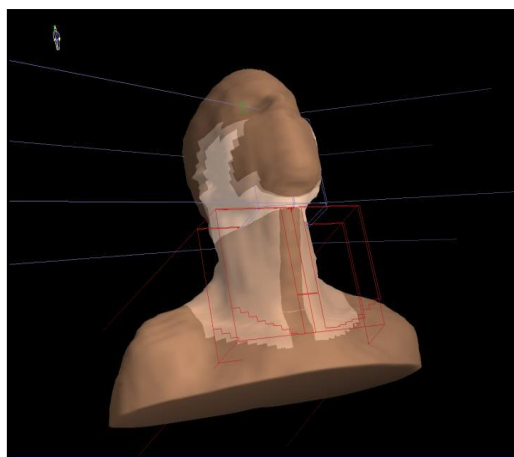


Figure (II.3) : détermination du faisceau [11].

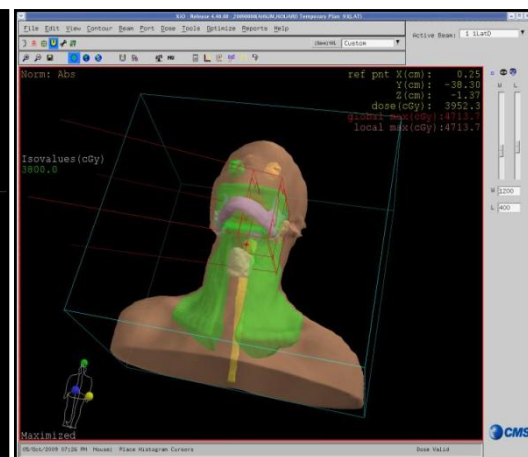


Figure (II.4) : calcul de dose [11].

II.3.4.1 Evaluation du plan de traitement (optimisation dosimétrique) :

Les calculs dosimétrique s'affichent en 2-D et en 3-D pour l'analyse visuelle des distributions de dose. Avec les moyens d'histogrammes dose-volume (représentation graphique du pourcentage de volume irradié en fonction de la dose délivrée) on peut optimiser les doses délivrées pour répondre aux objectifs cliniques [24].

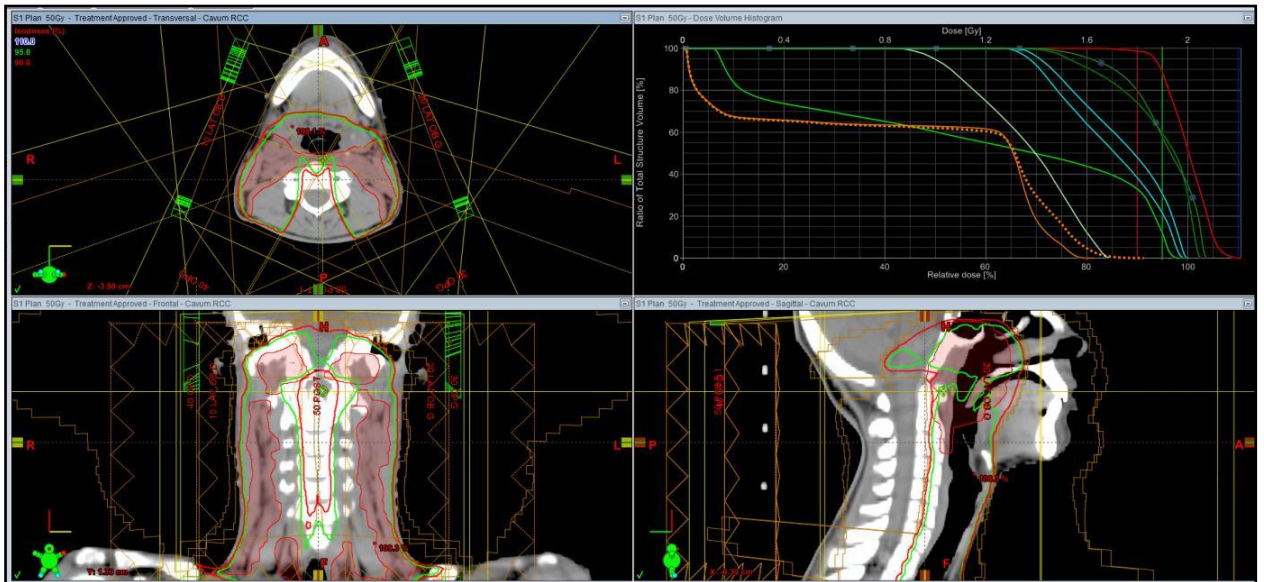


Figure (II.5): Calcul et optimisation du traitement Mise en application du plan de traitement (optimisation dosimétrique) [11].

Après les calculs dosimétriques les Unités Moniteur (temps de traitement par faisceau) sont déterminés. La Vérification et validation du plan de traitement se fait par un physicien Médical qualifiée d'une part et un médecin radiothérapeute d'une autre part. A l'aide d'un système d'enregistrement et de vérification des traitements, les plans sont transférés vers l'appareil de traitement [24].

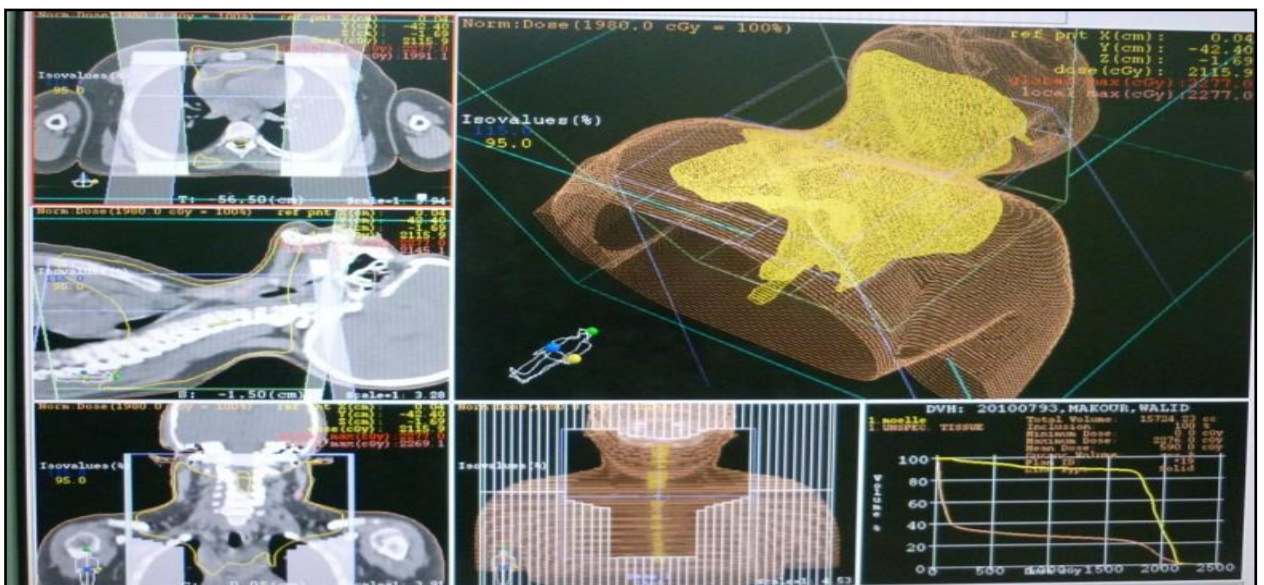


Figure (II.6) : Optimisation du traitement [11].

II.3.5 Le traitement en pratique :

Un traitement par radiothérapie nécessite plusieurs séances Généralement, une séance par jour, sur une durée de quatre à cinq jours, et ceci durant plusieurs semaines. Cette organisation peut être modifiée selon l'état général et la région à traiter dans certains cas, notamment pour éviter une fatigue excessive liée aux déplacements, il arrive que le nombre de séances soit réduit (une à trois séances par semaine le premier jour de la radiothérapie, il y a une vérification du positionnement du patient sur l'appareil de traitement. Des images de contrôle sont réalisées pendant le traitement pour vérifier qu'il est conforme à ce qui était prévu. Le temps d'irradiation est de courte durée de l'ordre de quelques minutes [24].

a) mise en place (imagerie portale) :

La contention du patient : réalisation de moules thermoformés coordonnés de table (ou coques sous vide) pour immobiliser le patient dans la même position comme le jour de simulation.

-Le repositionnement du patient sous l'appareil : est fait à partir des lasers dans la salle de traitement dont les traits sont alignés sur des points tracés sur le masque du patient ou la peau, qui permet de contrôler que la balistique choisie est compatible avec le patient [25].

-Patient seul dans la salle dont les murs et la porte sont épais et plombés, surveillance audio/vidéo pendant l'irradiation.

-Le bras de l'accélérateur va tourner plusieurs fois pour atteindre les angles d'irradiation désirés.

-Un contrôle radiologique de la zone irradiée peut être effectué par une imagerie portale (on utilise du faisceau X incident) [26].

L'imagerie portale(IP) permet donc d'obtenir : De manière très rapide, l'image d'un champ d'irradiation avant la séance de traitement, ce qui donne la possibilité d'intervenir en corrigeant la mise en place [26].



Figure (II.7) : L'imager portable [CAC-CHU Constantine]

II.3.6 Le suivi médical :

Le suivi est une surveillance à court et à long terme, régulière et adaptée, permet de vérifier l'efficacité de la radiothérapie et de prendre en charge d'éventuels effets secondaires. Le rythme de la surveillance varie selon le type de cancer. S'achant que tout les procédures de la planification de traitement basées sur l'image donc quel est l'organe de ces images [26].

II.4 Acquisition des images diagnostiques :

L'imagerie médicale est indispensable pour l'acquisition des données anatomiques et pour apprécier les limites géométriques des volumes tumoraux et leur rapport avec les organes voisins.

Les techniques d'imagerie sont multiples, dont les plus utilisées sont :

- La radiologie conventionnelle ou de simulateur-scanographe.
- La scanographie.
- L'échographie.
- L'I.R.M.
- La tomographie par émission de positons (TEP).

II.5 Les techniques de la radiothérapie :

Ces techniques sont succinctement présentées ici dans le but de monter leur dépendance étroite de l'imagerie médicale. Dans la radiothérapie, il existe plusieurs techniques d'irradiation qui sont :

II.5.1. 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 [35].

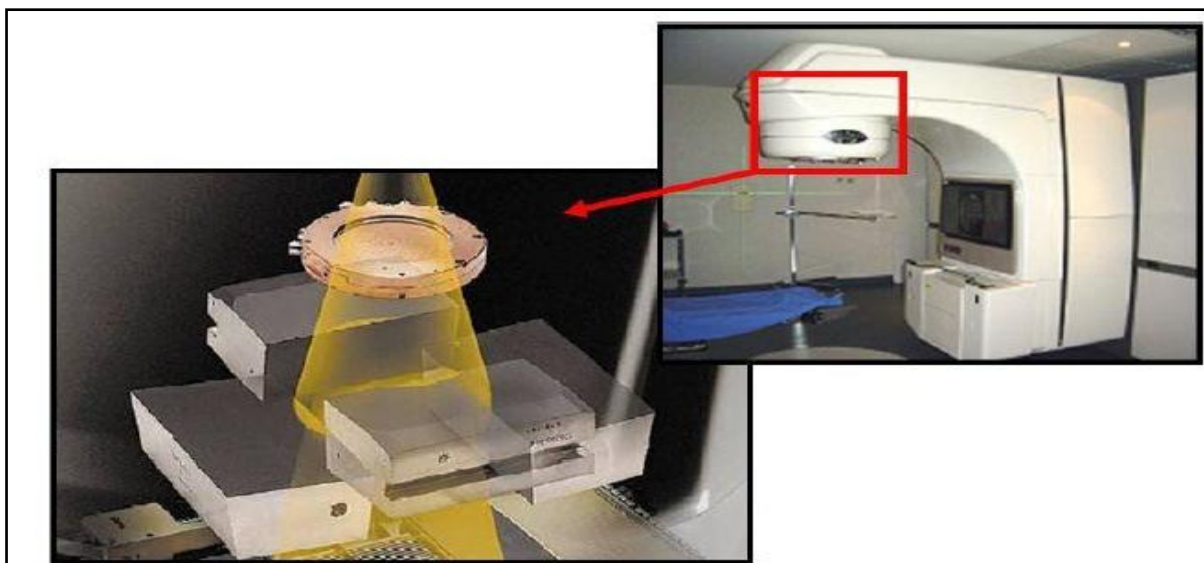


Figure (II.8) : Accélérateur linéaire conventionnel équipé de mâchoires délimitant un champ rectangulaire [35].

II.5.2 Radiothérapie conformationnelle :

La radiothérapie conformationnelle en 3D est une technique basée sur les données d'imagerie de scanner avec une reconstruction des lésions en 3D afin de préciser au mieux le volume tumoral. Elle utilise plusieurs faisceaux uniformes en intensité dont la forme va se conformer le volume cible tumorale à traiter en prenant en considération les marges de sécurité et ainsi assurer une meilleure protection des tissus sains avoisinants [36].

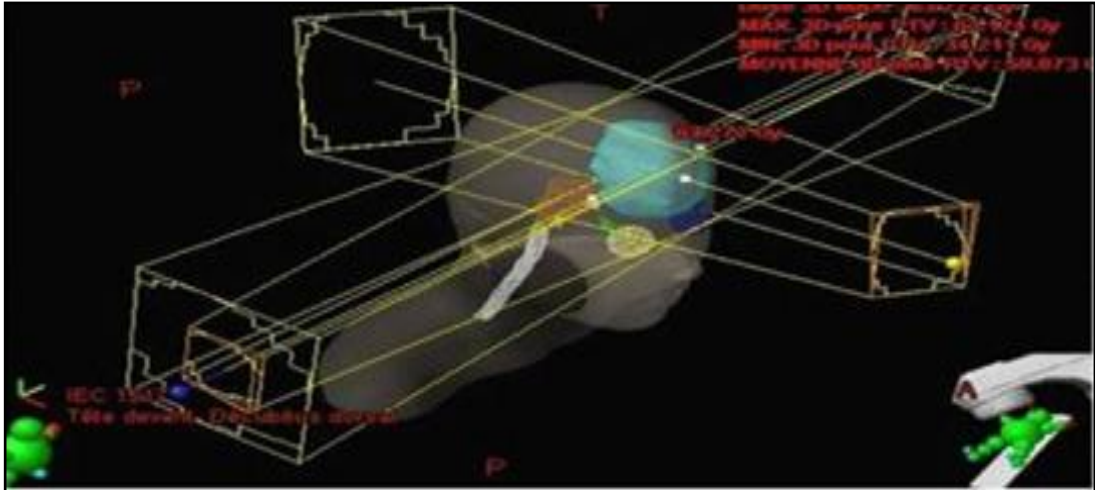


Figure (II.9) : Exemple de la Radiothérapie conformationnelle 3D dans les tumeurs cérébrales [35].

II.5.3 Radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité(RCMI) :

Dans cette technique de radiothérapie externe, l'intensité du flux de rayons est adaptée de manière ciblée à l'intérieur de chaque champ pour améliorer la répartition de la dose à délivrer. Les différentes zones de la tumeur sont donc irradiées avec une intensité variable selon différents angles. Ce système permet d'augmenter l'efficacité du traitement dans la zone tumorale tout en minimisant les effets secondaires [36].



Figure (II.10) : Exemple d'IMRT [36].

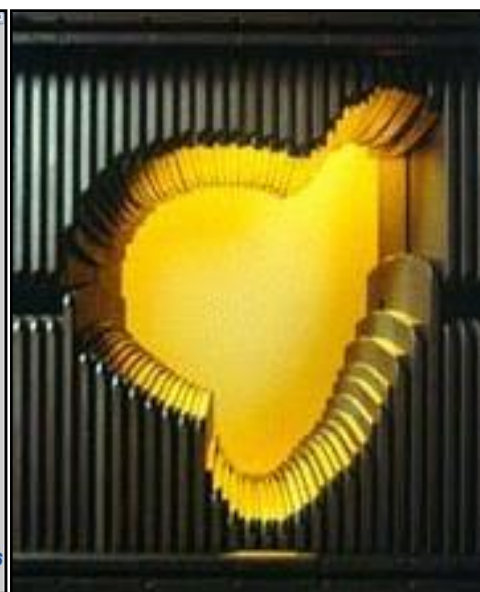


Figure (II.11): Collimateur multi lames [36]

II.5.4 Radiothérapie stéréotaxique ou SBRT :

La radiothérapie stéréotaxique est une technique de haute précision basée sur le repérage en trois dimensions de la zone à irradier et l'utilisation de mini-faisceaux convergents. Les coordonnées sont définies dans l'espace des différentes structures à irradier par rapport à un cadre fixé à la boîte crânienne. Avec une précision de l'ordre d'un millimètre, elle permet de faire converger de fins faisceaux de photons ou de protons au centre de la lésion, pour délivrer une forte dose de rayonnements tout en épargnant les tissus sains environnants [35].



