

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

قسم علوم المادة

Département Sciences de la Matière



Mémoire de Master

Domaine : Sciences de la matière

Filière : Physique

Option : Physique médical

Présenté par :

AHMED DAMMA

MOULAY OMAR MOHAMMED ALI

THEME

Contrôle de qualité et mise en service d'un système de planification de traitement dans la radiothérapie

Soutenu publiquement devant le jury composé de :

Mr HALIT MOHAMED

MCA

Président

Mr ZERGUINI HOUCINE

MAA

Examinateur

Mr RDJEM FETHI

MAB

Examinateur

Mm AISSOUS BASMA

MAA

Rapporteur

Année Universitaire 2017- 2018

Remerciement

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

On présente nos premiers remerciements à notre promoteur madame **AISSOUS BASMA** physicien nucléaire pour nous avoir permis de réaliser ce travail de recherche, pour tout le temps qu'il nous a consacré et pour avoir assuré avec intérêt la direction et le suivi de ce travail.

Nos remerciements les plus sincères sont adressés à Monsieur **HALIT MOHAMED** et à Monsieur **ZERGUINI HOUCINE** et à Monsieur **RDJEM FETHI**

Qui sont avoir participé a notre nombre de jury.

Nous tenons également à remercier très chaleureusement :

Mr HAKIM BELLAGHMA Physicien médicale CAC BATNA.

Mme NAMOUSS IBTESAM Physicienne médicale CAC BATNA.

Dr ISMAIL ZERGOUG Maître-assistant CAC OREN.

Mr MAHMOUD BELLOUNES Master physique médicale.

On n'oublierait pas de remercier les employeurs du **CAC de BATNA** et les dosimétriste pour leur aide et leur gentillesse.

Merci également à toutes personnes partageant ses connaissances du loin ou du proche, tous ceux qui ont publié leurs résultats de recherche pour que tout le monde puisse les exploiter et les achever et que l'on puisse rendre leurs travaux plus utiles pour le développement de l'humanité.

Dédicaces

Je dédie ce travail

A mes très chers parents

HACINI FATIMA

MOULAY OMER SLIMAN

Pour leur sacrifices et leur encouragements, et qui grâce à eux j'ai pu continuer mes études.

Merci pour votre compréhension, et votre soutien permanent. Merci d'avoir toujours été là.

A mes très chers frères et sœurs

SMAIL et sa femme KAOUTHER

Mes petits sœur IKRAM,HAOUWA,IMAN,SOUAD

Et ma sœur HOUDA son mari MAHMOUD

Mon cher frère ISHAK

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

A mes amis, de tout le long cycle d'étude, pour leurs présences et leurs encouragements .

A tous ceux qui de près ou de loin, ont contribué à la réalisation de ce travail et à ce qui me son chers

Molay Omar Mohammed Ali

Dédicace

*Je dédie ce travail
À mes très chers parents*

ARMED DANOLA

Remerciement

Sommaire

Liste des 'abréviations

Liste des figures et liste des tableaux

Introduction général	1
Chapitre 1 Interaction rayonnement avec la matière	3
1. Introduction au rayonnement :	4
1.1. Different types de rayonnement:	4
1.1.1. Rayonnement non ionisant :.....	4
1.1.2. Rayonnement ionisant :.....	4
- Rayonnement Directement ionisant :.....	4
- Rayonnement Indirectement ionisants :.....	4
Les Photons :	5
Les électrons :.....	5
1.2. Interactions des rayonnements avec la matière :	5
1.2.1. Interaction photon avec la matière :.....	5
L'effet Thomson-Rayleigh:.....	6
L'effet photo-électrique:	6
L'effet Compton (Diffusion incohérente):	7
La production de paires:	8
1.2.2. Interaction des électrons avec la matière :	9
Excitation et ionisation :.....	9
Phénomène de freinage :.....	9
2. Interaction des rayonnements avec la matière vivante (radiobiologie) :	10
2.1. Action des radiations ionisant à l'échelle moléculaire :	10
- Radiolyse de l'eau :.....	10
- Les lésions de l'ADN :	10
2.2. Action des radiations ionisantes à l'échelle cellulaire :.....	10
2.3. Action des radiations ionisantes à l'échelle tissulaire :	11
Les tissus compartimentaux:.....	11
Les tissus non compartimentaux:.....	11
2.4. Action des radiations ionisantes à l'échelle humaine :	11
- Pathologie déterministes :	11
- Pathologie stochastiques (aléatoires) :.....	11
3. Les grandeurs dosimétriques en physique de rayonnement :	12

3.1.	Energie cédée:	12
3.2.	Energie massique ou spécifique :	12
3.3.	Activité d'un corps radioactif :	12
3.4.	Exposition :	13
3.5.	Grandeurs pour exprimer la dose :	13
3.6.	Dose absorbée :	14
3.7.	Dose équivalente :	14
3.8.	Dose efficace :	15
Chapitre 2 : Généralité sur la radiothérapie		17
1.	Introduction à la radiothérapie :	18
2.	Les appareils de la radiothérapie:	18
	Techniques d'imagerie médicale :	18
2.1.	Le scanner dosimétrique :	19
2.1.1.	Les composantes de scanner :	19
2.1.2.	Principe d'imagerie par rayon X :	20
2.2.	Le Système de Planification des Traitements ou « TPS » :	21
	Algorithme de calcul de dose (AAA) :	21
1-	L'algorithme de configuration :	21
2-	L'algorithme de calcul de dose :	22
2.3.	Accélérateur linéaire :	23
2.3.1.	Description générale :	23
2.3.2.	Les composants d'accélérateur :	23
2.3.3.	La voie de photon :	24
2.3.4.	La voie des 'électrons :	24
3.	Rôle du physicien médical au service de radiothérapie.....	25
4.	Circuit de patient dans un service radiothérapie :	25
4.1.	Consultation de mise en traitement :	25
4.2.	Simulation :	25
4.3.	Définition des volumes cibles et des organes à risques (contourage):	25
4.4.	Planification et approbation du traitement (la dosimétrie):	26
4.5.	Validation :	26
4.6.	Traitement :	27
4.7.	Suivi :	27
5.	Les techniques de radiothérapie externe :	27
5.1.	Radiothérapie conformationnelle ou bien radiothérapie conformationnelle 3D	27

5.2.	La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité RCMI :	28
5.3.	Modulation d'intensité rotationnelle VMAT :	29
Chapitre 3 : Contrôle de qualité et mise en service du TPS		31
1.	La précision en radiothérapie :	32
2.	Assurance qualité du processus de planification de traitement en radiothérapie :	32
2.1	Assurance qualité de radiothérapie :	32
	Assurance qualité de TPS :	32
	Contrôle de qualité en radiothérapie :	32
2.1.1	Les tests de réception du TPS (acceptance testing):	32
2.1.2	Mise en service –Tests- :	33
	L'identification des machines :	33
	La géométrie des machines :	33
	Calcul de dose :	33
	Parentage de dose en profondeur PPD :	34
	Profile de dose :	35
Chapitre4 : Mesure et discussion		37
Introduction :.....		38
1.	Outils de mesure :	38
1.1.	Chambre d'ionisation :	38
1.1.1.	Chambre d'ionisation Farmer de PTW :	38
1.1.2.	Chambres d'ionisation semiflex :	39
1.2.	La cuve d'eau :	39
1.3.	Les électromètres :	40
1.4.	Logiciel d'acquisition de données Méphysto :	41
1.5.	Montage expérimental de la cuve a eau :	41
2.	Objets Tests Numériques OTN :	42
2.1.	Objet teste numérique simples :	42
2.2.	Objet teste numérique hétérogène :	43
2.3.	Objet teste numérique décrochement :	43
3.	Les méthodes d'analyses :	43
	Superposition :	44
4.	Mesure et discussion :	44
4.1.	Objet teste numérique simples :	44
4.1.1.	Champ carré :	44
4.1.2.	Objets test numérique avec des modificateurs de faisceaux:	45

filtre en coin:	45
4.1.3. Obliquité de surface :	46
4.2. Objet teste numérique hétérogène :	47
Equivalent Poumon :	47
4.3. Objet teste numérique à décrochement :	48
OTN de forme losange :	48
5. Interprétation des résultats :	49
Conclusion	54

Conclusion générale

Références

Résumé

Liste des 'abréviations :

AAA	Anisotropic Analytic Algorithm (Algorithme de calcul de dose).
ADN	Acide Désoxyribo Nucléique.
AQ	Assurance Qualité.
CAX	l'axe central.
CTV	Clinical Target Volume (volume cible anatomoclinique).
CQ	Contrôle de Qualité.
DSP (SSD)	Distance Source Surface.
EMC	Electron Monte Carlo.
FOC	Facteur d'Ouverture Collimateur.
J	Joule.
ICRU	International Commission on Radiation Units.
IMRT	Intensity-Modulated Radiation Therapy.
IRM	Imagerie par Résonance Magnétique.
ITV	Internal Target Volume (volume cible interne).
GTV	Gross Tumor Volume (volume tumoral macroscopique).
Gy	Gray.
Kerma	Kinetic Energy Release in Material.
KeV	kilo-électron volt.
Kg	kilo gramme.
LINAC	Linear Accelerator (Accélérateur linéaire).
MeV	méga-électron volt.
Méphysio	Médical PHYSics TOol.
MLC	Multi Leaf Collimator (collimateur multi-lames).
MV	Méga-volt.
OAR	Organes A Risque.
OTN	Objets Tests Numériques.
PTV	Planning Target Volume (volume cible prévisionnel).
PPD	Pourcentage de dose en profondeur.
RCMI	Radiothérapie Conformationnelle avec Modulation d'Intensité.
RX	Rayon X.
SPECT CT	Single Photon Emission Computed Tomography (La tomographie par émission monophotonique).
Sv	sievert.
ESTRO	European Society for Radiotherapy and Oncology.