Figure (II.12) : Représentation en 3D du système SBRT TM [35].

II.5.5 Tomothérapie :

C'est une technique qui repose sur le couplage d'un tomodensitomètre et un accélérateur linéaire miniaturisé qui tourne autour du patient en spirale pendant que la table se déplace longitudinalement. L'appareil de la tomothérapie est capable de faire varier son ouverture au cours de l'irradiation permettant une radiothérapie avec modulation d'intensité [36].

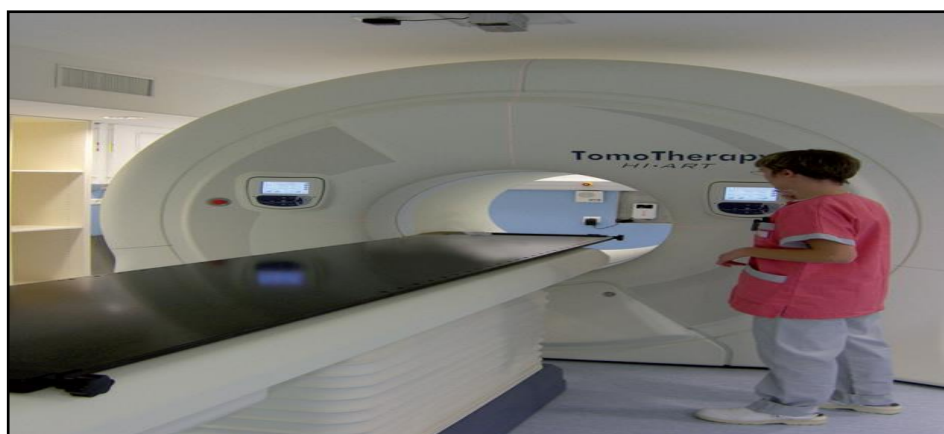


Figure (II.13) : Machine de tomothérapie [36]

II.5.6. VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) ou Rapid Arc :

Cette technique utilise la combinaison simultanée d'un mouvement continu des lames du collimateur et d'une variation du débit de dose, par le changement de la vitesse de rotation du bras d'accélérateur, pendant l'irradiation elle synthèse les dernières évolutions techniques de la

radiothérapie. Avec des angles de faisceaux fixes, du fait d'une répartition de dose plus satisfaisante et d'une durée de séance plus courte [35].

II.5.7 Proton thérapie :

Dans certains cas bien spécifiques, notamment lors de tumeurs profondes situées à proximité d'organes sensibles. Un proton thérapie est le choix meilleur. Les protons sont accélérés jusqu'à ce qu'ils atteignent une certaine énergie, qui définit aussi une certaine distance de pénétration [35].

Chapitre III : Les techniques d'imagerie médicale

Introduction:

L'imagerie médicale est l'ensemble des techniques permettant la visualisation d'une partie du corps humain ou d'un organe, dans l'objectif de réaliser un diagnostic, de guider un geste thérapeutique, ou de suivre à moyen terme les résultats d'un traitement. Elle a commencé véritablement en 1895, avec la découverte des rayons X par le physicien allemand Wilhelm Röntgen.

Le but de l'imagerie médicale est de créer une représentation visuelle intelligible d'une information à caractère médical. L'image obtenue peut être traitée informatiquement pour obtenir :

- Une reconstruction tridimensionnelle d'un organe ou un tissu.
- Un film ou une animation montrant l'évolution ou les mouvements d'un organe au cours du temps.
- Une image quantitative qui représenté les valeurs mesurées pour certains paramètres biologiques dans un volume donné.

Suivant les techniques utilisées, les examens radio diagnostiques permettent d'obtenir des informations sur l'anatomie (structure) des organes (leur taille, leur volume, leur localisation...) ou sur leur fonctionnement (leur physiologie, leur métabolisme...). Parmi les méthodes d'imagerie structurelles les plus couramment employées en médecine, on peut citer les méthodes tomographiques basées soit sur les rayons X (**radiologie conventionnelle, tomодensitométrie**), soit sur la résonance magnétique (**IRM**), les méthodes qui utilisent les ultra-sons (**échographie**). Les méthodes d'imagerie fonctionnelles sont aussi très variées. Elles regroupent les techniques de médecine nucléaire (**TEP, la scintigraphie**) basés sur l'émission de rayons gamma par des traceurs radioactifs qui, après injection, se concentrent dans les régions d'intérêts.

III.1 Techniques d'imagerie médicale :

III.1.1 Imagerie par rayons X :

L'importance de la radiographie et désormais de la tomographie RX au sein des techniques modernes d'imagerie médicale, fortement utilisées en orthopédie et traumatologie, nous conduit à aborder un peu plus en détail le rayonnement X avant de préciser son application en radiographie puis en tomographie RX proprement dite. Les rayons X découverts par **Wilhelm Conrad RÖNTGEN** en 1895 [27].



Figure (III.1) : Le physicien allemand Wilhelm Röntgen [27].

- **Les rayons X:**

Sont des photons émis lorsqu'un faisceau d'électrons accélérés percute une cible matérielle. Le tube de Coolidge (1916) est, par exemple, un dispositif classique assurant l'émission, l'accélération et le guidage des électrons **figure (III.2)**. En atteignant la cible, ces électrons peuvent alors percuter un électron d'un atome de la dite cible (rayonnement de fluorescence), **figure (III.3)** ou être seulement déviés par le noyau de cet atome (rayonnement de freinage ou Bremsstrahlung), **figure (III.4)**. Je l'ai mentionné dans le premier chapitre.

Dans les deux cas, l'énergie perdue par l'électron conduit à l'émission d'un photon RX. Ces rayonnements électromagnétiques sont de même nature que les ondes de la lumière (fréquence 10^{16} à 10^{20} Hz) mais plus énergétiques (20 à 150 KeV). Ils pénètrent facilement la « matière molle » (matière solide peu dense, constituée d'éléments légers) alors qu'ils sont facilement absorbés par la « matière dure » (matière solide dense, constituée d'éléments lourds) [27].

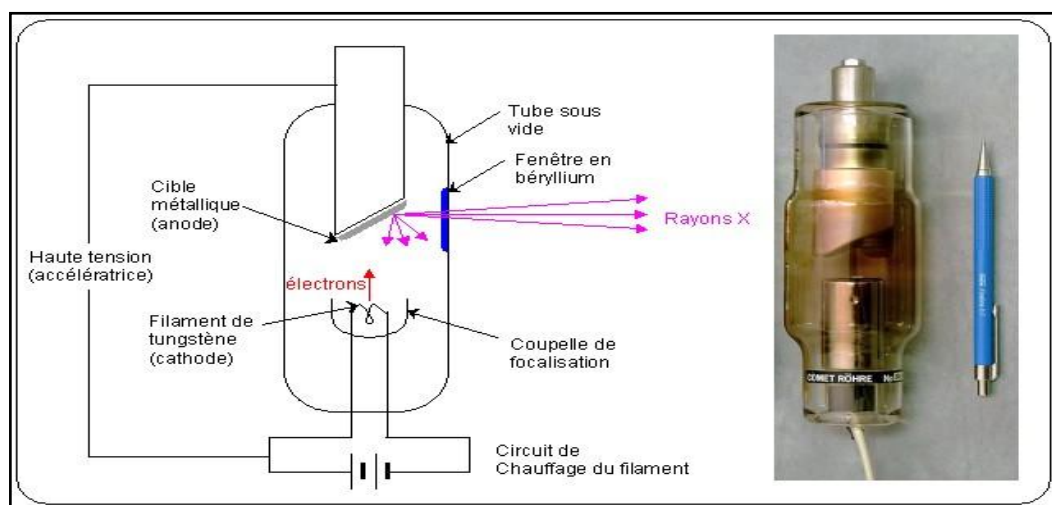


Figure (III.2) : Dispositif de production des rayons X (tube de Coolidge) [27]

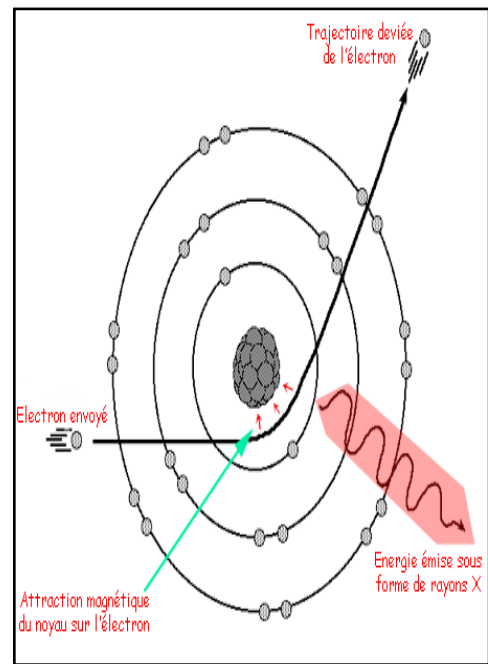
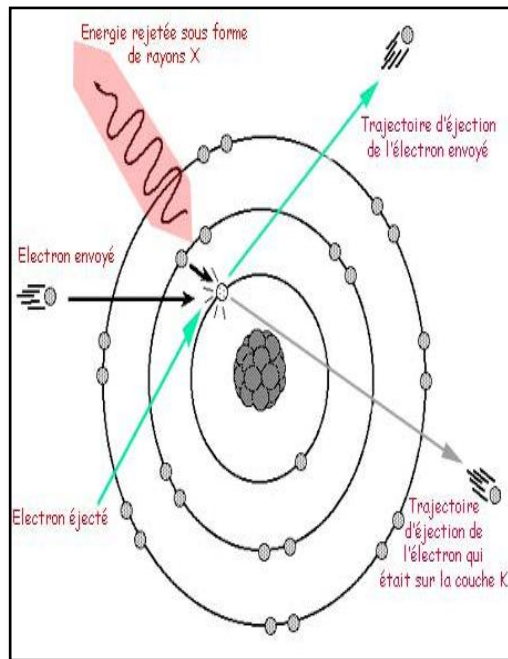


Figure (III.3) :Rayonnement de fluorescence[27].

Figure (III.4) : Rayonnement de freinage [27].

Principe de l'émission RX

III.1.1.1 La radiologie ou radiographie RX :

La propriété des rayons X de traverser la matière tout en étant absorbés par celle-ci selon sa densité est exploitée pour la radiographie du corps humain. Ainsi, en radiographie traditionnelle, les rayons résiduels qui auront traversé le corps provoqueront le noircissement d'un film argentique placé à l'opposé du patient **Figure (III.6)** . Une structure « aérée » comme celle des poumons et qui aura donc moins absorbé les photons paraîtra noire et, paradoxalement, les zones sombres sont appelées clartés. À l'inverse, une structure dense comme les os paraîtra blanche, les rayons X ayant été absorbés en grande partie ; les zones blanches sont appelées opacités (elles correspondent à des zones radio-opaques, c'est-à-dire peu ou pas traversées par le faisceau X).

Il est possible d'opacifier des structures creuses que l'on veut radiographier (appareil digestif, articulation, etc.) en injectant un produit de contraste, opaque aux rayons X, tel que l'iode ou le baryum. Le temps d'acquisition d'une radiographie standard est de 0,02 à 3 s pour une résolution de 0,1 mm. Les films radiographiques argentiques (« cassettes ») sont de plus en plus remplacés par des détecteurs électroniques dont les différents points, stimulés ou non par les rayons résiduels, permettent une numérisation et donc un traitement informatique des images obtenues en radiographie [27].



Figure (III.5) : Équipements radiographiques [27].

Le caractère ionisant des RX ne permet pas de multiplier les radiographies d'un patient. Cette technique est aussi dangereuse et inappropriée pour certains d'entre eux, les femmes enceintes par exemple. Par ailleurs, comme le caricature la **Figure (III.6)**, l'image radiographique obtenue est une projection conique (dont le sommet est le foyer du générateur de RX). Les éléments anatomiques peuvent être ainsi superposés, légèrement agrandis et déformés et la taille sur le film plus grande qu'en réalité. Ces aspects, limite d'utilisation et limite de représentation, sont, naturellement, à prendre en compte dans le diagnostic [27].

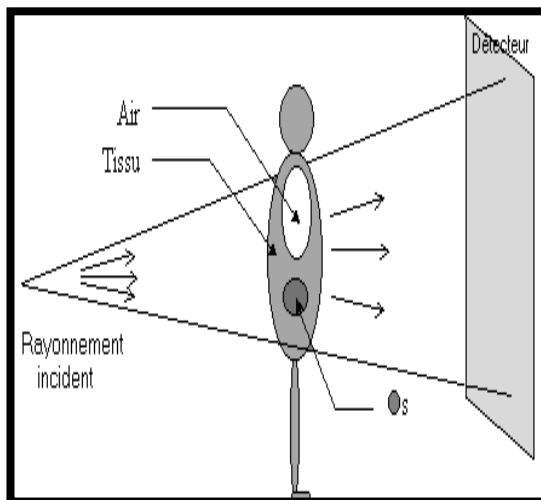


Figure (III.6) : Radiographie RX [27]. **Figure (III.7):** exemple clichés : thorax [27].

III.1.1.2 Le Scanner:

III.1.1.2.1 Définition du Scanner :

Le scanner, également appelé tomographie axial assisté par ordinateur (TAO), est un dispositif de radiographie associant rayons X et traitement informatique, permettant d'obtenir une image des plans de coupe d'un objet, en particulier du corps humain, par des mesures de

densité. Inventé par le Britannique Godfrey Hounsfield dans les années 1970, le scanographe, appelé également Scanner en raison de l'analyse par balayage qu'il effectue (de l'anglais scanning), reconstitue l'image du corps en mesurant la densité des rayonnements X à travers le corps humain sous différents angles (tomodensitométrie) **figure (III.8) [28]**.



Figure (III.8) :Le Scanner RX [29].

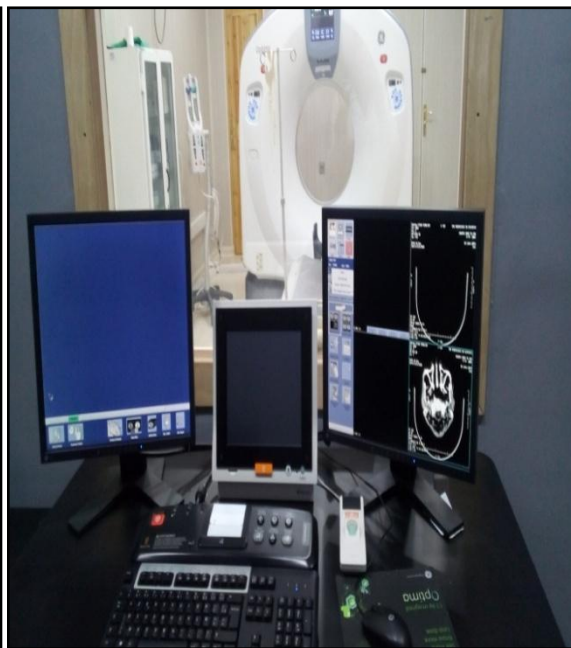


Figure (III.9) : salle d'acquisition [29].

La tomodensitométrie (**TDM**) repose sur deux propriétés essentielles :

1. La mesure de la densité radiologique des volumes élémentaires d'une coupe à partir de l'absorption d'un faisceau de rayons X, ce qui permet d'accroître la résolution en densité de l'image d'une coupe de corps d'un facteur 100 par rapport à ce qu'elle est en radiologie conventionnelle.
2. La reconstitution d'une image en coupe du corps humain à partir des différentes projections transversales obtenue par le système constituant l'appareillage [30].

III.1.1.2.2 Les composant de scanner :

Le scanner est constitué:

- 1- **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
- 2- **Un tube à rayon X** qui permet l'émission d'un faisceau de photons
- 3- **Un collimateur primaire** (à la sortie du tube à rayon X pour définir la largeur de la coupe)
- 4- **Un collimateur spécifique**, à l'entrée du détecteur, pour réduire le rayonnement diffus
- 5- **Un détecteur** qui permet de convertir les rayons X [10].