TDM	Tomodensitométrie
Terma	Total energy released par unit mass
TEP	Tomographie par Emission de Positon
TEP CT	Tomographie par Emission de Positon ComputedTomography
TPS	Treatment Planning System (système de planification de traitement)
UM	Unité Moniteur
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy (Arc thérapie volumique modulée)
WR	Facteur de pondération radiologique
WT	Facteur de pondération tissulaire
2D	Deux dimensions
3D	Trois dimensions

Liste des figures

Figure 1.1 : Classification des rayonnements

Figure 1.2 : L'effet Thomson-Rayleigh

Figure 1.3 : Effet photoélectrique

Figure 1.4 : Effet Compton Diffusion Compton : collision d'un photon avec un électron au repos

Figure 1.5 : Effet production de paires.

Figure 1.6 : Phénomène d'excitation

Figure 1.7 : Phénomène d'ionisation

Figure 1.8 : Phénomène de freinage

Figure 1.9 : Dommages infligés à l'ADN par des rayonnements.

Figure 2.1 : Scanner dosimétrique dans le service radiothérapie de CAC Batna

Figure 2.2 : Les composantes de scanner

Figure 2.3 : Accélérateur linéaire Accélérateur linéaire du service CAC de BATNA, Modèle Varian.

Figure 2.4 : Les composantes de l'accélérateur.

Figure 2.5 : Contourage des volumes.

Figure 2.6 : La distribution de dose dans le patient par la technique RC3D (cancer de prostate).

Figure 2.6 : La distribution de dose dans le patient par la technique radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité RCMI (cancer de prostate).

Figure 2.7 : Traitements par VMAT, Mouvement rotation de machine autour le patient.

Figure 3.1 : Le TPS.

Figure 3.2: Mesure de PPD selon z, la taille de champ à une DSS fixé

Figure 3.3 : La courbe de rendement en profondeur

Figure 3.4 : Mesure de profil de dose selon x,y à DSS fixé pour une taille de champ A

Figure 3.5 : Profil latéral de dose et leur régions

Figure 4.1 : Chambre d'ionisation Farmer de PTW

Figure 4.2 : Chambres d'ionisation semiflex

Figure 4.3 : La cuve d'eau

Figure 4.4 : L'électromètre UNIDOS E

Figure 4.5 : L'électromètre MP3

Figure 4.6 : Logiciel d'acquisition de données Méphysto

Figure 4.7 : Montage expérimental de la cuve d'eau

Figure 4.8 : OTN carré taille de champ 5x5 cm², SSD=100cm

Figure 4.9 : OTN champ carré 9x9 cm² avec un filtre en coin 30

Figure 4.10 : OTN carré taille de champ 20x20 cm², oblique (15°), SSD=100 cm

Figure 4.11 : OTN équivalent poumon, Champ=25x25 cm², SSD=100 cm, Densité du poumon=0.21g/cm³

Figure 4.12 : OTN losange, taille de champ de champ 15x15 cm², SSD=100 cm

Figure 4.13 : La partie centrale; énergie 6MeV

Figure 4.14 : La partie centrale; énergie 18 MeV

Figure 4.15 : La partie pénombre; énergie 6 MeV

Figure 4.16 : La partie pénombre; énergie 18 MeV

Figure 4.17 : La partie transmission énergie 6 MeV

Figure 4.18 : La partie transmission énergie 18 MeV

Liste des tableaux :

Tableau 1.1 : Facteurs de pondération radiologique w_R

Tableau1.2 : Facteurs de pondération tissulaire w_T

Introduction générale :

Aujourd'hui, la moitié des cancers sont traités par radiothérapie. L'effet biologique étant en relation avec l'énergie absorbée par les tissus, le développement de la radiothérapie ne saurait être dissocié de celui de la dosimétrie des rayonnements ionisants. L'étalonnage des faisceaux d'irradiation et la détermination de la répartition spatiale de la dose absorbée à l'intérieur de l'organisme sont donc déterminants pour la qualité de prise en charge des patients.

La radiothérapie externe est une méthode de traitement anticancéreuse utilisant des radiations ionisantes issues d'une source placée à l'extérieur du patient. En fonction de la tumeur à traiter, de sa taille, de sa localisation, de son extension, de son stade, de l'état général du patient et des symptômes associés, elle peut être curative, palliative ou symptomatique. La radiothérapie curative est l'indication la plus fréquente. Son objectif principal est de stériliser la tumeur, tout en préservant les organes sains voisins afin de limiter les complications secondaires. Le processus de mise en œuvre des traitements comporte plusieurs étapes dont l'acquisition des données anatomiques du patient, la détermination des cibles à traiter et des organes à éviter, la définition des faisceaux de traitement, le calcul prévisionnel de la distribution de dose, l'évaluation et la mise en application du plan de traitement. L'étape de calcul prévisionnel de la distribution de dose à l'aide d'un système de planification des traitements ou TPS est une étape cruciale de la préparation du traitement.

Le travail a été réalisé dans le cadre du présent mémoire de fin d'étude, consiste à déterminer le contrôle qualité et mise en service pour le système de calcul de dose (TPS) en radiothérapie, ces mesures de qualité applicables au programme de contrôle de dose pour des faisceaux de photons de haute énergie à l'aide de chambres d'ionisation. Les mesures de ces paramètres pour le TPS. Les procédures de contrôle qualité exigent que ces données soient contrôlées chaque année. S'il y a des changements importants entre les nouvelles valeurs et les anciennes valeurs le physicien doit intervenir et rectifier les données dans le TPS.

Cette thèse se décline en quatre chapitres :

Le premier chapitre rappelle les notions fondamentales de la physique médicale dans le domaine de la radiothérapie, les rayonnements et leur interaction avec la matière.

Le second chapitre retrace également la présentation de la radiothérapie. Nous présentons les appareils de la radiothérapie, leur fonctionnement et leurs utilités. Dans ce chapitre nous présenterons également le système de planification de traitement et l'algorithme plus utilisé en service radiothérapie.

Le troisième chapitre, est consacré à l'assurance qualité du processus de planification de traitement en radiothérapie et Les tests de réception du TPS concernent la vérification.

Le quatrième chapitre est consacré à la comparaison des résultats effectué par le TPS et les mesures réalisés sous l'accélérateur linéaire. Cette application a été menée pour le TPS utilisé en routine au service de radiothérapie pour deux qualités de faisceaux de photons : 6 MeV et 18 MeV.

Et à la fin, une conclusion générale sur la mise en œuvre et l'importance des protocoles des contrôles de qualité dans la radiothérapie conformationnelle . Enfin, la place de la radiothérapie dans la prise en charge globale des cancers pour chaque localisation nécessite une évaluation en termes d'efficacité, de tolérance et de qualité de vie.

Les travaux de recherche menés au cours de cette thèse ont été effectués dans le service de radiothérapie de centre anti cancer BATNA.

Chapitre 1

Interaction rayonnement avec la matière

1. Introduction au rayonnement :

D'une manière générale, 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. Il existe deux grands types de rayonnement: le rayonnement non ionisant et le rayonnement ionisant.

1.1. Différents types de rayonnement:

1.1.1. Rayonnement non ionisant :

Chaque jour. Les êtres humains utilisent des sources de rayonnement non ionisant ou y sont exposés. Cette forme de rayonnement ne dégage pas suffisamment d'énergie pour ioniser les atomes ou les molécules.

Exemples : les fours à micro-ondes, GPS, radio FM et AM, les téléphones cellulaires.

1.1.2. Rayonnement ionisant :

Un rayonnement ionisant est un transport d'énergie sous la forme des particules ou d'ondes électromagnétiques pouvant produire des ions directement ou indirectement.

Les rayonnements sont dits ionisants lorsqu'ils possèdent une énergie suffisante pour arracher un électron à un atome. Les rayonnements ionisants en les divisé en deux parties directement ionisants est Indirectement ionisants.

- Rayonnement Directement ionisant :

Les particules chargées légères (les électrons), et les particules chargées lourdes(les protons, les particules α , et les ions lourdes) qui déposent l'énergie au milieu par le processus d'interaction coulombienne entre la particule incidente et les électrons orbitales.

- Rayonnement Indirectement ionisants :

Un rayonnement indirectement ionisant est constitué de particules non chargée électriquement, dont l'énergie est suffisante pour produire, selon plusieurs types d'interaction, une ionisation de la matière.

Les neutrons et les rayonnements électromagnétiques (photons X, et γ).[1]

Les rayonnements ionisants sont aujourd'hui très utilisés en médecine; soit pour des traitements de cancers (radiothérapie, curiethérapie...) soit pour des diagnostics par imagerie (utilisation des rayons X en radiologie utilisation des rayons gamma en scintigraphie etc.).

Par leur énergie et leur nature ces rayonnements ionisants sont plus ou moins pénétrants dans la matière. Leur pouvoir de pénétration est différent. Ces caractéristiques offrent plusieurs choix thérapeutiques selon les cas de cancers à traiter. [2]

Exemples :

Dans la radiothérapie, les tumeurs superficielles sont traitées par les électrons et les tumeurs profondes sont traitées par des faisceaux des photons à haut énergies. Et dans l'imagerie médical

on utilise les rayonnements X en cas général et en certain cas on utilise des rayonnements gamma de faible énergie.

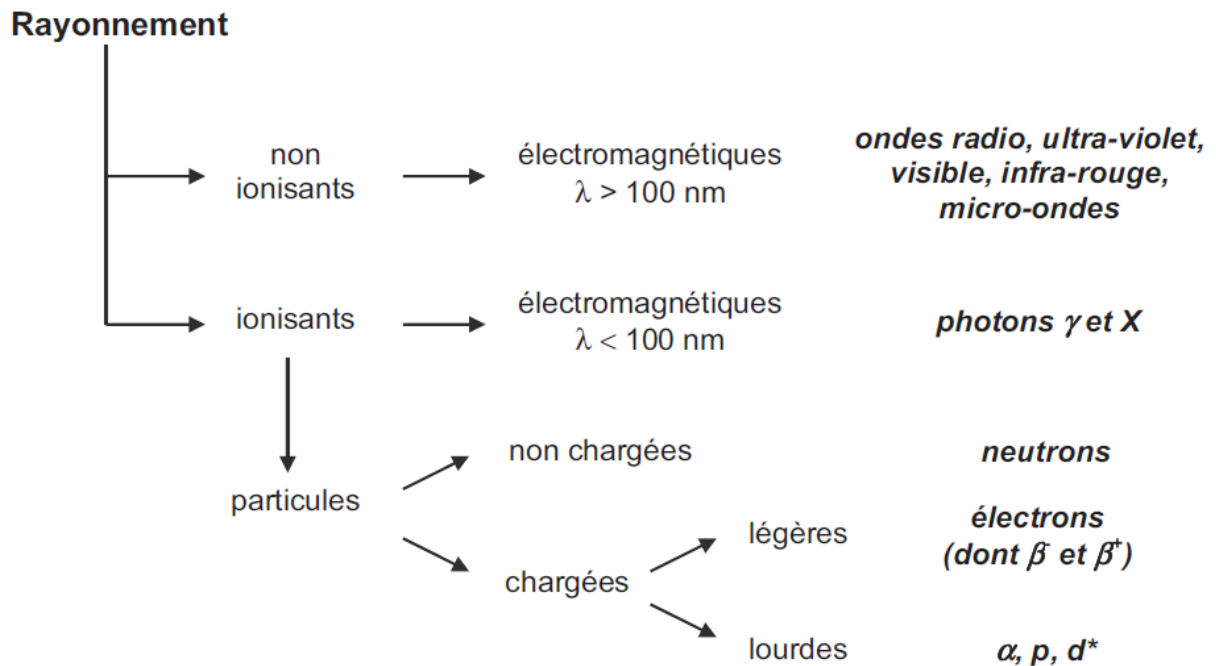


Figure 1.1: Classification des rayonnements. [17]

Les Photons :

Le photon est un concept difficile à définir car il présente simultanément des propriétés d'ondes électromagnétiques et de corpuscule (sans charge électrique et sans masse). On dit du photon qu'il a une dualité onde-corpuscule.

En radiothérapie, le photon est plutôt décrit comme une particule possédant une certaine probabilité d'interaction avec les tissus du patient dans quel cas il cède partiellement ou totalement la quantité d'énergie qu'il matérialise. [3]

Les électrons :

L'électron est une particule de matière douée d'une masse (9.1×10^{-31} kg, soit $0.511 \text{ MeV}/c^2$, avec c la vitesse de la lumière exprimée en m/s) et charge électriquement négativement (on la note e avec pour valeur $-1.6 \times 10^{-19} \text{ C}$) qui est l'un des composant des atomes avec les noyaux, il est responsable des propriétés physiques et chimiques des gaz, liquides et solides (conductivité électrique, magnétisme, liaisons chimiques) et même d'un quatrième état de la matière le plasma.

1.2. Interactions des rayonnements avec la matière :

1.2.1. Interaction photon avec la matière :

Pour qu'un faisceau de photons soit atténué par le milieu, il faut que de multiples interactions se produisent entre les photons et la matière.

Quatre types d'interactions photon-matière peuvent se produire : l'effet Thomson-Rayleigh, l'effet photo-électrique, l'effet Compton et production de paires.

L'effet Thomson-Rayleigh:

L'effet Thomson-Rayleigh traduit la diffusion d'un photon sans changement d'énergie.

Le photon incident en traversant le nuage électronique qui constitue la périphérie de l'atome, subit une collision dite élastique. Le photon ne subit aucune perte énergétique et il est diffusé d'un angle faible.

L'effet Thomson-Rayleigh ne se produit que pour les faibles valeurs d'énergie des photons.

Sa probabilité d'apparition diminue très rapidement lorsque l'énergie augmente. A titre indicatif, la région d'énergie significative de l'effet Thomson-Rayleigh dans l'eau est inférieure à 20 keV. [3]

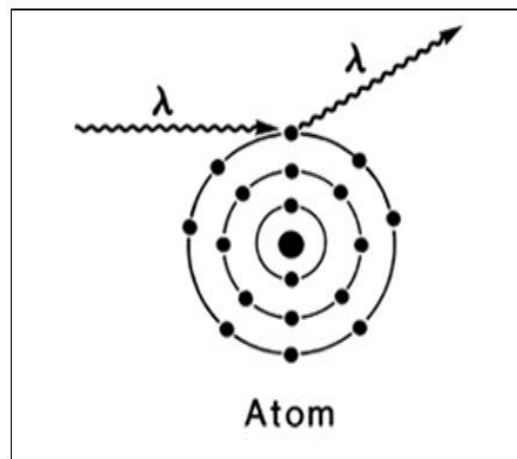


Figure 1.2 : L'effet Thomson-Rayleigh.[3]

L'effet photo-électrique:

Le rayonnement incident transfère toute son énergie à un électron atomique de la substance traversée.

L'effet photo électrique correspond donc à des ionisations des couches électroniques qui se réorganisent en émettant des rayonnements secondaires électromagnétiques X.

Le photon-électron est éjecté de son orbitale avec une énergie cinétique initiale égale à

$$T_{e^-} = h\nu_0 - E_s \quad (1)$$

Où $E_0 = h\nu_0$: est l'énergie du photon incident

E_s : Correspond à l'énergie de liaison de l'électron de la sous- couche « S » avant interaction avec le photon. [4]

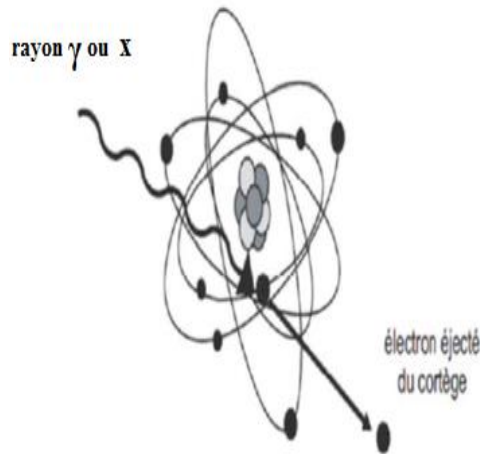


Figure 1.3 : Effet photoélectrique. [17]

L'effet Compton (Diffusion incohérente):

La diffusion Compton (ou effet Compton) est un processus de diffusion d'un photon par un électron faiblement lié. L'effet Compton n'est possible que si l'énergie du photon incident est supérieure à l'énergie de liaison de l'électron.

Dans un patient, composé essentiellement de molécules à faibles numéros atomiques, la diffusion Compton est l'interaction dominante pour les énergies de rayons X utilisée en radiothérapie.

Le photon incident est diffusé (à un angle θ) et cède une partie de son énergie à l'électron (diffusé à un angle Φ). De façon générale θ est compris entre 0 et 180° et Φ est compris entre 0 et 90°. Les angles θ et Φ dépendent de l'énergie du photon incident.

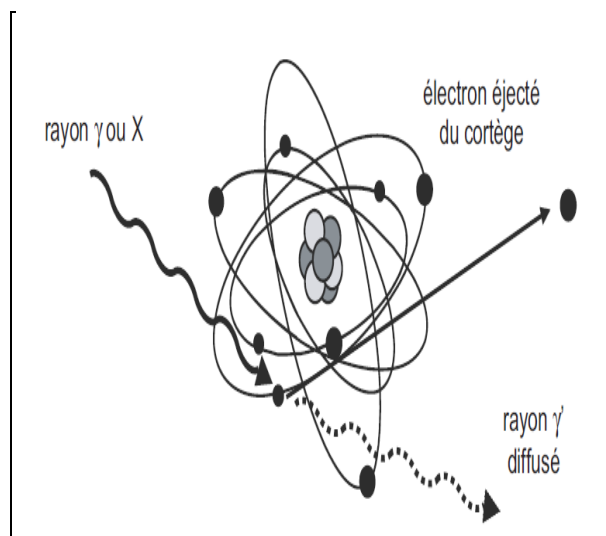


Figure 1.4 : Effet Compton. [17]

Diffusion Compton : collision d'un photon avec un électron au repos

Les relations suivantes décrivent la répartition des énergies entre le photon diffusé et l'électron, soit :

$E_1 = h\nu_1$: Energie initiale du photon.

$E_2 = h\nu_2$: Energie du photon après diffusion.

T : énergie de l'électron diffusé.

D'où :

$$E_2 = E_1 \frac{1}{1 + \frac{E_1}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (2)$$

Et

$$T = E_1 \frac{(1 - \cos \theta) \frac{E_1}{m_e c^2}}{1 + \frac{E_1}{m_e c^2} (1 - \cos \theta)} \quad (3)$$

Avec : $m_e = m_0$ la masse de l'électron au repos.

Le phénomène de diffusion Compton est l'interaction dominante pour des photons de haute énergie (de 50 KeV à 20 MeV), dans des milieux de faibles numéros atomiques (par exemple eau).

La production des paires:

Le champ électrique intense qui entoure un noyau peut transformer un photon en électron et positon : c'est l'effet de production de paires. Cette matérialisation nécessite une énergie minimale du photon incident d'au moins 2 fois 511keV, soit $E_{min} = 1,02 \text{ MeV}$.

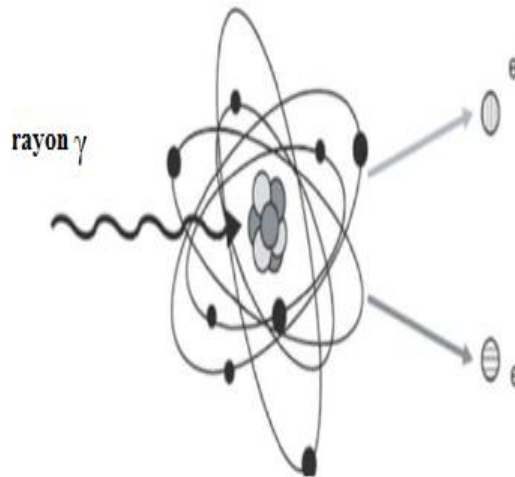


Figure 1.5 : Effet production de paires. [17]

Effet production de paire est un phénomène prépondérant pour des hautes énergies de photons dans des milieux de Z élevé. Dans l'eau, la création de paires est dominante à partir de 20MeV.