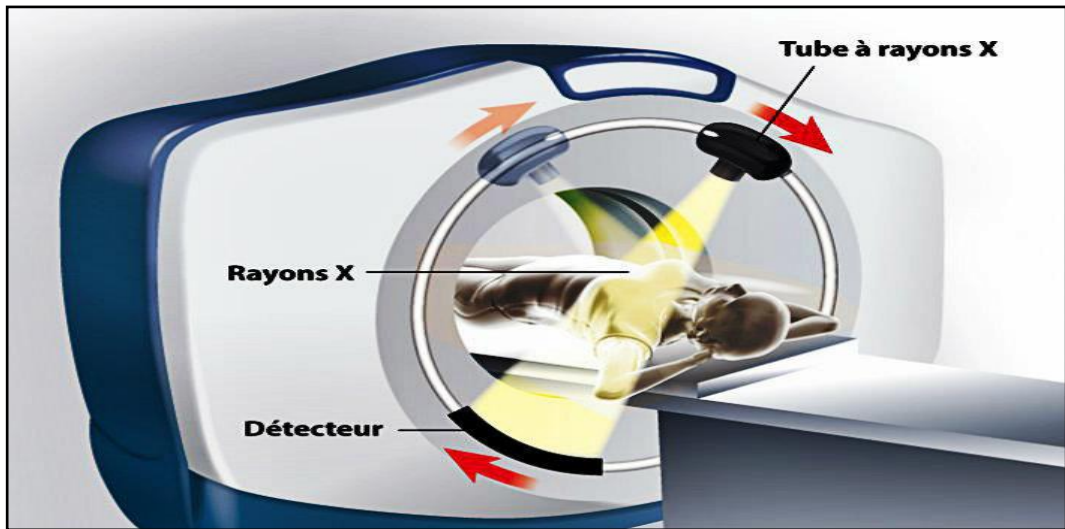


Figure (III.10) : Les principes composant de scanner [10].

III.1.1.2.3 Principe fondamental de fonctionnement d'un scanner :

Lorsqu'un faisceau de rayons X rencontre de la matière, on observe une diminution de son intensité, due à la réduction du nombre de photon. Une partie de l'énergie perdue lors du processus est absorbée (E_a), tandis qu'une autre est diffusée et sort du matériau dans des directions différentes de celle du faisceau incident (E_d). L'explication de ce phénomène se trouve dans l'étude des interactions des photons avec les électrons qu'ils rencontrent. La loi qui donne l'atténuation des rayons X est une loi exponentielle ; cette intensité décroît avec l'épaisseur du milieu traversé :

$$I = I_0 \exp(-\int \mu(x) dx)$$

Avec :

I_0 : Le flux incident de rayons X pénétrant suivant l'axe x d'un milieu hétérogène ;

$\mu(x)$: le coefficient d'atténuation ;

I : Le flux émergent [30].

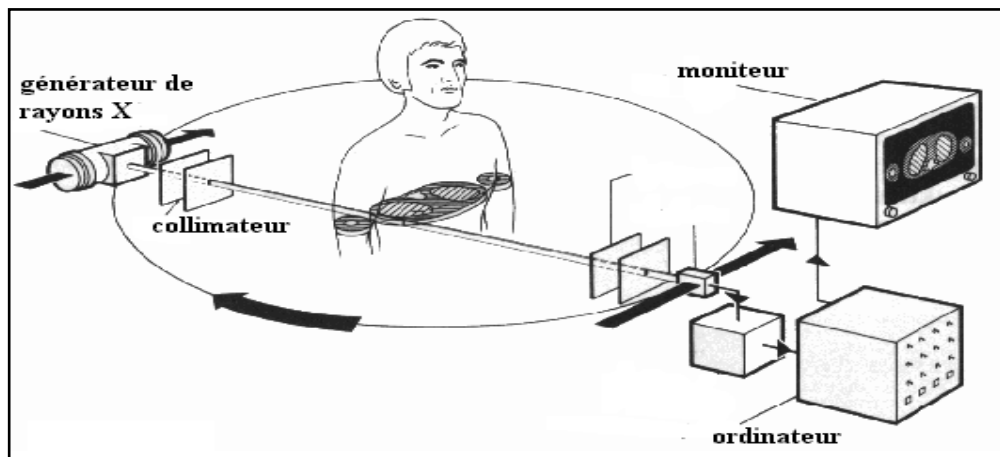


Figure (III.11): Principe de fonctionnement d'un Scanner [30].

III.1.2 Echographie :

Cette techniques n'utilisent pas des rayonnements ionisants, mais leur champ d'application est très vaste soit dans l'application diagnostique médicale, soit dans dans les application de la radiothérapie.

III.1.2.1 Les ondes sonores:

Les ondes sonores servent à la formation de l'image de l'échographie. Plus les tissus observés du patient sont résistants, plus la vitesse de propagation des ondes sonores est importante. Une onde sonore est une oscillation du milieu matériel de son choix dans lequel elle veut se répandre. Chaque vibration émise est périodique, c'est-à-dire à intervalles réguliers. Elle communique aux ondes voisines l'idée de se remuer de la même façon. Chaque onde est caractérisée par une amplitude, une longueur d'onde, une période et elle est composée de crêtes [31].

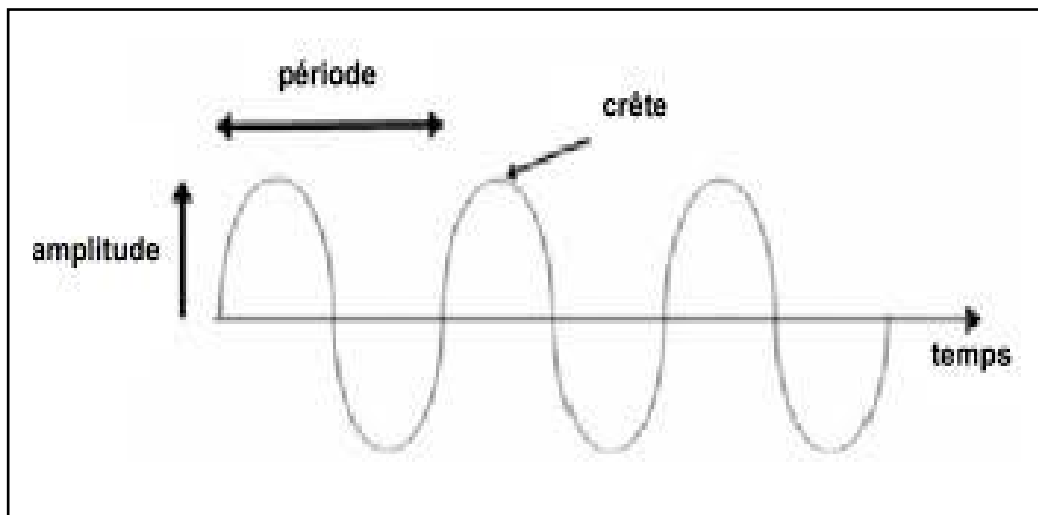


Figure (III.12) : Image représente les onde sonore [31].

Lorsqu'une onde sonore tombe sur un obstacle, un fragment de celle-ci est transféré et le restant est réfléchi.

C'est ce qu'on appelle l'écho. Lors de cette technique médicale, un faisceau d'ultrason est envoyé dans le corps d'un patient. Par la suite, les médecins évaluent l'amplitude des ondes ayant été réfléchies par les différents tissus du corps humain. Les tissus les plus compacts tels que les os réfléchissent beaucoup plus les ultrasons comparés aux liquides dans corps, par exemple, qui, eux, réfléchissent à peine. Pour cette raison, les liquides apparaissent noirs à l'écran, les tissus du corps humains, les liquides apparaissent noirs à l'écran, les tissus du corps humains, eux, s'affichent gris et les os s'affichent blancs. Un traitement informatique des résultats obtenus nous permet de recréer une image des organes du corps ayant été examinés.

C'est grâce à la réflexion de ces ondes sonores et à la création de l'image que les médecins peuvent constater si le patient a des complications ou non [31].

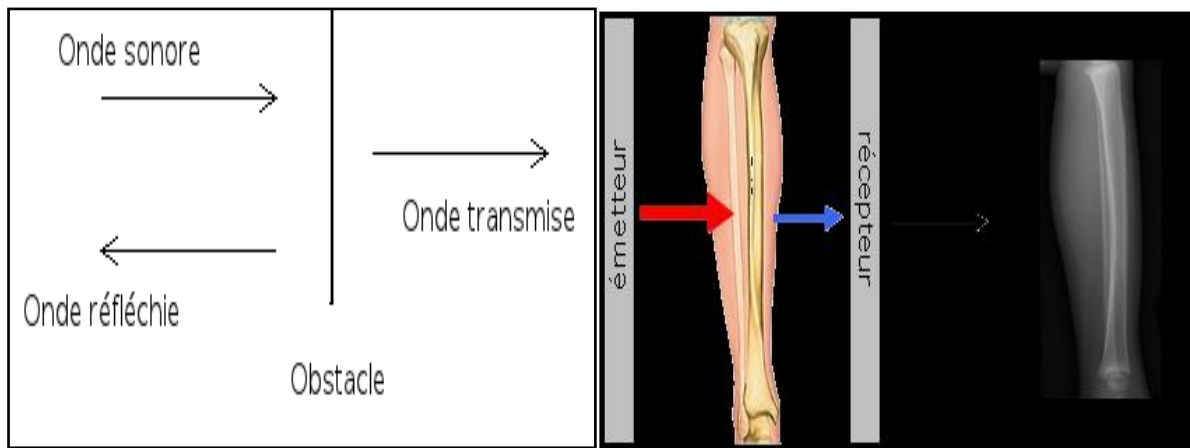


Figure (III.1) : Le phénomène de la réflexion [31].

III.1.2.2 Un peu d'histoire:

C'est en 1951 que deux Anglais : **J.J Wild** (docteur) et **J. Reid** (électronicien) ont trouvé une première utilisation médicale aux ultrasons. Leur but premier était de pouvoir admirer l'intérieur d'un corps humain. Ces découvertes ont donné naissance au système de détection anti sous-marin, se produisant dans le temps des deux guerres mondiales. Dans les années 60, les ultrasons étaient testés dans les baignoires afin d'éviter l'air. Par contre, c'est seulement dans les années 70 que l'application de ceux-ci a été mise en œuvre dans le milieu médical. C'est à ce moment que la première sonde échographique a vu le jour [31].



Figure (III.14) : J.J Wild est le premier médecin à utiliser l'échographie afin de diagnostiquer le cancer. Il est surnommé « le père de l'échographie médicale » [31].

III.1.2.3 Définition :

Lorsqu'une onde ultrasonore rencontre une interface, elle est réfléchiée sans subir aucune modification de sa fréquence. L'énergie ainsi réfléchiée (écho) sera utilisée afin d'identifier, localiser et caractériser l'interface sur laquelle l'onde a frappé.

L'image échographique sera créée grâce à l'interception des énergies réfléchies par les différentes interfaces traversées. Pour mieux expliquer ce qu'est une échographie, nous

poursuivrons avec une petite description du fonctionnement de l'échographe, l'appareil chargé de faire des échographies.

L'échographe est constitué d'une sonde, du gel, d'un système informatique, d'une console de commande, d'un système de visualisation (moniteur) et d'un système d'enregistrement des données [30].



Figure (III.15) : Echographie [31]

Voici les trois principaux matériaux nécessaires composant l'échographie:

- **La sonde :** Elle sert à recevoir ainsi qu'à émettre les ultrasons lors de l'imagerie médicale.
- **Le moniteur :** C'est sur cet appareil que nous pouvons apercevoir l'image.
- **Le gel :** Il est placé sur l'organe du patient afin de diminuer la perception des ultrasons de l'air entre celui-ci et la sonde [31].

III.1.2.4 Principe :

L'élément de base de l'échographie est la sonde (nommée barrette échographique), plus encore, l'élément de base de l'échographie est une céramique piézoélectrique située dans la sonde. Cette céramique joue le rôle autant d'émettrice que de réceptrice des ultrasons. Ainsi, la sonde va générer des ultrasons quand elle sera soumise à des impulsions électriques, mais elle va aussi capter les échos. Quand elle agit comme réceptrice, on parle de transducteur ultrasonore.

La fonction de la sonde consiste à envoyer des ultrasons modulables afin que ceux-ci soient réfléchis par les éléments à étudier et qu'en suite, un enregistrement de ces échos soit fait. Le radiologue peut moduler la fréquence des ultrasons. Les ultrasons de fréquence élevée permettent l'obtention de signaux plus précis en fournissant une image plus fine, et les ultrasons de fréquence plus faible permettent l'examen des structures profondes [30].



Figure (III.16) : Image d'une échographie [30]

Comme expliqué plus haut, d'autres composants sont aussi présents dans l'échographe. Le gel (contraste iodé) de son côté, assure le contact total entre la peau du patient et la sonde par exemple. Les signaux sont ensuite amplifiés et traités afin de les convertir en signal vidéo, où l'image est donnée en niveau de gris qui varient selon l'intensité de l'écho reçu.

Il existe plusieurs applications dans le domaine de l'échographie : échographie gynécologique et obstétricale (dans le cadre de la grossesse), échographie de l'appareil locomoteur (analyse des muscles, tendons, ligaments et des nerfs périphériques), l'échographie peropératoire, l'échographie vasculaire (analyse des flux sanguins), l'échographie cardiaque ou échocardiographie, l'échographie avec produit de contraste et l'élastographie (évaluation de l'élasticité des tissus afin de détecter des cancers)[30].

III.1.3 L'imagerie par résonance magnétique :

III.1.3.1 Définition :

L'imagerie par résonance magnétique (**IRM**) est une technique d'imagerie médicale repose principalement sur les propriétés magnétiques des atomes d'hydrogène, très abondants dans le corps humain en grande partie sous forme d'eau, et dont le noyau possède un spin 2 nucléaire. Lorsque le patient est placé dans un champ magnétique puissant (de 1,5 ou 3 teslas 3 aujourd'hui), les spins des noyaux d'hydrogène s'alignent sur le champ magnétique.

L'envoi d'impulsions radiofréquence d'énergie proportionnelle au champ magnétique perturbe cet alignement. Le retour à l'état initial ou relaxation s'accompagne de l'émission d'une onde électromagnétique caractéristique, détectée par l'antenne et dont l'analyse fournit des images 3D des organes explorés.

L'IRM est d'une grande utilité lorsqu'une analyse très fine est nécessaire et que certaines lésions ne sont pas visibles sur les radiographies standards, l'échographie ou le scanner.

Elle permet de faire des images en coupes dans différents plans et de reconstruire en trois dimensions la structure analysée [30].

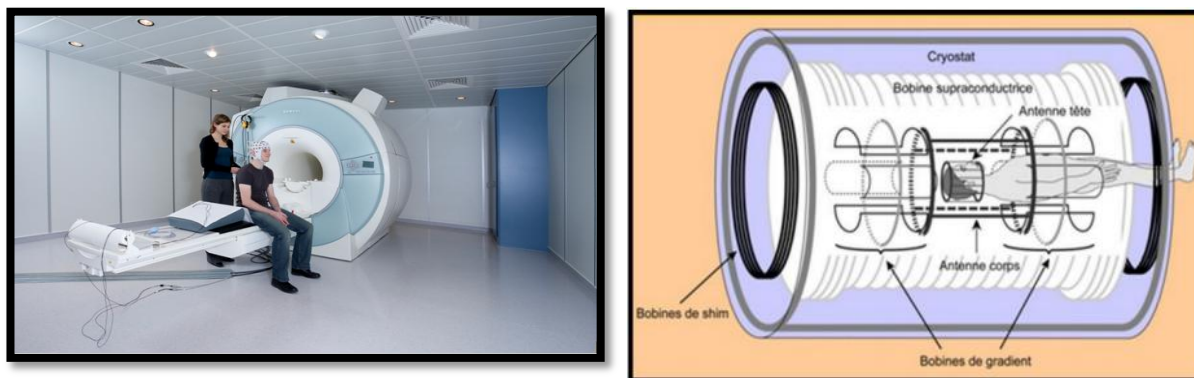


Figure (III.17) : Imagerie à résonance magnétique [30]

III.1.3.2 Historique :

En 1946, deux scientifiques décrivent de manière concomitante et indépendante le phénomène de résonance magnétique nucléaire : Félix Bloch et Edward Purcell réussissent à montrer que certains noyaux d'atomes placés dans un champ magnétique absorbent de l'énergie après émission d'une onde de radiofréquence, puis qu'ils ré-émettent cette énergie lors de leur retour à leur état original. Cette découverte fait suite au travail de nombreux chercheurs; elle leur vaudra le prix Nobel de physique en 1952.

Dans les années 1930 **J. Gorter** montre comment mesurer le moment magnétique nucléaire et **I.I. Rabi** la mesure de manière expérimentale. Ce même chercheur observera le phénomène de résonance magnétique nucléaire mais considèrera qu'il correspond à un artefact. Dans les années 1950 des temps de relaxation sont mesurés sur des tissus animaux prélevés puis les expérimentations animales débutent dans la décennie suivante. Cette technique a d'abord été employée dans les domaines de la chimie et de la biochimie grâce à la spectroscopie. Dans les années 1970 Lauterbur, Mansfield et Damadian (les deux premiers ont obtenu le prix Nobel de médecine en 2003) appliquent cette technique au domaine médical avec l'obtention des premières images; leur idée a été d'appliquer des gradients de champ magnétique afin d'obtenir une localisation spatiale du signal [31].