L'énergie cinétique de l'électron et du positron est donnée en **MeV** par : [1]

$$T_{e^-} = T_{e^+} = (E - 1.022) / 2 \quad (4)$$

1.2.2. Interaction des électrons avec la matière :

Excitation et ionisation :

Un électron traversant un milieu matériel perd de l'énergie par :

"Collisions", c'est-à-dire interactions coulombiennes avec les électrons des atomes du milieu traversé, ce qui conduit à l'ionisation ou à l'excitation de ces atomes. Ou par le phénomène de freinage.

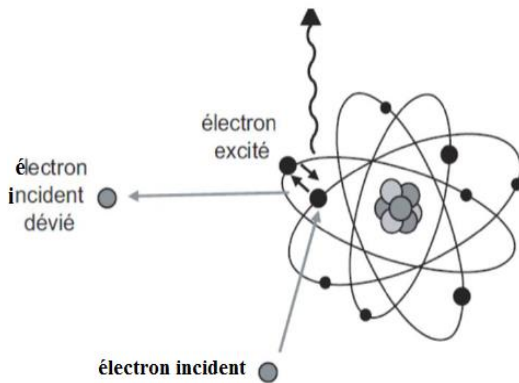


Figure 1.6 : Phénomène d'excitation. [17]

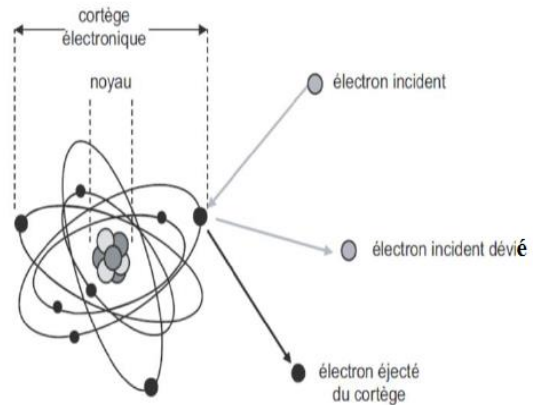


Figure 1.7 : Phénomène d'ionisation. [17]

Phénomène de freinage :

Les électrons incidents peuvent interagir avec les noyaux des atomes de la substance traversée. Ils subissent l'influence du champ coulombien du noyau : ils sont alors déviés et cèdent une partie de leur énergie au noyau.

Cela se manifeste par un ralentissement ou freinage. L'énergie perdue est émise sous la forme de rayonnements X. [1]

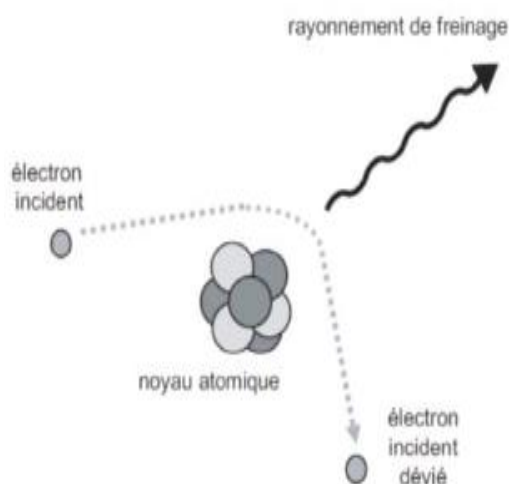


Figure 1.8 : Phénomène de freinage. [17]

2. 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 :

2.1. Action des radiations ionisantes à l'échelle moléculaire :

Les cellules sont constituées de molécules d'eau et des macro-molécules et des molécules d'ADN.

- Radiolyse de l'eau :

Deux types de mécanismes peuvent intervenir. Les phénomènes d'excitation, d'ionisation.

- Les lésions de l'ADN :

L'ADN constitue la cible critique des rayonnements ionisants. En effet, une seule lésion non réparée de la molécule d'ADN pourra donner lieu soit à une mort cellulaire par apoptose (mort cellulaire programmée) soit à une mutation.

Les altérations les plus fréquentes sont :

- Les altérations des bases
- des cassures simples d'un brin
- des cassures doubles de deux brins controlatéraux.

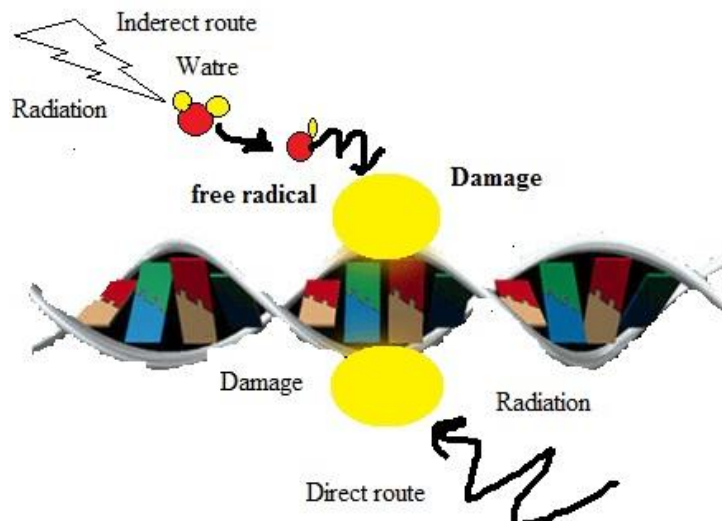


Figure 1.9 : Dommages infligés à l'ADN par des rayonnements. [18]

2.2. Action des radiations ionisantes à l'échelle cellulaire :

À l'échelle cellulaire, les lésions moléculaires sont multiples et dépendent des doses de radiations reçues par la cellule. On peut remarquer des conséquences à l'échelle des 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).

2.3. 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 :

- **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 (de quelques jours à quelques mois).

- **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.

2.4. 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.

- **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.

- **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 vont 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. Les grandeurs dosimétriques en physique de rayonnement :

En radiothérapie, l'établissement d'un planning de traitement pour le traitement d'une tumeur nécessite la connaissance des valeurs de certaines grandeurs dosimétriques et radiométriques.

Elles représentent l'outil nécessaire pour corrélérer et quantifier les effets des irradiations. Ces grandeurs sont définies et explicitées dans ce présent chapitre.

3.1. Energie cédée:

La somme du dépôt d'énergie « ϵ_i », consécutif à une interaction « i », donne l'énergie cédée **E**, exprimée en **Joule (J)**. Elle est définie par la relation suivante [6] :

$$E = \sum \epsilon_i = \epsilon_{in} - \epsilon_{out} + \sum Q \quad (5)$$

Où :

- ϵ_{in} est l'énergie incidente de la particule ionisante (à l'exclusion de l'énergie de masse),
- ϵ_{out} est la somme de toutes les énergies sortant de l'interaction sous forme de particules ionisantes (à l'exclusion de l'énergie de masse), et
- ΣQ est la modification de l'énergie de masse du noyau et de toutes les particules impliquées dans l'interaction.

3.2. Energie massique ou spécifique :

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

$$Z = \frac{E}{m} \quad (6)$$

L'unité de cette quantité d'énergie spécifique est le **Gray** tel que :

$$1\text{Gy} = 1\text{J} \cdot \text{Kg}^{-1}$$

3.3. Activité d'un corps radioactif :

Nombre des désintégrations par second. Réduite de moitié au bout d'une période, du quart au bout de 2 périodes, etc.

Une transition est une modification de l'état énergétique d'un noyau instable, soit par désintégration, soit par émission ou absorption d'un rayonnement unité est Becquerel (Bq).

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda t} \quad (7)$$

A(t) : Activité par unité de temps.

A₀ : Activité initiale.

$$\lambda = \ln 2 / T_{1/2} \quad (8)$$

λ : Constante de radioactivité.

$T_{1/2}$: Durée nécessaire pour que l'activité initiale parvienne à la moitié.

3.4. Exposition :

L'exposition au rayonnement (X), exprimée en $C.Kg^{-1}$, est le rapport de charge totale dQ créée dans un volume d'air de masse dm , lorsque la totalité des électrons (négaton et/ou positon) libérés par des photons dans cette élément de masse d'air sont complètement arrêtés dans l'air [7,8].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (9)$$

L'unité est le $C.Kg^{-1}$. Il peut s'exprimer par le **Röntgen (R)**

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

Le röntgen: Dose d'exposition dans l'air. Etait 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).

3.5. Grandeurs pour exprimer la dose :

La description d'un champ de radiations ionisantes se fait au moyen de grandeurs comme la fluence, le kerma, la dose.... Les interactions entre le champ de radiation et la matière sont caractérisées par des coefficients d'interaction tels que le coefficient d'atténuation linéique μ , le coefficient d'absorption d'énergie massique μ/ρ .

Fluence :

La fluence ϕ , exprimée en m^{-2} , décrit le nombre de particules (dN) traversant une sphère de section (da) par unité de surface [9]:

$$\phi = \frac{dN}{da} \quad (10)$$

Le kerma : (Kinetic Energy Release in MAterial), Grandeur caractérisant la dose de rayonnement ionisant absorbée par unité de masse d'un matériau.

L'unité de kerma est le **gray**.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \text{ (Gy)} \quad (11)$$

Le kerma est donc défini comme le rapport entre l'énergie transférée (dE_{tr}) et la masse dm .

Le débit de Kerma:

Le débit de Kerma est égal au quotient de ΔK par Δt , avec (ΔK) étant l'accroissement de Kerma pendant un intervalle de temps (Δt).

$$\dot{K} = \frac{\Delta K}{\Delta t} \quad (12)$$

L'unité du débit de Kerma est le **Gray/second (Gy.s⁻¹)**.

Terma :

Il s'agit d'un acronyme ayant pour signification « **Total energy released per unit mass** ». Il exprime l'interaction du rayonnement primaire avec le milieu et permet d'obtenir l'énergie cinétique en tout point, il fait intervenir le coefficient d'atténuation linéaire (μ) qui dépend de l'énergie **E** du rayonnement incident, de la densité ρ et du numéro atomique **Z** de milieu irradié. Il représente le point de dépôt primaire de la dose, il est déterminé par le produit du coefficient d'atténuation massique $\frac{\mu}{\rho}$ (**cm²/g**) et de la fluence d'énergie primaire Ψ_E (**J/cm²**) définis à la position du voxel [10].

$$Terma = \mu / \rho * \Psi_E \quad (13)$$

Avec : **1 Mev = 1.6021.10⁻¹³ J**

3.6. Dose absorbée :

Lorsque le rayonnement ionisant pénètre dans le corps humain ou dans la matière, il leur communique de l'énergie. L'énergie absorbée par suite de l'exposition au rayonnement porte le nom de dose absorbée.

$$D = \frac{dE}{dM} \quad (14)$$

Elle s'exprime en :

Gray (Gy) : Un Gray correspond à une énergie déposée d'un joule dans un kilogramme de matière. Unité de Dose est :

1 gray (Gy) = Energie (joule)/masse(Kg)

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).

3.7. Dose équivalente :

Lorsque le rayonnement est absorbé par une matière vivante, on peut parfois observer un effet biologique. Tous les rayonnements ne produisent pas le même effet biologique pour une même dose absorbée. L'effet dépend du type de rayonnement (alpha, bêta, gamma, etc.). Ainsi, 1 Gy de rayonnement alpha est plus nocif pour les tissus humains que 1 Gy de rayonnement bêta. Pour obtenir la dose équivalente, il faut multiplier la dose absorbée par un facteur de pondération radiologique (W_R) spécifique. Pour exprimer cet effet, on utilise alors un facteur de pondération radiologique (W_R) pour mettre en équivalence les différents types de rayonnement et leur efficacité biologique respective. Cette dose équivalente est exprimée en sievert (Sv). Autrement dit, 1 Sv de rayonnement alpha possède les mêmes effets biologiques que 1 Sv de rayonnement

bêta. En d'autres mots, la dose équivalente permet d'obtenir une unité qui rend compte du degré de nocivité de différents types de rayonnement.

$$H_T = W_R \times D \quad (15)$$

Unité H_T est le Sievert, et unité D est le gray.

1sievert=100rem

Type et gamme d'énergie	Facteur de pondération radiologique W_R
Photon, toutes énergies	1
Electron et muons toutes énergie	1
Neutron, énergie de :	
Moins de 10 KeV	5
Plus de 10 à 100 KeV	10
Plus de 100 keV à 2 MeV	20
Plus de 2 à 20 MeV	10
Plus de 20 MeV	5
Protons, autres que les protons de recule, Energie supérieure à MeV	5
Particules alpha, fragments de fission, noyaux lourds	20

Tableau 1.1 : Facteurs de pondération radiologique w_R . [19]

3.8. Dose efficace :

Les différents tissus et organes présentent une sensibilité différente au rayonnement.

Par exemple, la moelle osseuse est beaucoup plus radiosensible que les tissus musculaires ou nerveux. Pour obtenir une indication de l'effet de l'exposition sur la santé générale, la dose équivalente peut être multipliée par un facteur de pondération tissulaire (W_T) lié au risque pour

un tissu ou organe particulier. Cette multiplication donne la dose efficace absorbée par le corps.

L'unité utilisée pour exprimer la **dose efficace** est également **le sievert**.

Dépend de la radiosensibilité de l'organe ou du tissu irradié :

$$D_E = H_T \times W_T (\text{Sv}) \quad (16)$$

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

Tableau1.2 : Facteurs de pondération tissulaire w_T . [6]

Chapitre 2 :
Généralité sur la radiothérapie

1. Introduction à la radiothérapie :

Le cancer est une maladie fréquente. Malgré les méthodes de dépistage et de prévention, le cancer reste une des maladies les plus meurtrières dans les pays développés. Il existe différentes thérapeutiques. La chirurgie, la chimiothérapie et la radiothérapie externe ou curiethérapie sont des armes thérapeutiques utilisées pour combattre cette maladie.

La radiothérapie est un traitement locorégional des cancers. Elle consiste à utiliser des rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier. L'irradiation a pour but de détruire les cellules cancéreuses tout en préservant le mieux possible les tissus sains et les organes avoisinants.

La radiothérapie est principalement utilisée en cancérologie, pour fait un traitement à chaque patient il faut faire une imagerie pour contourner le cancer et définir les organes à risque.

2. Les appareils de la radiothérapie:

Techniques d'imagerie médicale :

L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'image du corps humain à partir de différents phénomènes physiques (absorption des rayons X, résonance magnétique nucléaire, réflexion d'ondes ultrasons,...).

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.

Il existe des différent types de techniques d'imageries médicale (IRM est basé sur résonance magnétique nucléaire des atomes de corps humaine, le TEP CT est basé sur l'annulation d'un positon (depuis un substance biologique injecté dans le corps humaine) avec un électron (d'un atome de corps humaine), le SPECT CT est basé sur émission d'un photon gamma qui est l'origine d'un radiopharmacétique « radiotraceure » injecté dans le corps humaine, Radiologie Conventionnelle, Tomodensitomètre, le scanner qui est basé à l'absorption d'un royen X). Dans notre cas on parle sur le scanner et spécifiquement le scanner dosimétrique.

2.1. Le scanner dosimétrique :

Le scanner dosimétrique est un appareil d'imagerie médicale fonctionnant de la manière suivante : La source de rayons X et l'ensemble de capteurs tournant de façon synchrone autour du patient. Accompagné d'un déplacement longitudinal d'une table spécifique de même propriété de la table dans la salle de traitement motorisée à travers un anneau circulaire, sur laquelle le patient est allongé. Une fois la région anatomique scannée, les différentes coupes obtenues sont traitées par ordinateur ce qui permet de visualiser les organes internes en trois dimensions (3D).

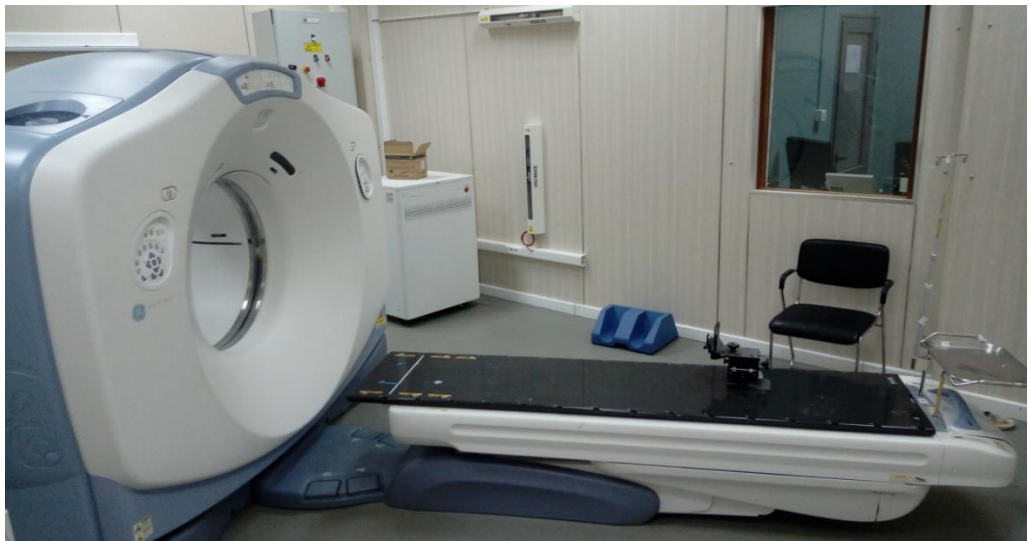


Figure 2.1 : Scanner dosimétrique dans le service radiothérapie de CAC Batna.

2.1.1. Les composantes de scanner :

Le scanner est constitué :

- D'un générateur de forte puissance permettant de maintenir un tir continu à forte intensité de l'ordre de 200 à 500 mA pendant une acquisition complète.
- D'un tube à rayon X qui permet l'émission d'un faisceau de photons.
- D'un collimateur primaire (à la sortie du tube à rayon X pour définir la largeur de la coupe).
- D'un collimateur spécifique, à l'entrée du détecteur, pour réduire le rayonnement diffusé.
- D'un détecteur qui permet de convertir les rayons X en signal (Aujourd'hui la plupart des scanners utilisent des scintillateurs photodiodes).

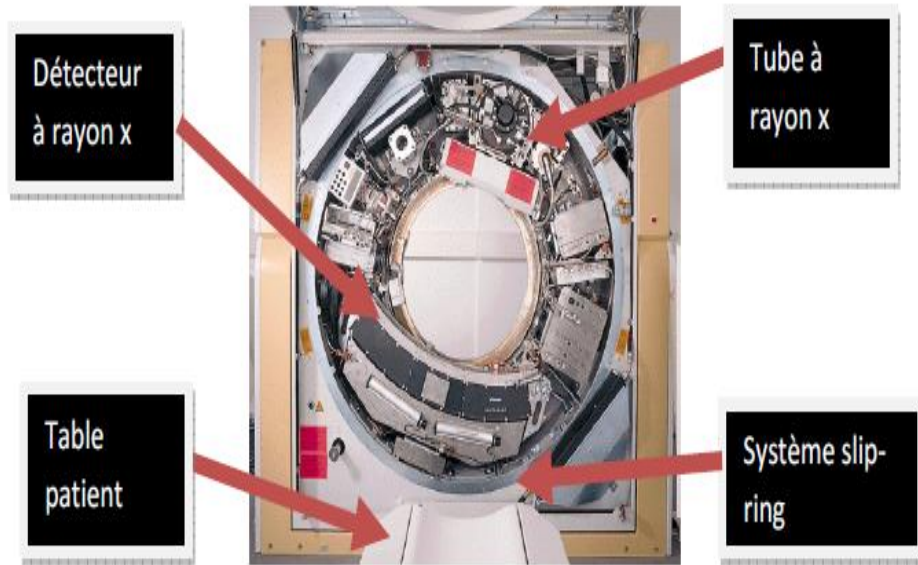


Figure 2.2 : Les composantes de scanner.