III.1.3.3 Principe :

L'IRM est basée sur le principe de la Résonance Magnétique Nucléaire RMN (découvert en 1938 par Isidor Isaac Rabi). Elle utilise un champ magnétique (aimant) et des ondes radio. Aucune radiation ionisante n'est émise. Son principe consiste à réaliser des images du corps humain grâce aux nombreux atomes d'hydrogène qu'il contient. Placés dans un puissant champ magnétique, tous les atomes d'hydrogène s'orientent dans la même direction : ils sont alors excités par des ondes radio durant une très courte période (ils sont mis en résonance) [30].

A l'arrêt de cette stimulation, les atomes restituent l'énergie accumulée en produisant un signal qui est enregistré et traité sous forme d'image par un système informatique.

Dans la salle d'examen, on trouve :

- La machine se compose d'un tunnel formé d'un aimant à l'intérieur duquel le lit d'examen va entrer ainsi que d'antennes adaptées à la région à explorer.
- Le pupitre de commande derrière lequel se trouve le personnel médical est séparé de la machine par une vitre protectrice [30].

III.1.4 La Tomographie par Emission de Positons TEP :

III.1.4.1 Définition :

Le mot tomographie se décompose en deux parties : tomo et graphie. La racine tomo provient du grec ancien et signifie couper. La racine graphie provient du grec ancien puis du latin et signifie écrire. La tomographie par émission de positons TEP, est une méthode d'imagerie médicale permet d'obtenir une image du niveau d'activité métabolique ou biochimique.

Une caméra TEP prend possible la visualisation de la biodistribution d'un radiotracer émettant des positrons. Pour ce faire, on injecte un isotope émetteur de positrons [32].



Figure (III.18) : Représentation d'un appareil TEP [31].

III.1.4.2 Annihilation des positons:

Le positon émis suite à une désintégration va interagir avec la matière environnante, en subissant des interactions diffusantes avec des électrons de la matière.

Il va parcourir quelques millimètres dans les tissus durant lesquelles il perd toute son énergie cinétique, lorsqu'il est au repos, il va interagir avec un électron libre du milieu par une réaction d'annihilation au cours de laquelle la masse des deux particules se transforme en deux photons γ qui partent dans la même direction au sens opposé avec une énergie égale à 511 KeV pour chacun (voir figure.III.16) [32].

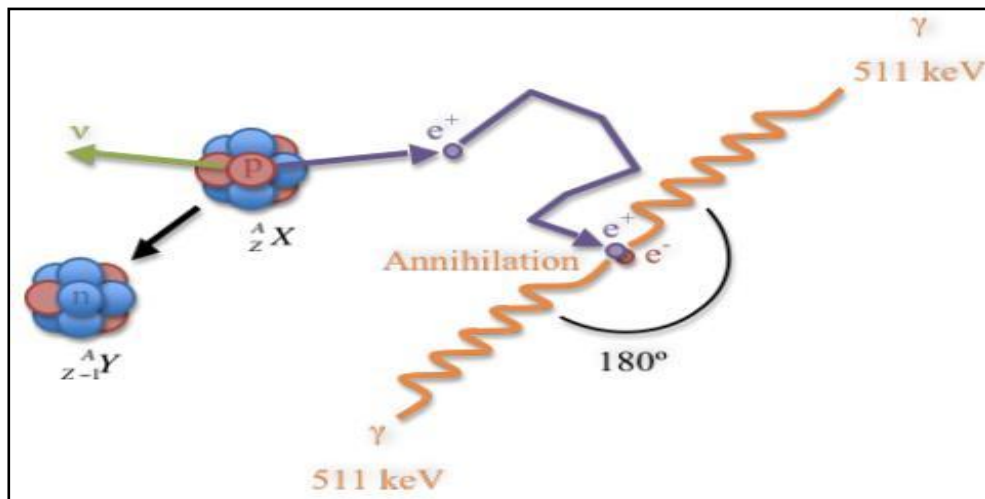


Figure (III.19) : Phénomène d'annihilation de la paire positon-électron [32].

III.1.4.3 Principe de fonctionnement :

La TEP repose sur le principe général de la scintigraphie qui consiste à injecter un traceur dont on connaît le comportement et les propriétés biologiques pour obtenir une image du fonctionnement d'un organe ou la présence d'une cible moléculaire

La scintigraphie en **TEP** est obtenue par injection d'un traceur faiblement radioactif par voie intraveineuse. Ce traceur est marqué par un atome radioactif (carbone, fluor, azote oxygène,...), après il s'associe à sa cible biologique.

Le marqueur le plus souvent utilisé est le fluor-18 (**18 F**) incorporé dans une molécule de glucose formant le 18 F-fluoro- désoxyglucose (**18 F-FDG**).

Le traceur est semblable au glucose, il se fixe au niveau des tissus qui consomment de grandes quantités de sucre, comme les tissus cancéreux, le muscle cardiaque ou encore le cerveau. L'atome radioactif (exemple le 18F) se désintègre en émettant un positon. Celui-ci va s'annihiler avec un électron du milieu, après un très court parcours de l'ordre du millimètre environ (0,6 mm). Cette annihilation produit deux photons gamma de **511 keV** qui partent sur une même direction mais dans un sens opposé, ce qui rend possible le traitement tout autour du patient détectent les photons d'annihilation en coïncidence (c.-à-d. ceux qui arrivent en même temps), ce qui permet d'identifier la ligne sur laquelle se situe l'émission des photons.

L'examen se poursuit quelques dizaines de minutes, pendant lesquelles plusieurs dizaines ou centaines de millions de coïncidences sont détectées et enregistrées. À partir de la liste des coïncidences détectées, un système informatique reconstitue ensuite à l'aide d'un algorithme de reconstruction les images de la répartition du traceur au niveau d'une partie ou de la totalité du corps sous la forme d'une image 2D ou d'un objet 3D.

Les images ainsi obtenues sont dites « d'émission » (la radioactivité provient du traceur injecté au patient). La résolution spatiale de l'image ainsi obtenue est comprise entre 4 et mm en

imagerie clinique. Le déroulement de l'examen étapes du fonctionnement sont illustrés dans la figure (III.17) [33].

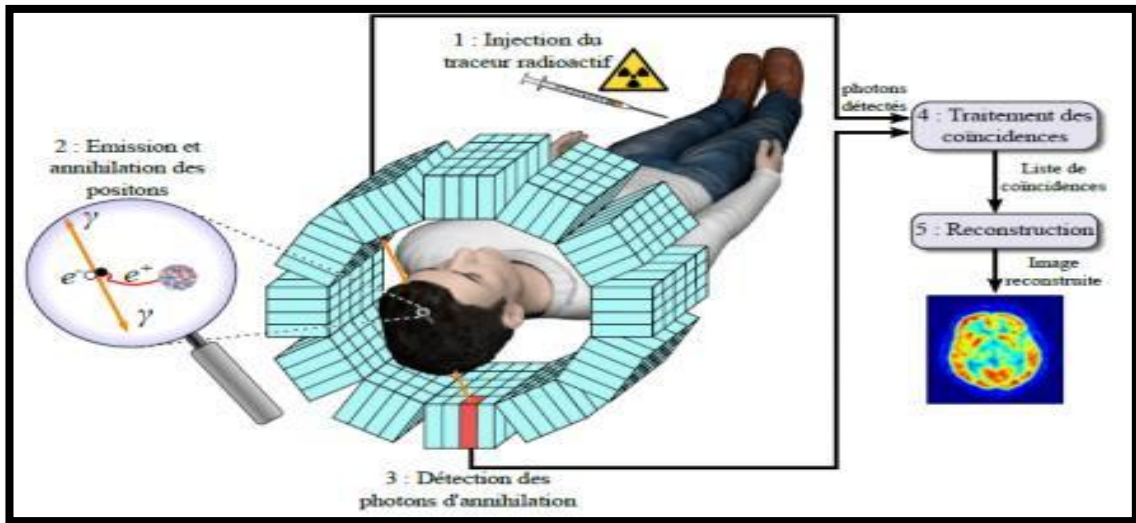


Figure (III.20) : Schéma du processus d'acquisition Principes physiques [33]

III.1.4.4 Chaîne de détection des photons d'annihilation :

Les tomographes à émission de positon permettent de mesurer la bio-distribution d'un radio-traceur, à l'aide des détecteurs individuels (capteurs) de la caméra TEP disposés en anneau qui sont situés tout autour du patient détectent les photons d'annihilation en coïncidence (c.-à-d. ceux qui arrivent en même temps), ce qui permet d'identifier la ligne sur laquelle se trouve l'émission des photons. Il s'agit donc, d'un système constitué de plusieurs cristaux scintillateurs couplés à un ou plusieurs tubes photomultiplicateur [33].

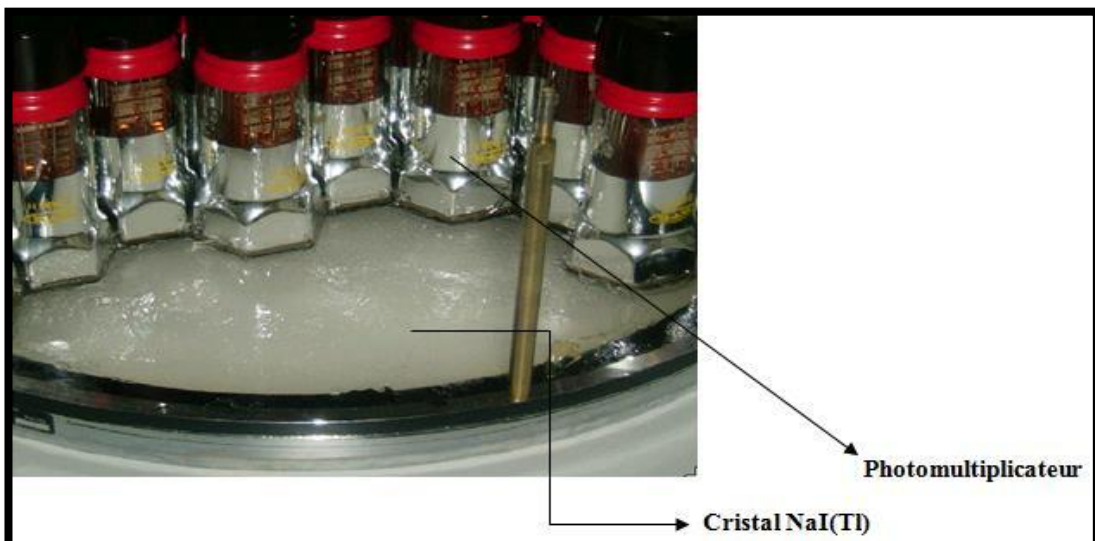


Figure (III.21) : Bloc de cristaux couplés à un photomultiplicateur [33].

Le détecteur à scintillation émet un signal lumineux suite à l'absorption d'un rayonnement et le tube photomultiplicateur permet de convertir ce signal à une grandeur électrique mesurable proportionnelle à l'énergie déposée par le rayon dans le scintillateur [33].

- **Cristal scintillateur :**

Son rôle est de convertir les photons gamma émis par le radiotraceur en photons visibles ou UV dont l'énergie est décelable par les PM. Parmi leurs caractéristiques physiques, ils présentent un bon rendement lumineux [33].

- **Les tubes PM :**

Leur photocathode, irradiée par les photons issus du cristal, produit des électrons qui sont multipliés (ordre de grandeur 10^6) par le jeu d'une accélération provoquée par les potentiels électriques croissants auxquels sont portées les dynodes. Le nombre d'électrons (et donc l'amplitude du courant) recueillis à l'anode est proportionnel à l'énergie du photon (plusieurs dizaines par tête de détection) [33].

- **L'électronique de localisation:**

Chaque PM dispose d'un préamplificateur dont la sortie délivre un signal qui est sommé avec celui de tous les PM à travers un ordinateur câblé qui élabore la position x,y de l'impact dans le champ de détection [33].

- **Les collimateurs:**

leur rôle est de sélectionner la direction des photons incidents : plusieurs géométries sont adoptées selon les performances privilégiées (taille de l'organe examiné, résolution spatiale recherchée...). Ils sont constitués de canaux de section carrée ou hexagonale réalisés dans du plomb [32].

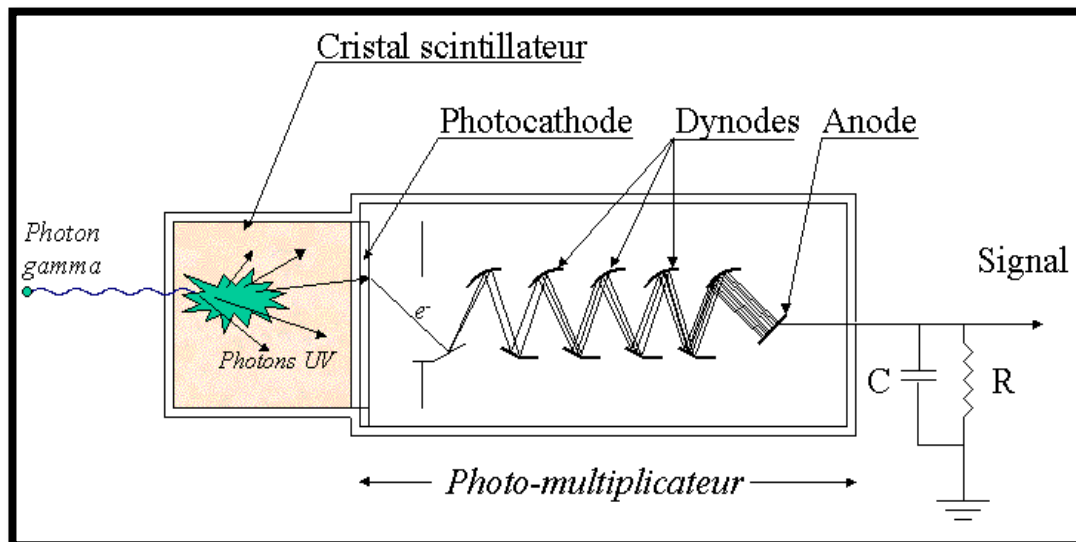


Figure (III.22) : Schéma d'un détecteur élémentaire à scintillation [32].

Les signaux électriques obtenus en sortie de TPM entrent dans un circuit électronique (circuit de coïncidence) où ils sont analysés.

III.1.5 La scintigraphie :

III.1.5.1 Définition :

La scintigraphie est une image du fonctionnement d'un organe (thyroïde, os, myocarde, rein, poumon, etc.) qui utilise des substances radioactives injectées à l'intérieur d'un organisme en quantité infime et qui ont la propriété de se fixer sur les organes ou les tissus du patient [34].



Figure (III.23) : Les salles d'acquisition [34]

III.1.5.2 Principe :

Pour obtenir une image scintigraphique, un médicament radio pharmaceutique (MRP) spécifique de l'exploration demandée est administré, en général par injection intraveineuse. Il n'entraîne pas d'effet secondaire ni d'allergie. À l'aide d'une caméra spéciale appelée caméra à scintillation (gamma-caméra), on enregistre le rayonnement qui est émis par l'organe ou le tissu. Un appareil détecte les particules d'après les scintillations qu'elles produisent sur un écran. On obtient de cette manière, une succession dans le temps de plusieurs images des organes intéressés, avec les anomalies ou altérations, qui peuvent être la cause de la maladie. Il est possible de visualiser une évolution, une transformation, voire un mouvement. La caméra tourne autour du patient. La silhouette obtenue, c'est-à-dire l'image constituée d'une multitude de petits points, directement ou par photographie d'un écran cathodique, est appelée scintigramme ou scintillogramme. Il s'agit de la région qui a fixé l'isotope. Pour que le produit injecté se fixe sur l'organe à étudier, un certain temps est nécessaire variant dès l'injection (examen dynamique) jusqu'à 3 heures (scintigraphie osseuse). Il faut donc attendre ce délai avant de pratiquer les clichés scintigraphiques [34].