2.1.2. Principe d'imagerie par rayon X :

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

$$dI = -\mu \cdot I \cdot dx \quad (17)$$

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

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

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (18)$$

Dans le cas où l'objet imagé n'est pas homogène, le faisceau transmis est lié à l'intégrale le long de la trajectoire D rectiligne du faisceau [12]:

$$I = I_0 e^{-\int_D \mu(x) dx} \quad (19)$$

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

Le système de planification de traitement (*Treatment Planning Systems* ou *TPS*) est un système informatique utilisé pour simuler, calculer et optimiser le traitement en radiothérapie pour traité des maladies de cancer.

Le système de planification de traitement préparé un traitement pour déterminer la distribution de dose dans la tumeur et les organes à voisine. A condition que la distribution dans les tissus normaux autour la tumeur doit reçoivent le minimum de dose. Ils intègrent des algorithmes de calcul de la distribution de dose qui font appel au package de mesure intégrer dans le TPS lors du Commissioning, des outils de traitements des images médicales et de "contourage" de tumeur pour définir les volumes cibles. Les différentes étapes de la planification de traitement sont :

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

Le Système de Planification des Traitements il est accompagner par l'algorithme de calcul de dose (AAA).

Algorithme de calcul de dose (AAA) :

Les algorithmes de calcul implémenté dans les TPS sont conçus pour calculer la dose délivrée au niveau de la tumeur et des organes ou structures a risques. Le calcul des distributions spatiales de dose dans le patient est l'une des étapes les plus importantes du processus de traitement en radiothérapie moderne. Sa précision et sa justesse impactent directement la qualité des traitements : le calcul se doit d'être le plus juste possible afin, d'une part, de permettre d'établir des corrélations fiables entre les doses délivrées et les effets cliniques et, d'autre part, de délivrer effectivement la dose qui a été prescrite. Le modèle de calcul de dose AAA comprend des l'algorithme de configuration et l'algorithme de calcul de la dose réelle.

1- L'algorithme de configuration :

L'algorithme de configuration est utilisé pour caractériser le faisceau clinique pour une unité de traitement spécifique basée sur le type de particule, la fluence et l'énergie et stocker les

données dans un espace de phase. L'espace de phase est créé par un modèle de sources multiples constitué de: Une source de photons primaires, une source de photons focaux supplémentaires et une source de contamination électronique. La source de photons primaires modélise le rayonnement de freinage résultant de l'interaction des électrons accélérés avec la cible en utilisant des méthodes de Monte Carlo précalculées. Une courbe radiale d'énergie moyenne prend en compte les effets du filtre d'aplatissement en décrivant comment l'énergie moyenne diminue avec l'augmentation de la distance par rapport à l'axe central. Un profil d'intensité radial tient compte de la variation de la fluence avec la distance par rapport à l'axe central. La source de photons focaux supplémentaires modélise les photons secondaires générés dans le filtre d'aplatissement et le collimateur primaire. Il est positionné juste en dessous du plan inférieur du filtre d'aplatissement pour créer un faisceau plus large par rapport à la source primaire. La source est modélisée à partir de la source primaire et ne tient pas compte de la variation hors-axe du spectre. La source de contamination électronique modélise les électrons créés principalement par la diffusion de Compton à partir de la tête de l'unité de traitement et de l'air. Il est modélisé avec une courbe dépendant de la profondeur décrivant la dose de contamination latérale des électrons.

2- L'algorithme de calcul de dose :

Le volume corporel du patient est divisé en voxels déterminés par la taille de la grille de calcul choisie. Les voxels sont divergents et alignés avec la ligne du ventilateur du faisceau. Pour chaque voxel, la densité électronique moyenne est calculée sur la base d'images CT. Le faisceau est ensuite divisé en petits faisceaux où la section transversale du faisceau correspond au voxel. Pour chaque faisceau let (beam let), la dose est calculée en fonction des trois sources différentes et de leurs propriétés.

La dose provenant des photons primaires et secondaires est calculée de la même manière, mais sur la base des données provenant de leurs sources respectives. Les noyaux de poutrelles de dépôt d'énergie mono-énergétique sont construits en utilisant des méthodes de Monte Carlo. Les noyaux mono-énergétiques sont superpositions pour former des noyaux de poutres poly-énergétiques basés sur le spectre du faisceau. Les noyaux de dispersion déterminent la diffusion dans les milieux. La diffusion est corrigée par la mise à l'échelle par la densité moyenne non seulement dans la direction du faisceau du crayon, mais aussi dans 16 directions latérales.

La dose provenant des électrons de contamination est déterminée par une convolution entre la fluence des électrons, la fonction de dépôt d'énergie et un noyau de dispersion. Les changements dans le spectre dus à la distance de la source à la distance fantôme ne sont pas pris en compte.

2.3. Accélérateur linéaire :

C'est une machine dédiée à produire des électrons accélérés et des rayons X de haute énergie en les accélérant le long d'une trajectoire. Conçu pour le traitement en radiothérapie, il possède deux types de faisceau d'irradiation photon est des électrons.



Figure 2.3 : Accélérateur linéaire du service CAC de BATNA, Modèle Varian.

2.3.1. Description générale :

Cette machine se décompose en plusieurs parties :

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

2.3.2. Les composants d'accélérateur :

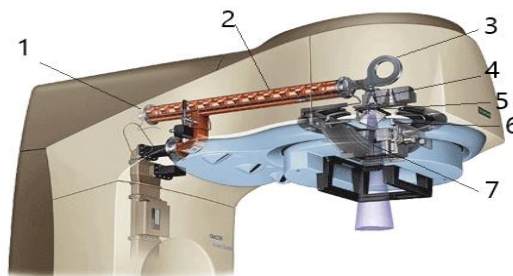


Figure 2.4 : Les composants d'accélérateur.

- 1 Canon a électrons : source des électrons
- 2 Section linéaire : accélération des électrons
- 3 Aiment de déviation des électrons: sélection et filtre de l'énergie souhaitée. Focalisation du faisceau.
- 4 Cible de tungstène: transformation du faisceau d'électrons en faisceau de photons.
- 5 Collimateur primaire: première mise en forme du faisceau de photons.
- 6 Dosimétrie / chambre de ionisation: contrôle du débit de dose délivré par la machine.
- 7 collimateur multi-lame : adaptation de la forme du faisceau au volume de la tumeur à traiter, en temps réel au cours d'une séance [14]

2.3.3. La voie de photon :

Pour cette voie, l'accélérateur linéaire possède une seule cible identique pour les deux Énergies (6MV et 18MV) Il y a trois couches d'épaisseur consécutives différentes. Le premier poisson rouge est faible en poissons et est essentiel dans la production de photons par bremsstrahlung connecté à un système de refroidissement liquide développé directement au contact de l'or qui a été spécifiquement sélectionné pour une température de fusion élevée

La deuxième couche est composée de graphite et est utilisée pour réduire la propagation des électrons, évitant ainsi la contamination du faisceau et limitant les électrons diffusés.

Ce dernier est en tungstène afin d'éliminer les photons les plus probables dont la direction doit s'éloigner sur l'axe central. Le mode 18MV est plus long et plus net et l'interface avec le faisceau est plus intense et étroite. Le mode 6 MV est plus court et plus gênant devant le harnais plus dur et plus diffusé

2.3.4. La voie d'électrons :

Afin d'obtenir un faisceau d'électrons de haute qualité pour traiter le cancer, le rayonnement à la sortie de la chambre de déviation magnétique est déjà formé par intérêt des particules, les principaux composants de l'ajustement du faisceau sont des couches minces sont admissibles "Spread Sheets " qui sont deux:

La base, la cible et le papier photovoltaïque sont placés sur le trajet des photons quelques millimètres de fenêtre hors de la déviation magnétique, le métal et l'épaisseur dépend de l'énergie utilisée et allouée à toutes les énergies disponibles. Avec une énergie accrue, le papier primaire passe de L'acier inoxydable à l'or en voyant l'augmentation de l'épaisseur dans l'ensemble sous Cent microns. Le rôle principal de cette partie est de diffuser le faisceau semi-célèbre à la sortie de la déviation magnétique. Vous devez déployer des électrons sans causer de perte d'énergie. La feuille secondaire, et un peu moins, la salle de contrôle de l'électron, est Située à peu près au même niveau que le compartiment de l'écran du chemin de photons. Le premier est constitué de

3 fines couches d'aluminium de rayon croissant. En réalisant cône équivalent, il permet de finaliser l'homogénéité du faisceau principalement Par absorption. Ceci est spécialement autorisé pour éliminer les électrons de basse énergie.

3. Rôle du physicien médical au service de radiothérapie :

Le rôle du physicien médical est important dans le service radiothérapie, il est chargé de concevoir, préparer et mettre en œuvre :

- Les études dosimétriques (calcule la dose de rayonnement reçue par la tumeur et les organes voisins correspond à celle prescrite par le médecin).
- Les procédures de suivi technique des appareils utilisant les radiations ionisantes en radiothérapie (Contrôle des performances des installations, des appareils de mesure et de calcul).
- Contrôle du recueil et de l'exploitation des données nécessaires à la réalisation des traitements. [11]

4. Circuit de patient dans un service radiothérapie :

4.1. Consultation :

Cette consultation, premier contact entre le radiothérapeute et le patient, doit être un 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.

4.2. Simulation :

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

4.3. Définition des volumes cibles et des organes à risques (contourage):

La définition des volumes cibles et des organes à risques est également une étape préparatoire à l'irradiation. Elle est souvent appelée «contourage». En réalité, sur chaque coupe du scanner acquis lors de la simulation, les différents volumes (à traiter et à éviter) sont délimités. Ce travail minutieux est la responsabilité du radiothérapeute. Le contourage des volumes cibles se fait selon les recommandations de l'(ICRU) International Commission on Radiation Units. On définit principalement trois volumes cibles : le GTV, le CTV et le PTV.