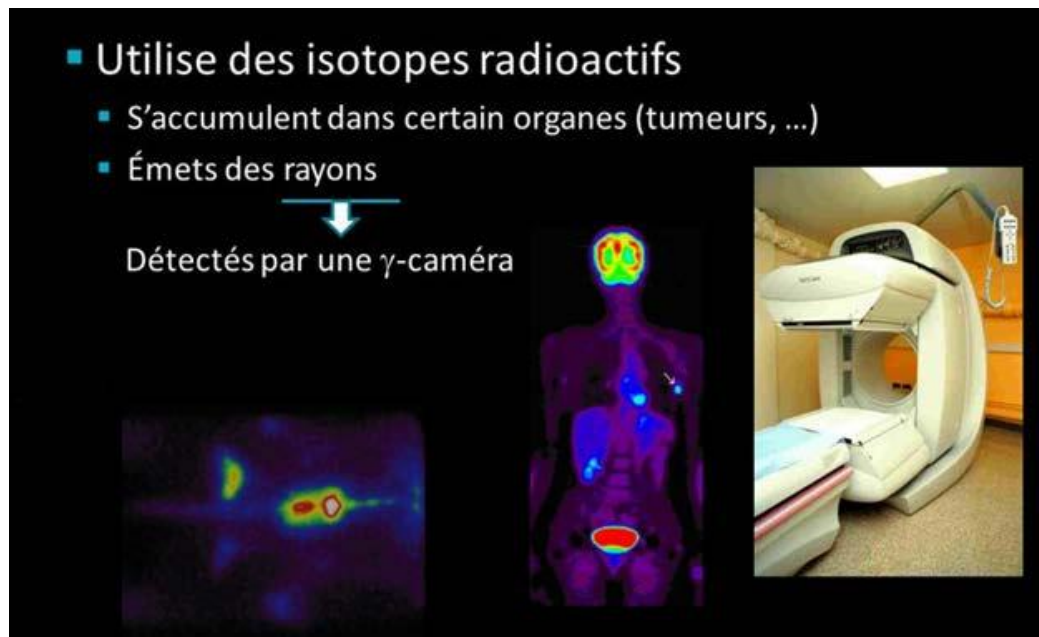


Figure (III.24): Principe de la scintigraphie [34].

III.1.5.3 Gamma caméra :

L'appareil de détection utilisé est la gamma-caméra. Elle comporte une tête de détection mobile protégée des rayonnements parasites par un blindage, comprenant un collimateur, un cristal à scintillation, un réseau de photomultiplicateurs, reliée à une console d'exploitation permettant les réglages spectrométriques en fonction du radioélément employé, la visualisation de la distribution radioactive dans le champ de détection, l'enregistrement de l'image correspondante sur film photographique (polaroïd ou radiologique). La tomo-caméra est dérivée de la gamma-caméra. Elle donne des images de coupe à partir de vues enregistrées sous des incidences différentes au cours de la rotation de la tête de détection autour de la région explorée. Le stockage des données et la reconstruction des images tomographiques sont effectués par un ordinateur selon des algorithmes voisins de ceux utilisés en tomographie conventionnelle.

La méthode de reconstruction la plus répandue, du fait de sa précision et de sa rapidité, est la méthode de rétroprojection filtrée. Le couplage de la gamma-caméra à un système d'acquisition et de traitement de l'information permet la numérisation des images de projection ou de coupes et leur traitement [34].

Chapitre IV :
Imagerie et
radiothérapie

IV.1 Imagerie et radiothérapie :

La radiothérapie dépend de l'imagerie, ceci est trivial. Donc la qualité d'un traitement radiothérapeutiques dépend de la qualité de la technique d'imagerie utilisée.

Les techniques d'imageries les plus avancées et utilisées sont l'IRM et la scannographie, il est à noter que la scannographie offre la possibilité d'obtenir des image 3D, ceci permet une meilleure définition des volumes et des formes. Quant à l'IRM, étant une techniques à haute résolution, elle offre une bonne optimisation des contours des volumes cibles [37].

L'IRM et la scannographie étant toutes les deux basées sur l'application des rayonnements, une surveillance dosimétriques s'impose automatiquement dans ce cas. Ce chapitre comporte aussi une compararsaison dosimétrique des deux tehniques.

IV.1 Imagerie médicale en radiothérapie :

IV.1.1 L'imagerie avant le traitement :

IV.1.1.1 Utilisation du Scanner en radiothérapie:

La scanographie est présentement un appareil standard pour la planification de la radiothérapie externe et de la curiethérapie dans les centres de radiothérapie. Il faut au moins un appareil TDM dédié au département de radiothérapie.

Les principaux avantages reliés au système d'imagerie TDM sont la précision de l'information spatiale ainsi que l'information sur la densité électronique des tissus permettant de calculer la dose avec justesse. De plus, le contraste présenté par les os corticaux permet d'effectuer une évaluation numérique utile à la vérification de la réalisation du traitement.

Un autre avantage pour le patient est la rapidité de l'intervention, ce qui contribue à la réduction des artéfacts dus au mouvement.

Généralement, la TDM peut être réalisée à un coût moindre par rapport à d'autres techniques d'imagerie.

Le principal inconvénient de la TDM pour le patient est l'exposition aux radiations.

La figure suivante représente l'image obtenue par le TDM et la dosimétrie par le TPS.

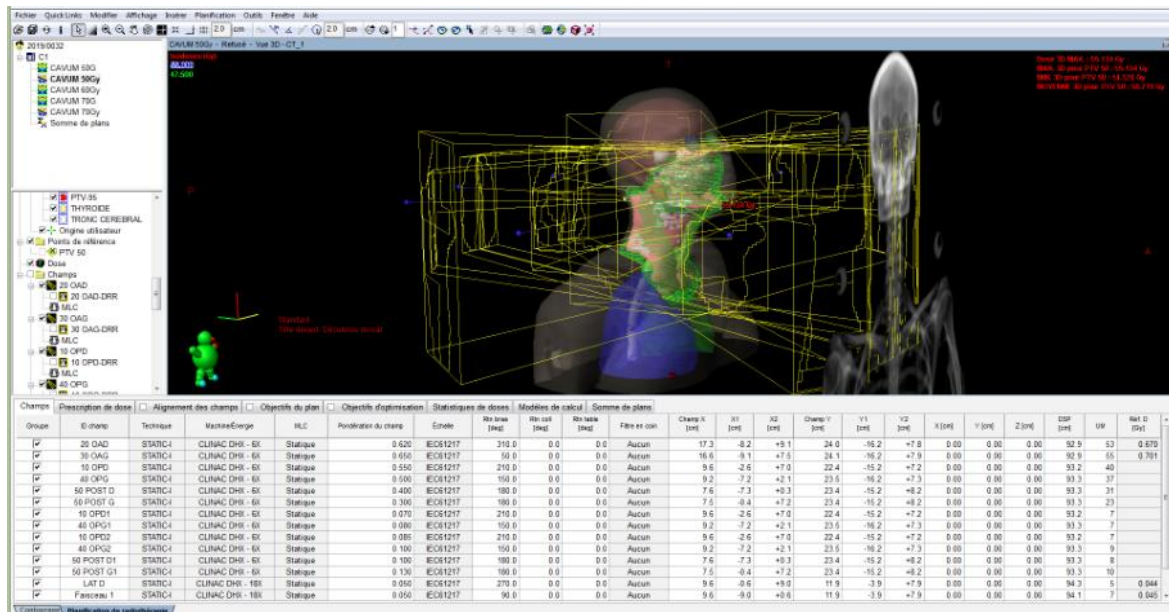


Figure (IV.1) : Distribution de dose en 3D-CRT (Cavum) [CHU de Constantine]

IV.1.2 Imagerie pendant le traitement :

La radiothérapie guidée par l'image (IGRT) est une innovation technique majeure de la radiothérapie. Elle permet de localiser la cible tumorale lors de la séance d'irradiation, par visualisation directe (mode 3D des tissus mous). L'objectif de l'IGRT est ainsi d'apporter des réponses aux questions suivantes :

Comment visualiser directement la cible tumorale sous l'accélérateur pendant chaque séance de traitement ?

Est-il possible de suivre, pendant la séance elle-même, les variations de positionnement de la cible et de modifier la position des faisceaux de telle sorte qu'ils soient toujours dirigés précisément vers la cible ?

L'IGRT a été rendue possible grâce au développement de nouvelles modalités d'imagerie qui permettent de visualiser directement ou indirectement la tumeur. L'utilisation de l'IGRT associée à la technique de tomothérapie par exemple.

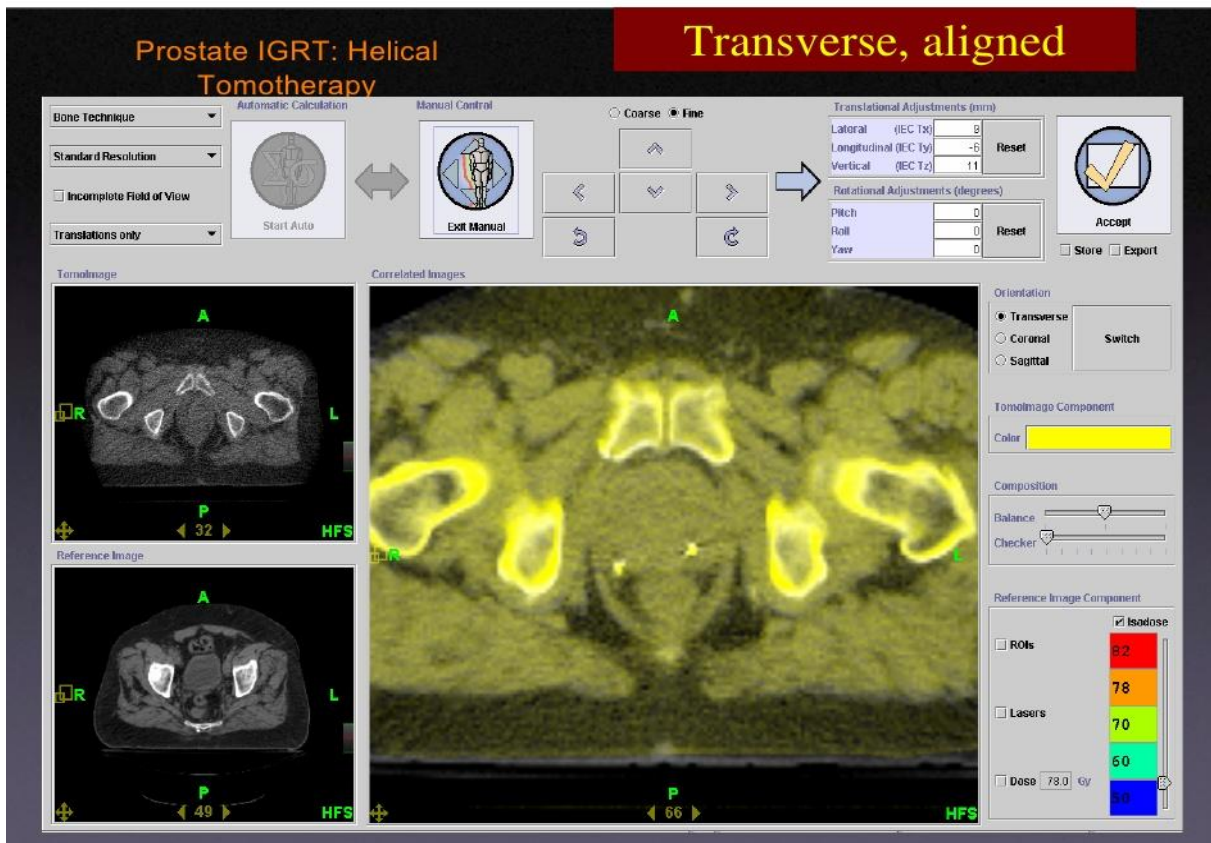


Figure (IV.2) : La radiothérapie guidée par image

Autres dispositif d'imagerie d'accompagnement du traitement pendant le déroulement de celui-ci est le Linac.

Les Linacs modernes sont généralement équipés d'un dispositif d'imagerie « electronic portal imaging device » (EPID) qui permet de faire une imagerie d'un faisceau de photon de haute énergie MV qui sort du patient pendant le traitement. Ces images peuvent être utilisées pour la vérification ou la détection des mouvements de l'organe du patient, mais aussi pour la vérification dosimétrique d'un traitement qui s'appelle la dosimétrie portale [38].

IV.1.2.1 Imagerie portale MV :

Le système d'imagerie portale électronique (*Electronic Portal Imaging Device* : **EPID**) est un type d'imagerie qui permet la visualisation quasi-instantanée de l'image d'un champ d'irradiation réalisé sous la machine de traitement.

Ce type d'imagerie permet donc d'obtenir, de manière très rapide l'image d'un champ d'irradiation avant la séance de traitement, ce qui donne la possibilité d'intervenir en corrigeant la mise en place si l'image obtenue n'est pas celle qui est souhaitée.



Figure (IV.3) : Imageur portal MV[CAC Athéna]. **Figure (IV.4) :**Image MV [CAC Athéna] .

IV.1.2.2 Imagerie kV 2D :

L'imagerie kV est une imagerie 2D réalisée sur deux plans (plan latéral et plan antérieur). Le système d'imagerie kV utilisé est composé généralement de deux bras : l'un comporte un tube à rayons X (une source de basse énergie), et l'autre un détecteur plan en silicium amorphe.

Cette imagerie est réalisée quotidiennement pour s'assurer du bon positionnement du patient conformément à sa position initiale.



Figure (IV.5) : Imageur porté KV[CAC Athéna].

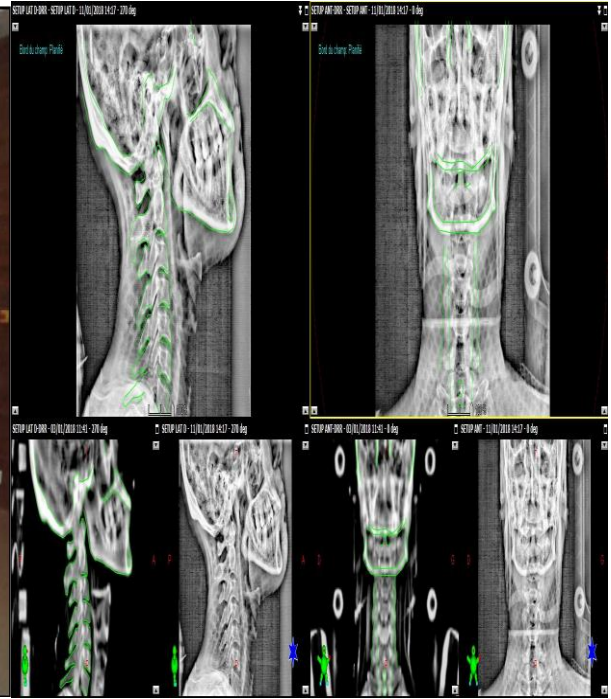
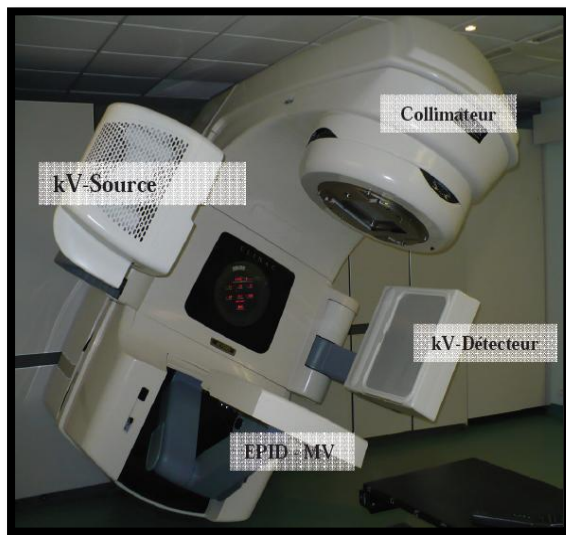


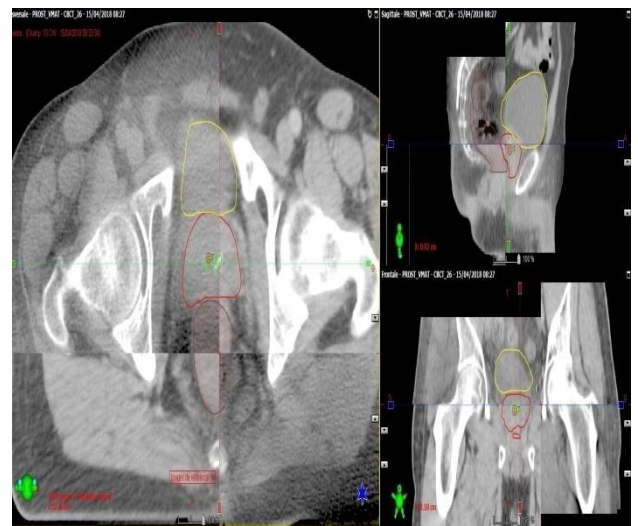
Figure (IV.6) Image Kv (traitement d'un cavum)
[CAC Athéna]

IV.1.2.3 Imagerie 3D CBCT :

L'imagerie CBCT (*Cone Beam Computed Tomography*), est une modalité d'imagerie 3D, elle est obtenue à l'aide d'un faisceau conique et large de rayons X (kV ou MV), elle est réalisée directement sur la table de traitement en utilisant le système d'imagerie en salle (kV ou MV). Il est possible d'utiliser ce type d'imagerie 3D chaque jour pour obtenir l'anatomie tridimensionnelle des régions souhaitées et ainsi quantifier en plus des déplacements du cadre osseux les mouvements des organes internes (la prostate par exemple) [40].