Le **GTV** (Gross Tumor Volume) ou volume tumoral macroscopique comprend l'ensemble des lésions tumorales mesurables, palpables ou visibles à l'imagerie.

Le **CTV** (Clinical Target Volume) ou volume cible anatomoclinique comprend le GTV auquel on ajoute une marge correspondant à l'extension microscopique invisible à l'imagerie. Cette marge est issue de données de la littérature illustrant la possible extension microscopique décrite par les pathologistes au-delà de ce qui est macroscopiquement visible.

Le **PTV** (Planning Target Volume) ou volume cible prévisionnel comprend le CTV auquel on ajoute une marge de sécurité correspondant aux incertitudes de positionnement du patient ainsi que l'incertitude «mécanique» propre à la machine.

Dans certains cas, nous définissons également un **ITV** (Internal Target Volume) ou volume cible interne à la place d'un CTV, qui prend en compte les mouvements physiologiques des organes. On passera dès lors de l'ITV au PTV.

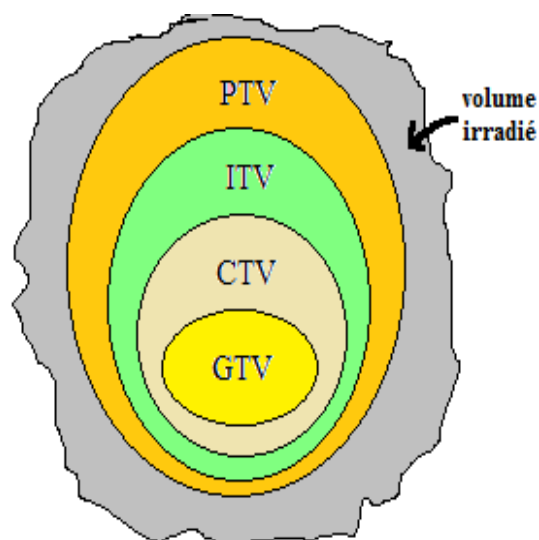


Figure 2.5 : Contourage des volumes.

Les organes à risques (OAR) sont également définis et ensuite, peut commencer la phase de planification du traitement, également appelée dosimétrie prévisionnelle.

4.4. Planification et approbation du traitement (la dosimétrie):

Les physiciens déterminent les propriétés des faisceaux (énergie, nombre, dosimétrie des contourages...) pour chaque balistique de traitement, et aussi détermine les champs aux structures à irradier et les angles d'émission des faisceaux.

4.5. Validation :

Après la dosimétrie. Les physiciens médicaux envoient leurs travaux au médecin radiothérapeute pour vérifier. Si le travail est valable, le radiothérapeute donne une autorisation pour faire le traitement.

4.6. Traitement :

Les trois premiers jours de traitement, la position du patient est vérifiée par un système d'imagerie portale embarquée sur l'accélérateur linéaire. Ce dispositif permet de confronter les images de planification issues du logiciel de calcul et obtenues par reconstruction digitale à partir du scanner de simulation avec les images en cours de traitement. Une comparaison des images planaires (2D) ou volumiques (3D) permet un contrôle de positionnement et une correction des erreurs systématiques s'il y a lieu. Ensuite, durant le traitement, ce contrôle de repositionnement est réalisé une fois par semaine. Les images sont analysées par les infirmiers et les technologues et approuvées par le radiothérapeute. Durant le traitement, des consultations sont effectuées de façon hebdomadaire par le radiothérapeute. Elles ont pour but d'apprécier la tolérance clinique sur le plan général (poids, fatigue, état général) et sur le plan locorégional.

4.7. Suivi :

Le physicien vérifie la dose reçue par chaque patient pendant sa séance de traitement, par l'historique du traitement des patients quotidien. [11]

5. Les techniques de radiothérapie externe :

5.1. Radiothérapie conformationnelle ou bien radiothérapie conformationnelle 3D

Technique de radiothérapie qui permet d'adapter le plus précisément possible le volume irradié au volume à traiter. Lors de la préparation du traitement, l'objectif de cette technique est de limiter au mieux la dose de rayons délivrée aux tissus sains avoisinant la tumeur. Il est également connu sous le nom de radiothérapie 3D ou conforme.

La technique de radiothérapie externe la plus utilisée aujourd'hui est la radiothérapie conformationnelle 3D (trois dimensions). Cette technique permet de faire correspondre le plus précisément possible (de conformer) le volume sur lequel vont être dirigés les rayons, au volume de la tumeur. Elle utilise des images en 3D de la tumeur et des organes avoisinants obtenues par scanner, parfois associées à d'autres examens d'imagerie (IRM, TEP...). Des logiciels permettent de simuler virtuellement, toujours en 3D, la forme des faisceaux d'irradiation et la distribution des doses. Cela permet de délivrer des doses efficaces de rayons en limitant l'exposition des tissus sains.

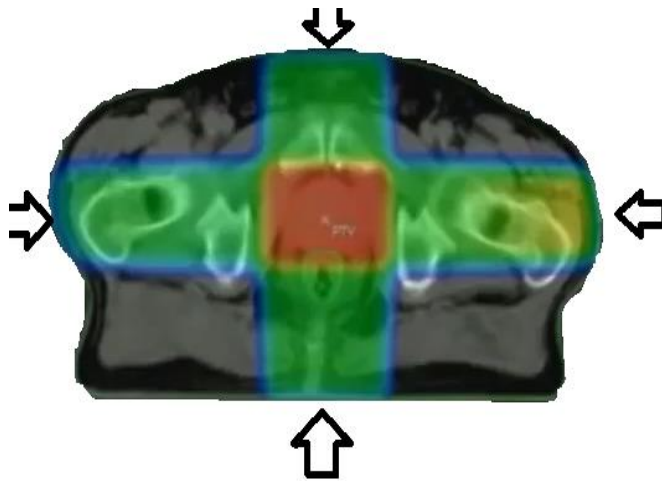


Figure 2.6 : La distribution de dose dans le patient par la technique RC3D (cancer de prostate).

5.2. La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité RCMI :

La radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité ou RCMI est l'une des techniques de radiothérapies les plus modernes dont nous disposons aujourd'hui. La première étape consiste à scanner la région touchée afin de délimiter avec précision la tumeur des tissus sains qui l'entourent. On détermine alors la dose de rayons à administrer. Sur la base de ces données, on module le faisceau de radiation selon différentes intensités par l'intermédiaire d'un collimateur multi lame contrôlé par ordinateur. Les « lames » de ce dispositif se déplacent d'avant en arrière afin d'adapter parfaitement le faisceau de radiation à la forme de la tumeur. Les faisceaux sont dirigés selon des angles différents afin de cibler la tumeur avec la meilleure dose possible.

Cette technologie permet de protéger les tissus sains adjacents en ne les exposant qu'à des doses minimales de radiation, tandis que la tumeur est exposée à une dose plus importante de rayons pour plus d'efficacité. Non seulement l'intensité de la radiation peut être modifiée à l'intérieur même de la zone touchée, mais cette technique a également l'avantage de donner une image beaucoup plus précise de la forme de la tumeur que les techniques de radiothérapie conventionnelles.

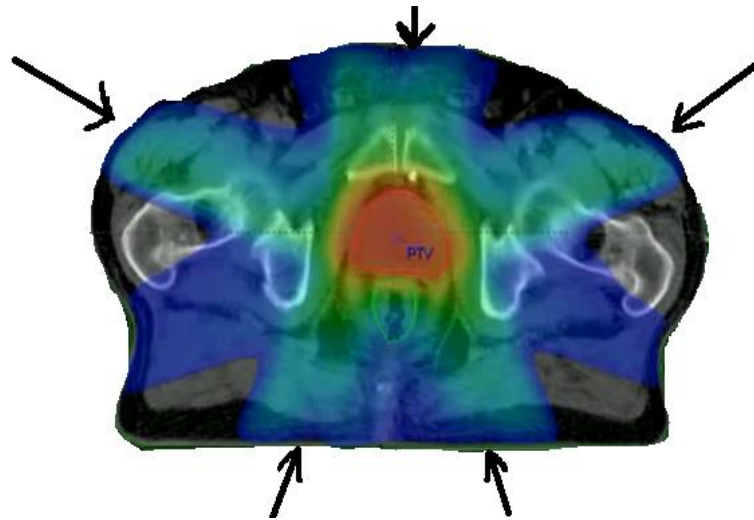


Figure 2.6 : La distribution de dose dans le patient par la technique radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité RCMI (cancer de prostate).

5.3. Modulation d'intensité rotationnelle VMAT :

La radiothérapie avec modulation d'intensité rotationnelle (VMAT) ou technologie de radiothérapie RapidArc constitue une forme sophistiquée RCMI. Elle permet de distribuer des doses 3D sculptées avec précision, à un angle de rotation du portique de 360 degrés, dans le cadre d'un traitement à un ou plusieurs arcs. Contrairement aux traitements IMRT traditionnels, au cours desquels la machine doit tourner plusieurs fois autour du patient ou s'arrêter et redémarrer à plusieurs reprises pour traiter la tumeur sous différents angles, la technologie VMAT est en mesure de délivrer la dose à l'ensemble de la tumeur dans une rotation à 360 degrés, généralement en moins de deux minutes. La technologie VMAT utilise un logiciel spécial et un accélérateur linéaire sophistiqué VARIAN pour administrer des traitements RCMI jusqu'à huit fois plus rapidement qu'auparavant. L'algorithme garantit la précision du traitement, ce qui contribue à épargner les tissus sains environnants. La technologie VMAT est le fruit d'innovations logicielles qui en assurent la compatibilité avec la technologie de traitement élaborée par VARIAN. La technologie VMAT présente deux composantes :

- (1) la planification de traitements
- (2) l'administration de traitements.