(a)



(b)

Figure (IV.7) : (a) Accélérateur linéaire équipé d'un imageur portal (MV-EPID) et d'un imageur embarqué kV (source et détecteur) permettant de réaliser une imagerie CBCT, (b) Image CBCT (traitement d'une Prostate) [CAC Athéna]

IV.1.3 L'imagerie après le traitement :

Pour le suivi du patient après le traitement, c'est l'évaluation de l'évolution de la (ou des) tumeur, l'imagerie reste toujours le moyen indispensable le plus efficace. Et toutes les techniques d'imagerie, citées plus haut, utilisées dans le diagnostique sont valable dans pour cette phase.

IV.2 Imagerie et dosimétrie :

Les techniques d'imagerie fondées sur les rayons X (comme la radiographie avec film, la radiographie numérique, la tomодensitométrie [TDM], la mammographie et la radioscopie) emploient toutes des rayonnements ionisants. Ces derniers, en interagissant avec les tissus des organes, font exposer ces derniers à des doses, certes minimales, mais l'effet à long termes (effets stochastiques) est à prendre en considération.

Le tableau suivant donnent une idée sur ces doses en les comparant aux doses reçues par exposition aux rayonnements naturels [37]:

Tableau (IV.1) : Dose de rayonnement propre à diverses interventions, comparativement au rayonnement naturel.[37].

Examen	Dose efficace de rayonnement (mSv)	Exposition équivalente au rayonnement naturel
Ostéodensitométrie	0,01	1 jour
Radiographie pulmonaire	0,1	10 jours
Galactographie	0,7	3 mois
Mammographie	0,7	3 mois
Pyélographie Intraveineuse	1,6	6 mois
Radiographie du tractus gastro-intestinal supérieur	2	mois8
Radiographie du tractus gastro-intestinal inférieur	4	mois16
Myélographie	4	16 mois
TDM		
Sinus	0,6	2 mois
Cardiaque, score calcique	2	8 mois
Tête	2	8 mois
Colonographie	5	20 mois
Thorax	8	3 ans
Abdomen	10	3 ans
Corps entier	10	3 ans
Rachis	10	3 ans

- La dose d'imagerie médicale est de l'ordre du milligray (mGy), chaque type d'examen d'imagerie médicale à un seuil de dose différent. Exemple : cette dose est de 2 à 4 mGy pour une radiographie abdominale, alors qu'elle est de 10 mGy pour une TDM abdominale.

Bien que l'imagerie médicale présente de nombreux avantages, elle présente des effets néfastes sur le corps au fil du temps (effets stochastiques), dont Les cancers radio-induits et Les malformations congénitales chez les générations descendantes.

- **Les cancers radio-induits :**

Les seconds cancers primitifs (S.C.P.) radio-induits correspondent aux cancers qui surviennent chez des patients traités par radiothérapie pour un premier cancer et dont on peut rattacher la survenue à l'action des radiations ionisantes (les examens d'imagerie médicale).

- **Imagerie des patientes enceintes à l'origine des malformations congénitales :**

Des études faites sur l'effet de l'imagerie à rayonnement ionisants sur des patientes enceintes, ont les effets sur la patientes elles-mêmes et les effets sur les fœtus, entraînant dans certains des malformations sur ces derniers.

Tableau (IV.2) : Malformations causées par l'exposition du fœtus aux rayonnements durant divers stades de la grossesse.

Malformation	Période où le risque est le plus élevé (semaines après la conception)	Seuil estimé de dose de rayonnement (mGy)
Microcéphalie	de 8 à 15	$\geq 20\ 000$
Déficience mentale	de 8 à 15	60 – 310
Autres (malformations du squelette, des organes génitaux, des yeux)	de 3 à 11	≥ 200
Diminution du QI de 0	8 à 15	010

- En plus des cancers radio-induits, l'imagerie peut-être la cause de malformations congénitales chez le fœtus. **Le tableau (IV.2)** donne quelques chiffres montrant la fréquence de ces malformations fœtales.

Tableau (IV.3) : Doses de rayonnement estimées reçues par le fœtus lors d'examens d'imagerie diagnostique courants.

Examen	Dose fœtale (mGy)
Radiographie	
Membre supérieur	< 0,01
Membre inférieur	< 0,01
Thorax (deux clichés)	< 0,10
Cholécystographie	0,05 – 0,60
Bassin	0,40 – 2,38
Tractus gastro-intestinal supérieur (baryum)	0,48 – 3,60
Hanche et fémur	0,51 – 3,70
Abdomen (reins, uretères et vessie)	2,00 – 2,45
Colonne lombaire	3,46 – 6,20
Urographie (pyélographie intraveineuse)	3,58 – 13,98
Lavement baryté	7,00 -39,8
Pyélographie rétrograde	8,00
TDM	
Tête	< 0,50
Thorax	1,00 – 4,50
Abdomen (10 coupes)	2,40 – 26,0
Abdomen et bassin	6,40
Bassin	7,30
Colonne lombaire	35,00
Autre	
Scintigraphie de ventilation-perfusion	0,60 – 10,00

- On remarque que les doses utilisées en imagerie médicale sont des doses faibles mais malgré ça elles ont des effets secondaires, comment donc est l'effet des rayons utilisés en radiothérapie sur les organes à risques (OAR) ?

IV.2 Radiothérapie et Dosimétrie:

Ce paragraphe est dédié à une étude comparative des doses reçues par les organes à risque, ces valeurs dosimétriques sont relevées sur des cas cliniques traités dans des services de radiothérapie nationaux afin de les comparer aux normes internationales.

IV.2 .1 Dosimétries des OARs en radiothérapie :

On sait que la radiothérapie utilise des rayonnements de haute énergie c'est-à-dire des fortes doses d'ordre de dizaines de Gray.

Lorsque la préservation des OARs n'est pas absolue, les tissus sains avoisinants reçoivent une quantité de dose et malheureusement cette dose provoque des effets déterministes (à court temps), ces effets sont sous formes de dysfonctionnement des organes périphériques et /ou sous forme de cancer radio-induit.

Le tableau suivant représente les contraintes de dose par organe à risque. Les valeurs données dans ce tableau, sont des normes internationales publiées par l'AIEA (Agence Internationale de l'Energie Atomique).

Tableau (IV.4) : Contraintes de dose par organe à risque [12]

Organe sain (organe à risque)	Dose de tolérance
Parotide controlatérale	$V_{26} \leq 50\%$.
Tronc cérébral	Dmax <50 Gy.
Moelle épinière	Dmax <45 Gy.
Larynx	Dmax <20 Gy.
Chiasma	Dmax <54 Gy.
Conduit auditif, oreille moyenne et interne	Dmax <55 Gy.
Œil	Dmoy ≤ 35 Gy.
Poumon sain	$V_{20} \leq 35 \%$ $V_{30} \leq 20 \%$.
Œsophage	Dmax <40 Gy sur une hauteur de 15 cm.
Foie	$V_{30} \leq 50\%$.
Cœur	Dmax <35 Gy dans l'ensemble du cœur.
Rein	Dmax <20 Gy.
Intestin grêle	Dmax <50 Gy.
Estomac, duodénum	Dmax <45 Gy.
Vessie	$V_{60} \leq 50\%$

	V70 ≤ 25%.
Cols, têtes fémorales, grand trochanter	V 50 ≤ 10 %.
Rectum (paroi rectale)	V60 ≤ 50 % V70 ≤ 25 % V74 ≤ 5 %.
Utérus	Dmax < 45 Gy.
Thyroïde	Dmoy < 30 Gy.
Sein	Dmax : 50 à 54 Gy.
Canal anal	Dmoy < 40–45 Gy.
Cochlée	Dmoy ≤ 40–45 Gy.
Nerf optique	D25 % < 60 Gy.
Cristallin	Dmax = 30–50 Gy.
Endomètre	Dmax : 45 à 50.4 Gy
Prostate	Dmax : 70 à 80 Gy
Testicule	Dmax : 20 à 36 Gy
Cerveau	D33 % < 72 Gy.

- Relevée de doses maximales reçues par des organes dans le cas de radiothérapie : cas cliniques traités dans des Hôpitaux Algériens.

IV.2. 2 Relevé dosimétriques des OARs sur des cas cliniques nationaux :

1- Radiothérapie de la prostate :

Pour notre étude, nous avons choisi 3 patients atteints d'un cancer localisé de la prostate, pour comparer les organes à risque et leurs contraintes de dose.

➤ Le patient (1) :

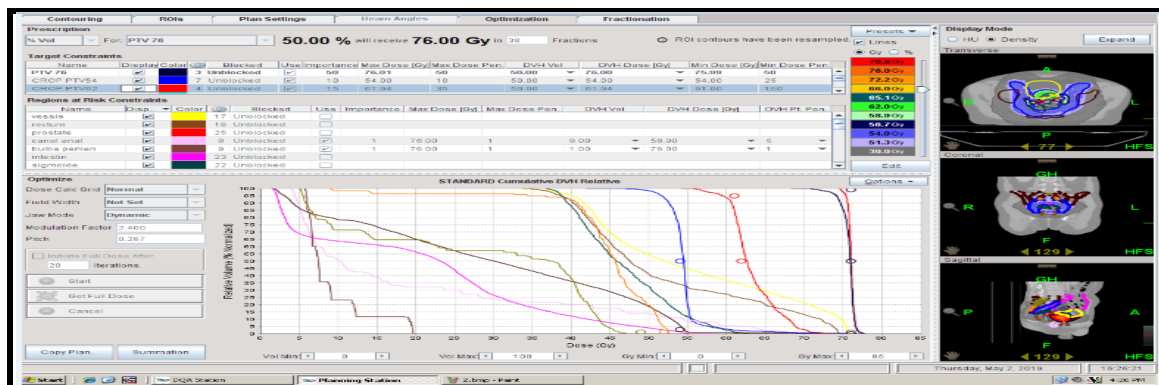


Figure (IV.8) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer de la prostate pour le patient (1) [CAC sidi Abdallah Alger].

➤ **Le patient (2) :**

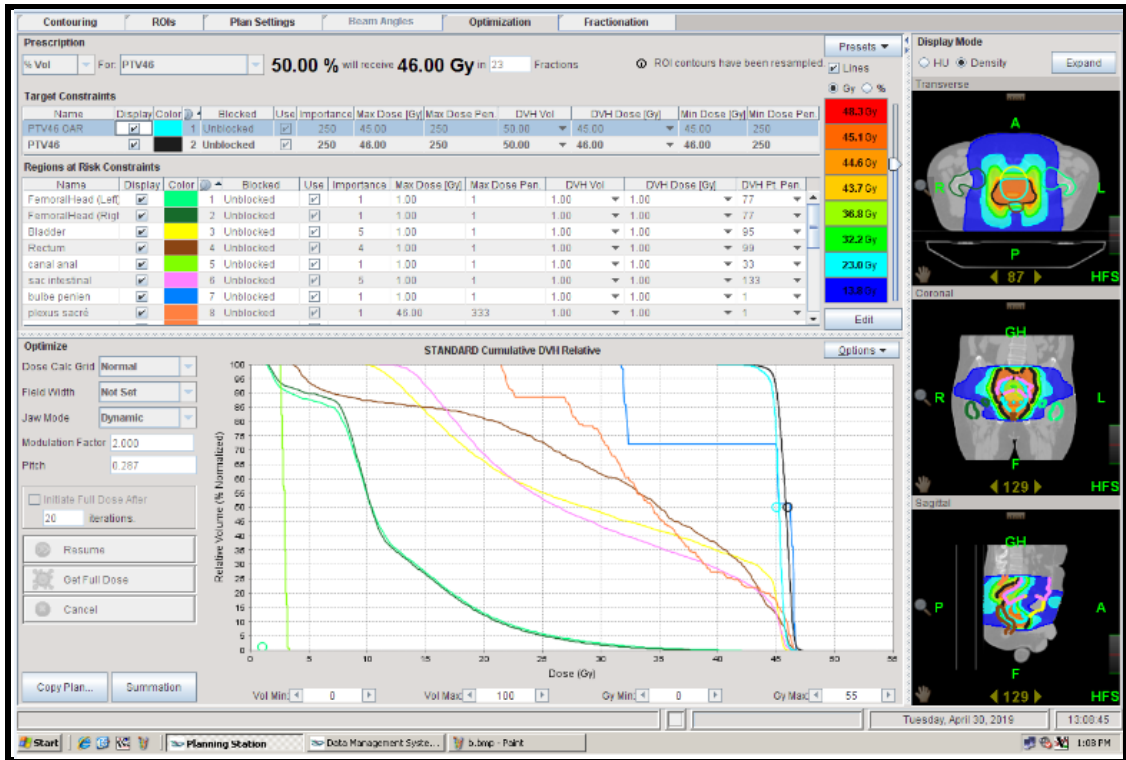


Figure (IV.7) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer de la prostate pour le patient (2) [CAC sidi Abdallah Alger]

➤ **Le patient (3) :**

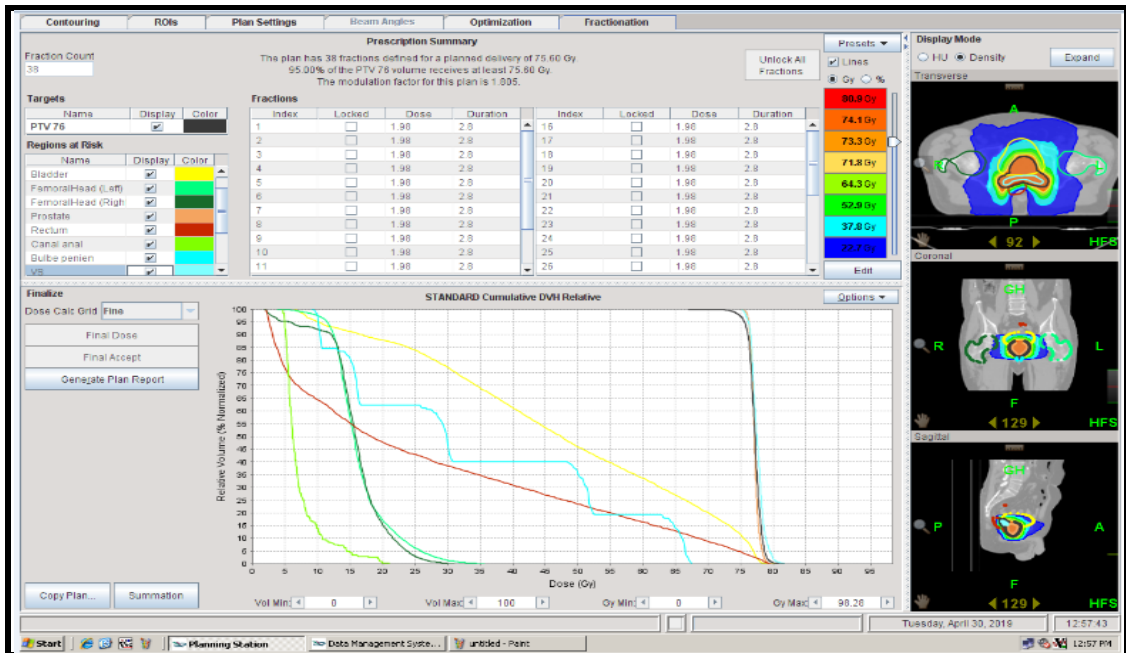


Figure (IV.8) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer de la prostate pour le patient (3) [CAC sidi Abdallah Alger].

À partir des trois figures précédentes, nous pouvons lire les organes à risque de chaque patient et leur dose (Gy) en fonction de la dose de tolérance dans notre Tableau IV.1 (Contraintes de dose par organes à risque).

On résume ces résultats dans le tableau suivant :

Tableau (IV.5) : *Tableau dosimétrique comparatif pour les trois patients suivis d'un cancer de la prostate.*

Patient (1)			Patient (2)			Patient (3)		
Organes à risqué	Dose (Gy)	Dose de tolérance	Organes à risque	Dose (Gy)	Dose de tolérance	Organes à risque	Dose (Gy)	Dose de tolérance
Rectum	30 Gy	V60 ≤50% V70 ≤25% V74 ≤5 %.	Tête fémorale gauche	21.5 Gy	V 50 ≤10%	Tête fémorale gauche	23 Gy	V 50 ≤10%
Intestin	55 Gy	Dmax<50 Gy.	Tête fémorale droite	21 Gy	V 50 ≤10%.	Tête fémorale droite	22 Gy	V 50 ≤ 10%
Vessie	52,5 Gy	V60 ≤ 50%	Vessie	28.5 Gy	V60 ≤ 50%	Vessie	47.5 Gy	V 60 ≤ 50%
Bulbe pénien	7.5 Gy	Dmoy ≤52,5 Gy	Bulbe pénien	47 Gy	Dmoy ≤52,5	Bulbe pénien	30 Gy	Dmoy ≤52,5
Prostate	72 Gy	Dmax : 70 à 80 Gy	Sac intestinal	46.5 Gy	Dmax : 70 à 80 Gy	Prostate	79 Gy	Dmax : 70 à 80 Gy
Canal anal	10 Gy	Dmoy < 40–45 Gy.	Canal anal	3 Gy	Dmoy < 40–45 Gy	Canal anal	6.5 Gy	Dmoy < 40–45 Gy
Sigmoïde	///	///	Plexus sacré	47 Gy	Dmax < 50 Gy	Rectum	18 Gy	V60≤50% V70≤25% V74≤5 %.
///	///		Rectum	V60≤50% V70≤25% V74≤5 %.	35 Gy	///	///	///

D'après le tableau on remarque que :

- Les organes à risque et leur dose sont différents d'un cas à l'autre
- Toutes les contraintes des doses sont inférieures aux valeurs de la dose de tolérance données par le tableau IV. 4 (normes internationales).

2- Radiothérapie du cancer du sein :

Pour notre étude, nous avons choisi 3 patientes atteintes d'un cancer localisé du sein, Afin de comparer les organes à risque et leurs contraintes de dose.

➤ La patiente (1) :

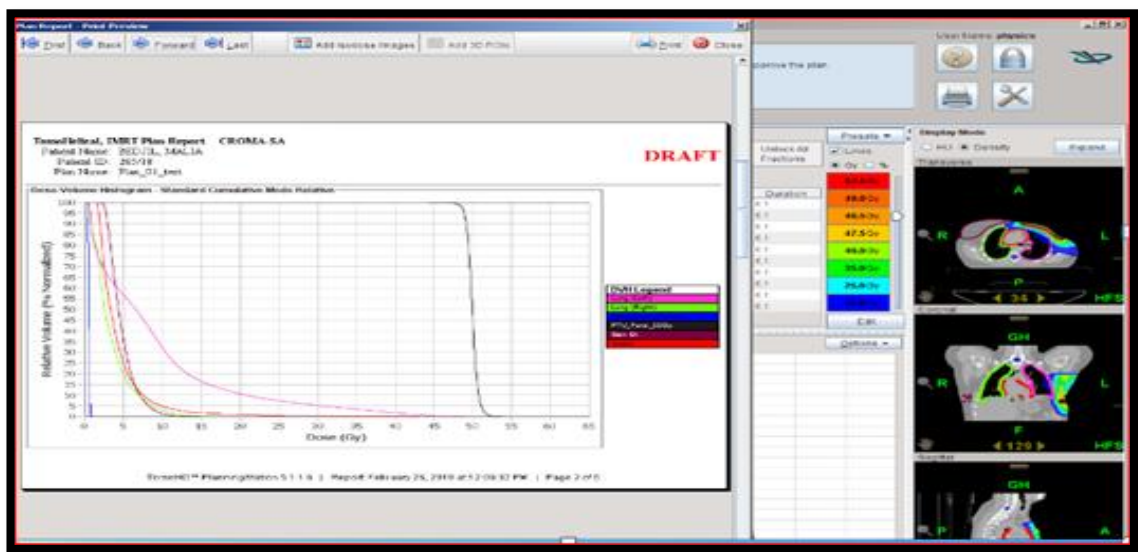


Figure (IV.9) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du sein pour la patiente (1) [CAC sidi Abdallah Alger].

➤ La patiente (2) :

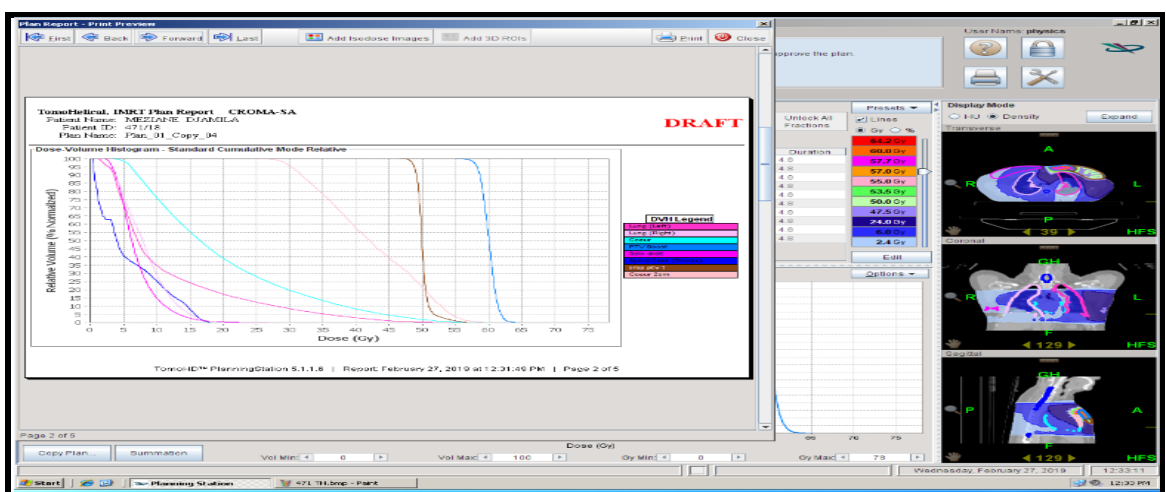


Figure (IV.10) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du sein pour la patiente (2) [CAC sidi Abdallah Alger]

➤ La patiente (3) :

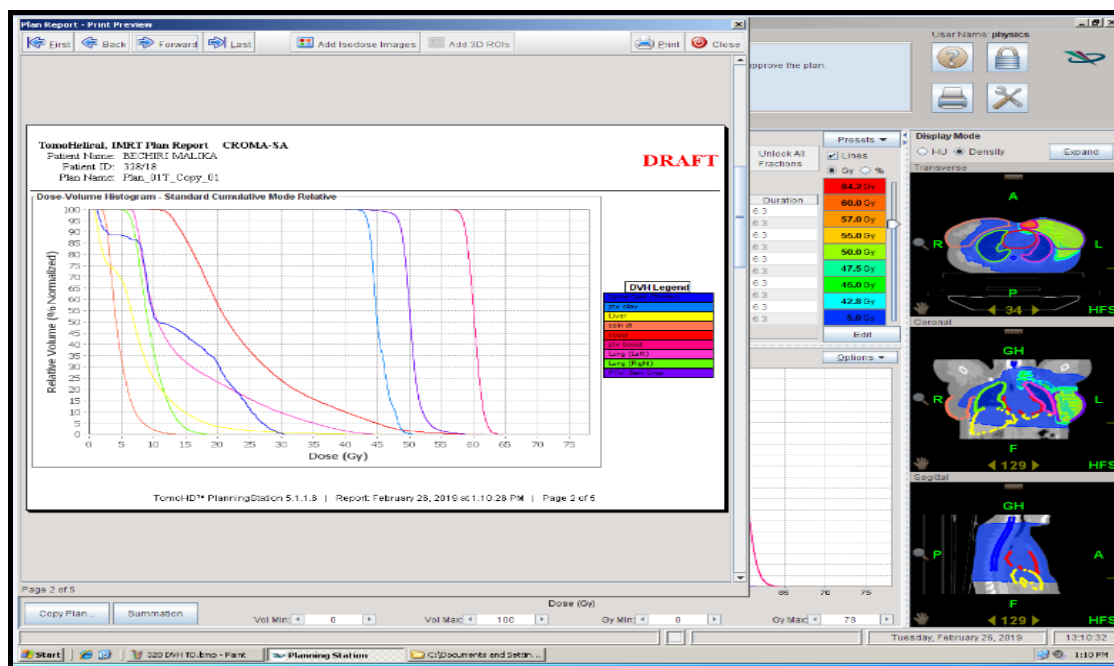


Figure (IV.11) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du sein pour la patiente (3) [CAC sidi Abdallah Alger].

À partir des courbes HDV des trois patientes, on relève les doses correspondantes aux organes à risque de chaque patient et leurs doses (Gy) en utilisant de la dose de tolérance dans notre Tableau (IV.5) (Contraintes de dose par organe à risque).

On résume ces résultats dans le tableau suivant :

Tableau (IV.6) : Tableau dosimétrique comparatif pour les trois patientes suivies d'un cancer du sein.

Patient (1)			Patient (2)			Patient (3)		
Organes à risque	Dose Gy)	Dose de tolérance	Organes à risque	Dose (Gy)	Dose de tolérance	Organes à risque	Dose (Gy)	Dose de tolérance
Poumon gauche	9.5 Gy	V20 ≤ 35 % V30 ≤ 20 %.	Poumon gauche	10 Gy	V20 ≤ 35% V30 ≤ 20 %	Poumon gauche	14 Gy	V20 ≤ 35% V30 ≤ 20 %
Poumon droit	3 Gy	V20 ≤ 35 % V30 ≤ 20 %.	Poumon droit	9.5 Gy	V20 ≤ 35 % V30 ≤ 20 %	Poumon droit	10 Gy	V20 ≤ 35 % V30 ≤ 20 %

Moelle épinière	1.5 Gy	Dmax<45 Gy.	Moelle épinière	17.5 Gy	Dmax<45 Gy.	Moelle épinière	30.5 Gy	Dmax<45 Gy.
Sein droit	11.5 Gy	Dmax : 50 à 54 Gy.	Sein droit	22.5 Gy	Dmax : 50 à 54 Gy.	Sein droit	13.5 Gy	Dmax : 50 à 54 Gy.
Cœur	26 Gy	Dmax <35 Gy	Cœur	53 Gy	Dmax<35 Gy	Cœur	57.5 Gy	Dmax<35 Gy
////	////	////	Cœur 2mm	58 Gy	Dmax<35 Gy	Foie	7Gy	V30 ≤ 50%.

D'après le tableau on remarque que :

- Les organes à risque et leur dose sont différents d'un cas à l'autre.
- Toutes les contraintes des doses sont inférieures aux valeurs de la dose de tolérance du Tableau (IV.5) [sauf pour le cœur (patiente 2 et 3) pour lequel les normes de tolérance sont dépassées].

3- Radiothérapie du cancer du cerveau : !

Pour notre étude, nous avons choisi 3 patients atteints d'un cancer localisé du cerveau, Afin de comparer les organes à risque et leurs contraintes de dose.

➤ Le patient (1) :

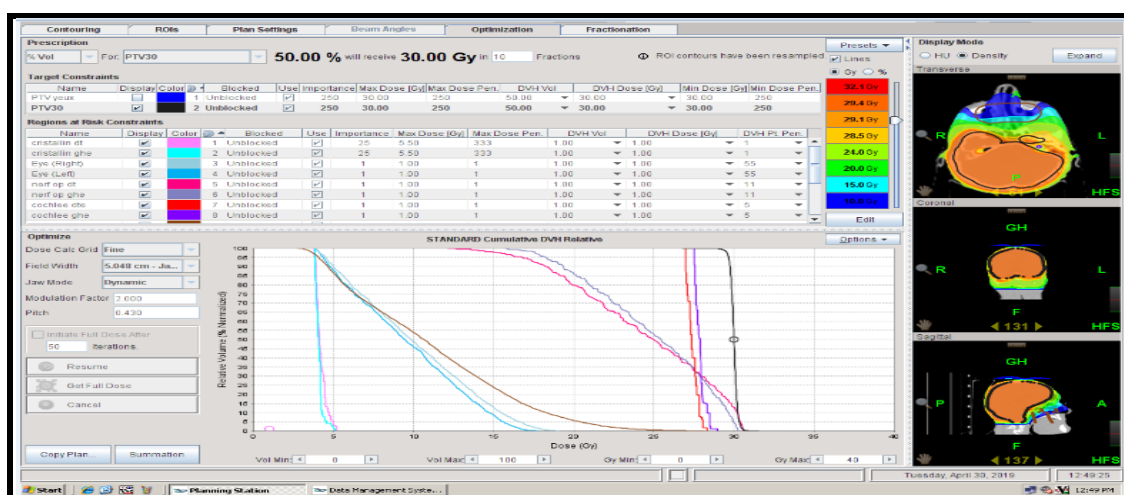


Figure (IV.12) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du cerveau pour le patient (1) [CAC sidi Abdallah Alger].

Le patient (2) :

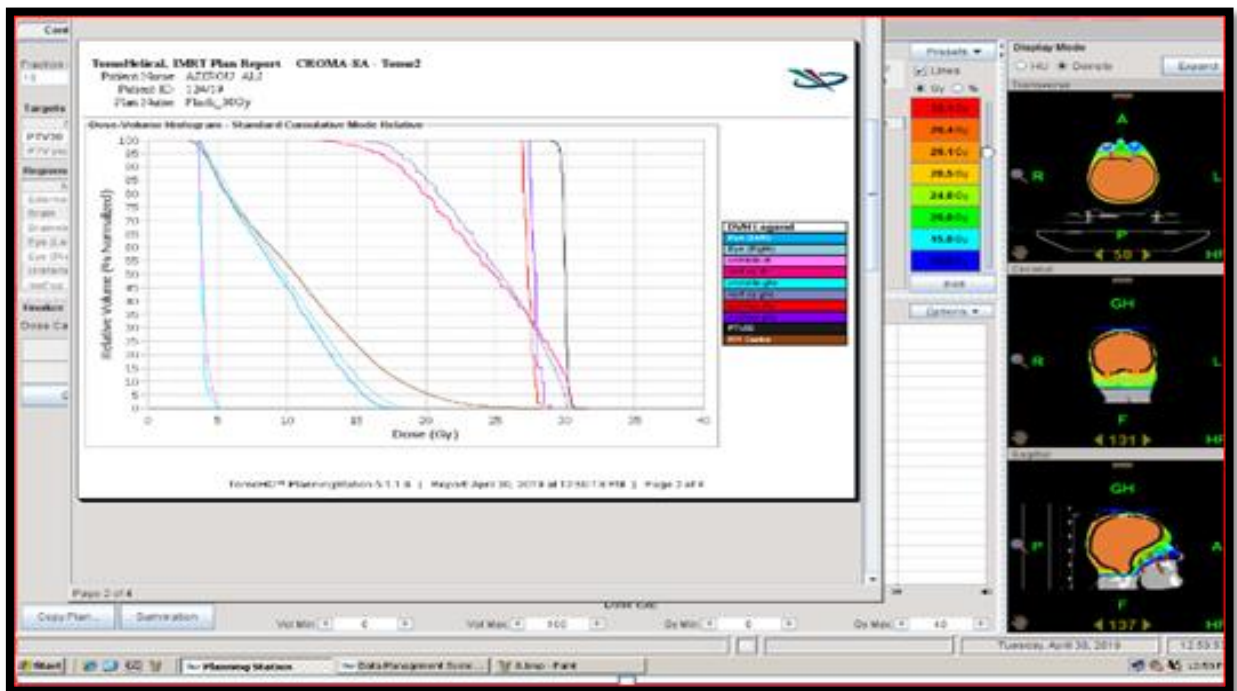


Figure (IV.13) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du cerveau pour le patient (2)

[CAC sidi Abdallah Alger].

➤ **Le patient (3) :**

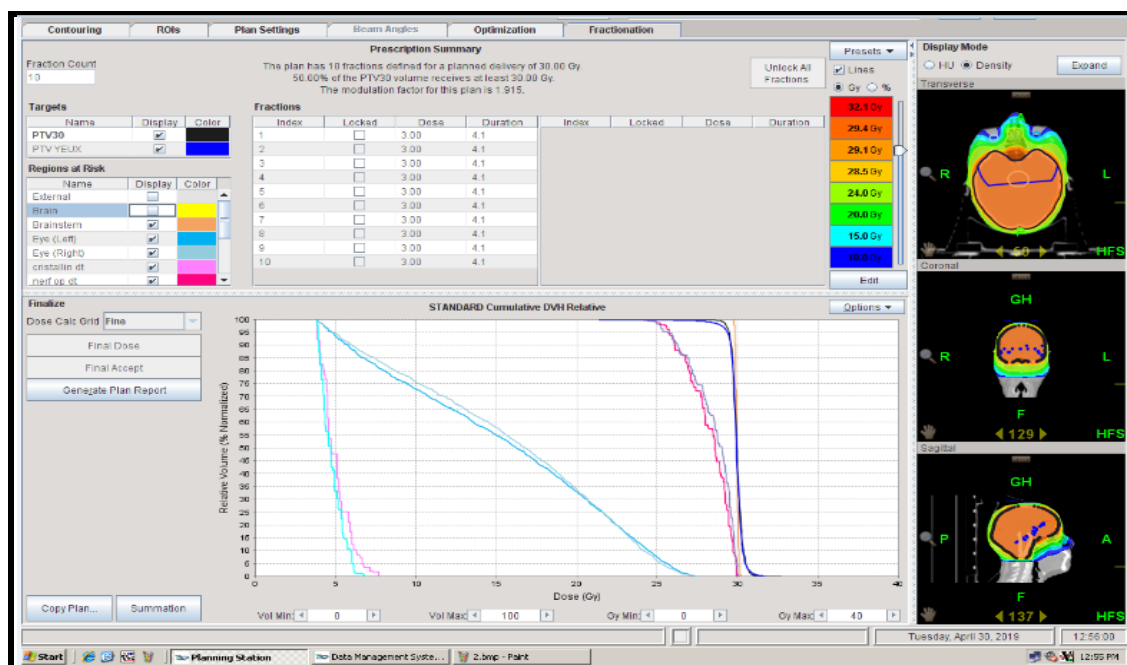


Figure (IV.14) : Coupes et courbes HDV des OAR du cancer du cerveau pour le patient (3)

[CAC sidi Abdallah Alger].

À partir des trois figures précédentes, nous pouvons lire les organes à risque de chaque patient et leur dose (Gy) en utilisant de la dose de tolérance dans notre **tableau (IV.7)** (Contraintes de dose par organe à risque).

On résume ces résultats dans le tableau suivant :

Tableau (IV.7) : Tableau dosimétrique comparatif pour les trois patients suivis d'un cancer du cerveau.

Patient (1)			Patient (2)			Patient (3)		
Organes à risque	Dose (Gy)	Dose de tolérance	Organes à risque	Dose (Gy)	Dose de tolérance	Organes à risque	Dose (Gy)	Dose de tolérant
Cristallin droit	5.5 Gy	Dmax = 30–50 Gy.	Cristallin droit	5 Gy	Dmax = 30–50 Gy.	Cristallin droit	7.5Gy	Dmax = 30–50 Gy.
Cristallin gauche	5 Gy	Dmax = 30–50 Gy.	Cristallin gauche	5 Gy	Dmax = 30–50 Gy.	Tronc cérébral	30Gy	Dmax = 30–50 Gy.
Œil droit	10 Gy	Dmoy ≤ 35 Gy.	Œil droit	9.5 Gy	Dmoy ≤ 35 Gy.	Œil droit	17.5Gy	Dmoy ≤ 35 Gy.
Œil gauche	9 Gy	Dmoy ≤ 35 Gy.	Œil gauche	9 Gy	Dmoy ≤ 35 Gy.	Œil gauche	16.5Gy	Dmoy ≤ 35 Gy.
Nerf optique droit	30.5 Gy	D25 % < 60 Gy.	Nerf optique droit	30.5 Gy	D25 % < 60 Gy.	Nerf optique droit	30 Gy	D25 % < 60 Gy.
Nerf optique gauche	30 Gy	D25 % < 60 Gy.	Nerf optique gauche	30 Gy	D25 % < 60 Gy.	////	////	////
Cochlée droite	27.5 Gy	Dmoy ≤ 40–45 Gy.	RR centre	////	////	////	////	////
Cochlée gauche	28 Gy	Dmoy ≤ 40–45 Gy.	////	////	////	////	////	////

D'après le tableau on remarque que :

- Les organes à risque et leur dose sont différents d'un cas à l'autre.
- Toutes les contraintes des doses sont inférieures aux valeurs de la dose de tolérance.

Discussion :

Dans les résultats précédents, on remarque que les organes à risque et leur dose sont différents d'un cas à l'autre pour le même organe traité (prostate ou sein ou cerveau) à cause de plusieurs facteurs tel que la morphologie de patient, le volume tumoral et sa localisation, degré d'agressivité de la tumeur, architecture des organes (organes en parallèle ou en série), technique d'irradiation, dose, fractionnement, objectifs de traitement...etc.

Pour tous les cancers présentés (cancer de la prostate, du sein et du cerveau), au niveau des organes à risque, toutes les contraintes de dose sont satisfaites, donc inférieures aux valeurs des doses de tolérance sauf pour le cœur cette dose de tolérance est dépassée pour la patiente (1) et (2) atteintes d'un cancer du sein à cause de plusieurs facteurs tel que :

- ✓ Le sein traité est le sein gauche pour chaque patiente donc assez proche du cœur.
- ✓ La qualité d'image (2D, 3D) donc selon les techniques d'imagerie (IRM, CT,...etc.) utilisées dans le service
- ✓ Les algorithmes de contourage et de calcul et distribution de dose utilisés dans le service

La qualité de l'appareillage de balistiques est l'une des solutions permettant d'éviter les effets secondaires de cette différence de dose, la deuxième solution est de prolonger les périodes entre les séances afin d'éliminer les effets à long termes.

IV.3 Conclusion :

Pour ce paragraphe on peut déduire une première conclusion concernant la dosimétrie des OARs pour la radiothérapie. En comparant les doses relevées sur des cas cliniques, traités dans des services nationaux de radiothérapie, aux normes internationales de doses de tolérance, on peut affirmer que ces limites dosimétriques sont respectées.

Pour la deuxième conclusion, on remarque ce qui suit :

La radiothérapie étant une technique dans laquelle on veut garantir une qualité maximale dans la protection des OAR. D'autre part un patient candidat à un traitement radiothérapeutique, subit automatiquement, non pas un seul examen d'imagerie, mais toute une série d'examens d'imagerie à rayonnement ionisant (RX ou électrons) - avant, pendant et après tout traitement en radiothérapie- cette dernière non seulement dépend de l'imagerie mais elle est très « Gourmande ». Ces examens d'imagerie, à leurs tours participent à la contamination des organes du patient. Sachant qu'un seul examen d'imagerie provoque des effets indésirables chez le patient lui-même ou bien chez sa descendance alors qu'en est-il de l'effet de toute une série d'examens effectués en un temps assez court ?. Bien que les doses reçues, par les deux techniques, n'étant pas du même ordre de grandeur, et sachant que même minimales, toutes doses peuvent induire des effets stochastiques sur le patient. Dans ce cas, dans toutes études permettant une quantification de l'indice de qualité on doit inclure les doses reçues par le patient lors des examens d'imagerie.

Conclusion
Générale

Conclusion Générale

Ce travail de mémoire s'inscrit dans le cadre d'obtention du diplôme de master 2 sous le thème : Imagerie et Radiothérapie - Une Comparaison Dosimétrique

On a parlé du rôle de différentes techniques d'imagerie médicale (Scannographie, Imagerie par la résonance magnétique, Echographie etc...) en radiothérapie. Cela nous permet de conclure que l'imagerie médicale joue un rôle central et incontournable dans la prise en charge des patients oncologiques. La stratégie thérapeutique et sa qualité dépendent fortement des informations que nous apporte l'imagerie médicale pour le diagnostic et le traitement des cancers.

L'imagerie médicale, à l'heure actuelle, peut être considérée comme la pierre angulaire d'un traitement de radiothérapie moderne de haute conformation. Le développement de l'imagerie, et particulièrement de l'imagerie fonctionnelle, ouvre de nouvelles perspectives en termes d'approches thérapeutiques, de pronostic de réponse, de compréhension de la maladie cancéreuse et de sa réponse aux traitements de radiothérapie et de chimiothérapie. L'intégration de l'imagerie anatomique, et dans un futur proche de l'imagerie fonctionnelle, dans la routine clinique de radiothérapie se fera grâce à une collaboration étroite entre les services d'imagerie médicale, de médecine nucléaire et de radiothérapie.

D'un autre côté, les études en termes de radioprotection, vis-à-vis de l'imagerie et de la radioprothérapie montrent que : les doses reçues par un patient sujet à un examen de radiothérapie sont minimales par rapport à celles reçues par un patient ayant subi un traitement radio thérapeutique. Mais la question qui s'impose est la suivante : si les doses subies lors d'un examen d'imagerie peuvent entraîner des effets néfastes sur le patient, qu'en est-il réellement des doses reçues par ce patient lorsqu'il subit un traitement radio thérapeutique, sachant que ce traitement est accompagné de toute une série d'examens radiologiques ?

REFERENCES

REFERENCES

- [1] Christine Jimonet et Henri Métivier, Personne compétente en radioprotection, Principes de radioprotection – réglementation, CEA 2007.
- [2] C.O. Thiam, " Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique", Thèse de doctorat, Université blaise pascal (U.F.R. Sciences et Technologies), 2007.
- [3] Christophe CHAMPION ; Interaction des ondes et des particules avec la matière
- [4] BOUDEKHANE HADJER, Evaluation des marges de positionnement en radiothérapie ,MEMOIRE MASTER , UNIVERSITE DES FRERES MENTOURI CONSTANTINE , le 22 Juin 2016.
- [5] tara Hargeoves et all ,institut radioprotection du canada, adminstration candienne de la sûreté transpoert aerien attawa canada, le 16 février 2010.
- [6] INTRODUCTION AU RAYONNEMENTS, L'ORGANISME DE REGLEMENTATION Nucléaires Du Canada, 2012.
- [7] Y-S Cardolian, H .Foehrenbach .Radioprotection en milieu médicale principe et mise en pratique.2eme édition 2008 masson.
- [8] Dr. MEGHELLI. "Interactions entre les rayonnements ionisants et la matière ", Biophysique-Médicale. Service Médecine Nucléaire, CHU Tlemcen.
- [9] M. BENSENANE Yacine ,M. OURAIBA Mohammed Amin ,Mémoire Master : Utilisation de la radiothérapie conformationnelle dans le traitement des néoplasies pulmonaires, Université ABOU BEKR BELKAID – TLEMCEN, le 08 Octobre 2011.
- [10] BENAÏSSA Khalida épouse BENTAYEB, Mémoire Master , Les radiations naturelles des matériaux de construction Ciment de Beni Saf, Université Aboubekr BELKAID 11 Septembre 2013.
- [11] KALLOUCHE Hidayet ,BOUCHIKHI Asma, Mémoire MASTER , Les Tests d'acceptance Du Système De Planification Du Traitement En Radiothérapie Externe, UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE ABOU BAKR BELKAID LE 15 -10-2011
- [12] Myriam COULIBALY & Boris GEYNET ,évolution technologique en radiothérapie externe université de technologie compiègne , Année 2000 – 2001

- [13] Benseddik Med El Amine et Oumansour Med El Amine, Diplôme de MASTER,
Thème Contrôle de qualité des accélérateurs linéaires et des scanner simulateur –procédure et application
- [14] RAPPORT S.F.P.M. N° 21 : Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie. Par Albert LISBONA (coordinateur) et al. Groupe de Travail « Dosimétrie des explorations diagnostiques en Radiologie ».
- [15] Richard ZIMMERMANN, La médecine nucléaire La radioactivité au service du diagnostic et de la thérapie, Imprimé en France, 2006.
- [16] Claude Le Sech, Christian Ngô, PHYSIQUE NUCLÉAIRE: Des quarks aux applications Paris, 2010.
- [17] <http://www.inrs.fr>
- [18] Etienne DEBARRE, thème:APPLICATION DU PROTOTYPAGE RAPIDE À L'AIDE AU DIAGNOSTIC EN CHIRURGIE TRAUMATOLOGIQUE ET ORTHOPÉDIQUE,thèse de Doctorat ,UNIVERSITÉ D'ARTOIS ,le 07 décembre 2011.
- [19] La radiothérapie Après un siècle d'évolution, des nouveaux traitements « sculptés » à la forme de la tumeur ; Conférence de presse du 6 octobre 2003
- [20] M me Elodie Brochu et al, Cadre de référence pour l'allocation des ressources matérielles appareils de planification en radio-oncologie, Édition : La Direction des communications du ministère de la Santé et des Services sociaux,2007.
- [21] Jean-Pierre GERARD, André COSTA, GUIDE DES PROCEDURES DE RADIOTHERAPIE EXTERNE, Société Française de Radiothérapie Oncologique 2007.
- [22] Robin GARCIA ; validations dosimetriques des conditions cliniques des radiotherapies thoraciques ; these pour obtenir le grade de doctorat. Le 21 septembre 2009.
- [23] Eloïse DENIS, Modélisation et validation de la version 7.4f Du TPS (treatment planning system) pinnacle .
- [24] Ameri Fatima Zahra, Lougmiri kaouthar ,thème: Mise en service et contrôle de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité ,2018
- [25] Radiothérapie et curiethérapie, service de radiothérapie, CHU Besançon.
- [26] Melle. MALKI Sarra. Melle. BOUAZZA Sarra. thèse 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 Tlemcen29 ,septembre 2016.

[27] Etienne DEBARRE, APPLICATION DU PROTOTYPAGE RAPIDE À L'AIDE AU DIAGNOSTIC EN CHIRURGIE TRAUMATOLOGIQUE ET ORTHOPÉDIQUE, MÉMOIRE doctorat, le 07 décembre 2011 .

[28] Réda BENTATA, Segmentation d'image tomographique, mémoire magister, université ES –sénia oran ,2011.

[29] S. J. Hirst, et al, Place de l'imagerie vasculaire ultrasonore par "Doppler Puissance" en gynécologie-obstétrique, Journal d'Échographie et de Médecine par Ultrasons 20, p. 16 (avril 1999).

[30] KAHLI Hadjer, ELGADIR Sara, Représentation et recherche d'images par l'histogramme de niveau de gris : application à l'image médicale, Université M'Hamed Bougarra, Boumerdes, 2015 -2016.

[31] Par Audrey Lortie et Juliette Naud, L'ÉCHOGRAPHIE DE LA MÉDECINE, 21 mars 2017.

[32] NEMOUCHI Maroua et MOKHTAR Hanane, OPTIMISATION POUR LA RESOLUTION DU PROBLEME INVERSE EN TEP, MÉMOIRE M ASTER,2017.

[33] JULIAN DOBRANOWSKI et al GUIDE D'INTRODUCTION:UTILISATION ET SÛRETÉ DES RAYONS X,2013

[34] AYAD Hanane, Conception et réalisation d'une banque de données médicale, Université Abou Bakr Belkaïd de Tlemcen, 2016.

[36] M. Coulibaly, and B. Geynet, " Evolutions technologiques en radiothérapie externe", Université de technologie Compiègne, DESS TBH, 2000.

[35] M. Le Roy, " Etude de références dosimétriques nationales en radiothérapie externeapplication aux irradiations conformationnelles ", Thèse de doctorat, Université de nice-sophia antipolis-UFR Sciences, 2011.

[37] JULIAN DOBRANOWSKI, MD et al, GUIDE D'INTRODUCTION À L'IMAGERIE MÉDICALE : UTILISATION ET SÛRETÉ DES RAYONS X 2013,

[38] Sébastien M.J.J.G. Nijsten, *PORTAL DOSIMETRY IN RADIOTHERAPY, Datawyse Universitaire Pers Maastricht, (2009).*

[39][Varian médical system, *LeManuel de référence Portal Dosimetry, Version 11.0., Produit en Suisse, (2009-2011).*]

[40] M. Goitein. "The comparison of treatment plans". *Seminars in Radiation Oncology*, 1992.

Résumé

La radiothérapie a pour but de délivrer une dose de rayonnement élevée à la tumeur et aux régions à risque d'envahissement, pour le contrôle tumoral, et basse aux tissus sains adjacents, pour éviter les effets secondaires. Les techniques de la radiothérapie, ont pour but d'optimiser cette distribution de dose. Elles nécessitent l'utilisation d'une imagerie médicale précise pour être bien adaptées à la tumeur et aux organes à risque (OAR).

D'une autre part les patients reçus des doses par les deux techniques soit minimum par l'imagerie médicale soit haut énergie par la radiothérapie qui produisent des effets secondaires sur l'organisme comme les effets déterministes et les effets stochastiques, les cancers radio induit, Malformations causées par l'exposition du fœtus aux rayonnements durant divers stades de la grossesse.

Mots clés : Radiothérapie, imagerie médical, tumeur, dosimétrie.

Abstract

The purpose of radiation therapy is to deliver a high dose of radiation to the tumour and areas at risk of invasion, for tumour control, and low to adjacent healthy tissues, to avoid side effects. The aim of radiation therapy techniques is to optimise this dose distribution. They require the use of accurate medical imaging to be well adapted to the tumour and at-risk organs (SROs).

On the other hand patients received doses by both techniques either minimum by medical imaging or high energy by radiation therapy that produce side effects on the body such as deterministic effects and effects stochasticradio-induced cancers, Malformations caused by fetal radiation exposure.

Keywords: radiation therapy, medical imaging, tumor, dosimetry.

ملخص

يهدف العلاج الاشعاعي بتقديم جرعات عالية بهدف معالجة الاورام بحيث تعتمد على التقنيات التصوير الاشعاعي لتحسين توزيع الجرعات وهذا للوصول الى جرعات عالية على مستوى الورم والجرعات المنخفضة على مستوى الانسجة السليمة. من ناحية اخرى، فان المرضى يتلقون جرعات عالية من العلاج الاشعاعي وجرعات منخفضة من تقنيات جرعات التصوير الطبي. في حين ان كلتا التقنيتين ينتج عنها اثار غير مرغوب فيها.

الكلمات المفتاحية:

العلاج الاشعاعي، التصوير الطبي الورم، قياس الجرعات.