Elle est utilisée aussi bien en radiothérapie qu'en radiochirurgie. La radiothérapie avec modulation d'intensité rotationnelle se distingue des techniques existantes telles que l'IMRT hélicoïdale ou la radiothérapie avec modulation d'intensité (RCMI) par sa capacité à délivrer une dose à l'ensemble du volume, plutôt que coupe par coupe. Quant à l'algorithme de planification de traitements, il en garantit la précision, contribuant ainsi à limiter la dose délivrée aux tissus sains environnants.

La technologie de radiothérapie VMAT constitue pour Systèmes médicaux de VARIAN un progrès majeur. Elle améliore en effet la conformité des doses tout en diminuant les temps de traitement. La technologie VMAT est disponible sur les accélérateurs linéaires VARIAN, notamment Edge, TrueBeam, Trilogy et de nombreux accélérateurs linéaires Clinac. VMAT utilise un collimateur multilames (MLC) dynamique, un débit de dose variable et une vitesse de portique variable pour générer des distributions de dose de qualité IMRT. Planifier VMAT pour le système de planification de traitements Eclipse : un processus rapide, simple et précis. Avec une courbe d'apprentissage minimale, vous pouvez planifier rapidement des traitements de qualité RCMI et administrer des traitements VMAT en un clin d'œil.



Figure 2.7 : Traitements par VMAT, mouvement rotation de machine autour le patient.

Chapitre 3

Contrôle de qualité et mise en service du TPS

1. La précision en radiothérapie :

En radiothérapie l'erreur maximale sur la dose délivrée doit rester inférieure à 5 %. Enfin le rapport de l'ICRU-42 indique que la connaissance de la dose en un point donné est l'aboutissement de trois étapes :

1. La détermination de la dose absorbée au point de référence dans les conditions de référence.
2. Le calcul de la dose, par le TPS, en un point du patient relative à la dose au point de référence.
3. La mise en place du patient.

L'incertitude sur la dose délivrée est la combinaison des incertitudes inhérentes à chacune des étapes citées. [15]

2. Assurance qualité du processus de planification de traitement en radiothérapie :

2.1 Assurance qualité de radiothérapie :

Assurance qualité de TPS :

Le TPS est un élément clé dans le processus de planification de traitement en radiothérapie. L'Assurance Qualité (AQ) est toutes les actions, planifiées et systématiques, nécessaires pour fournir un produit, un système ou un processus qui satisfait pleinement certaines exigences dans le cadre de la démarche qualité. [16]

Contrôle de qualité en radiothérapie :

Ensemble des mesures prises pour maintenir ou rétablir la qualité du traitement. C'est le processus par lequel les performances d'un système sont mesurées et comparées aux normes en vigueur. Il fait partie de l'assurance qualité globale et a pour objectifs :

- de vérifier que les exigences de qualité sont respectées.
- d'ajuster et de corriger les performances initiales en cas de dérive.

De manière générale le CQ s'intègre dans le cycle de vie d'un TPS : lors de sa réception, pendant sa mise en service et lors de son utilisation clinique en routine en couvrant toutes les étapes de la planification du traitement, de la définition anatomique au calcul de la dose. [15]

2.1.1 Les tests de réception du TPS (acceptance testing):

Les tests de réception du TPS concernent la vérification :

- De l'équipement (écran, unité centrale...) et de son bon fonctionnement,
- Du réseau (le transfert des images TDM vers le TPS, export des plans de traitement...),
- Des fonctionnalités de base du TPS :

- Lecture des images TDM et les autres modalités (IRM, TEP...),
- Description anatomique (contours externes, structures anatomiques...),
- Description des faisceaux d'irradiation,
- Le calcul de dose (utiliser par exemple les données de base fournies avec l'accélérateur),

2.1.2 Mise en service –Tests- :

C'est à dire à définir les paramètres relatifs:

L'identification des machines :

(Scanner, accélérateurs, ...), des faisceaux, des accessoires (filtres en coins physiques ou dynamiques,...) l'inventaire des machines de traitement à configurer en indiquant notamment

- La nature du rayonnement (photons ou électrons).
- Les énergies disponibles.
- Les filtres en coin (physiques, dynamiques).
- Les porte-caches.
- Les différentes distances de traitement (DSP).
- Les applicateurs électrons fixes ou variables.
- Les collimateurs multilames (MLC).

La géométrie des machines :

- Choix des systèmes de coordonnées, des échelles de rotation et translation (0° à 360°)
- Distances géométriques des éléments constitutifs
- Mouvements mécaniques autorisés et limites : rotation collimateur, mâchoires, asymétries, MLC, rotation bras, rotations et translations table (0° à 360°)

Calcul de dose :

Le calcul de dose est basé sur les étapes suivantes :

1- Choix des algorithmes :

- AAA (Analytique Anisotropie Algorithme) pour les photons
- EMC (Electron Monte Carlo) pour les électrons.

2- Données de base et de référence :

Données mesurées de chaque algorithme par exemple

- Les profils de dose en fonction de différentes tailles de champ
- Les PPD de dose en fonction de différentes tailles de champ

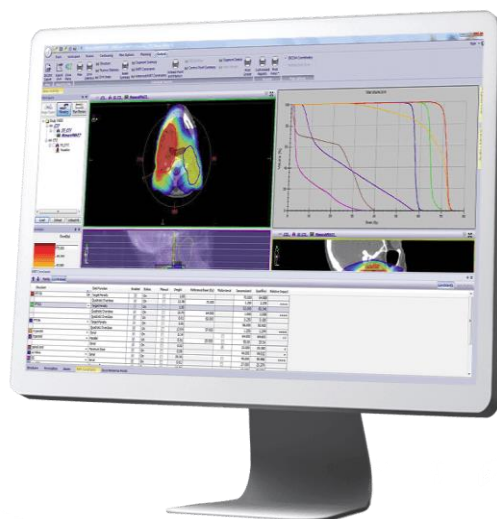


Figure 3.1 : Le TPS.

- **Pourcentage de dose en profondeur PPD :**

Un diagramme montrant la dose le long de l'axe du faisceau central est connu sous le nom de distribution de dose en profondeur. La dose est normalisée jusqu'au point de dose maximale.

En radiothérapie, une courbe de dose en pourcentage de profondeur (PPD) relie la dose absorbée déposée par un faisceau de rayonnement dans un milieu car elle varie avec la profondeur le long de l'axe du faisceau. Les valeurs de dose sont divisées par la dose maximale, appelée D max, donnant une courbe en termes de pourcentage de la dose maximale. Les mesures de dose sont généralement réalisées dans l'eau ou un plastique «équivalent en eau» avec une chambre d'ionisation, car l'eau est très similaire au tissu humain en ce qui concerne la diffusion et l'absorption des rayonnements.

Le PPD dépend de l'énergie du faisceau et de la taille du champ et de la distance source-surface (SSD)

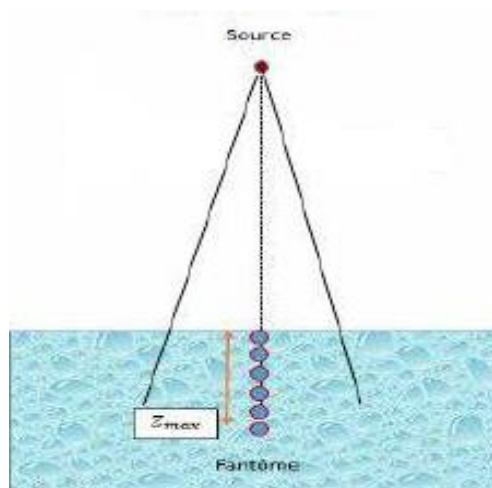


Figure 3.2 : Mesure de PPD selon z, la taille de champ à une SSD fixé.[21]

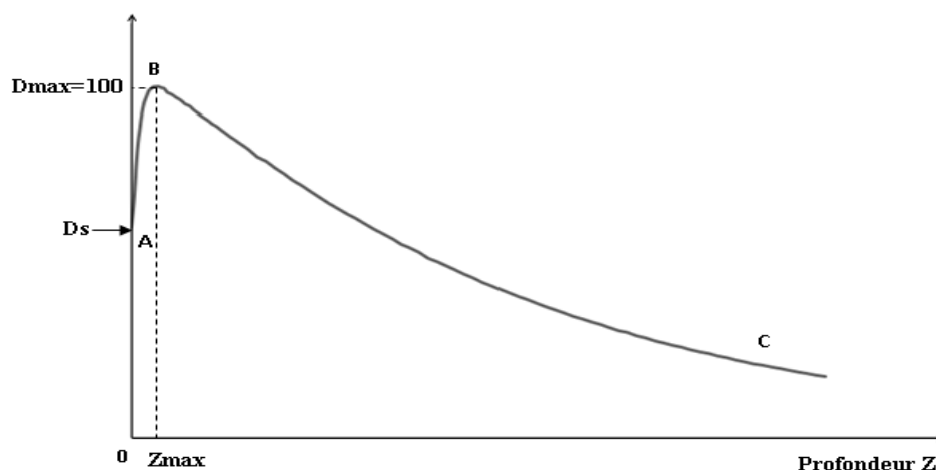


Figure 3.3 : La courbe de rendement en profondeur.[17]

La région d'accroissement de dose, AB, correspondant d'une part, à la mise en mouvement des électrons secondaires dans le milieu par les photons primaires et d'autre part, à l'effet des rayonnements diffusés provenant de la tête d'irradiation et des éventuels accessoires placés sur le trajet du faisceau. Accroissement de dose ou buildup. D_S est la dose à la surface.

La région B correspondant le maximum de dose absorbé.

La région BC correspondant la décroissance de dose en profondeur, est pratiquement exponentielle.

- **Profil de dose :**

Le profil de dose est une courbe correspondre la variation de la dose le long d'un axe perpendiculaire à l'axe du faisceau, ou de long de deux axes de la plan perpendiculaire. Les valeurs de dose sont généralement normalisées par rapport à la valeur de la dose à l'axe du faisceau, et les mesures sont toujours dans un fantôme (eau, plastic ...) avec une chambre d'ionisation.

Le profil de dose dépend de la taille de champ de faisceau, l'énergie de faisceau, et le profondeur de mesure de la dose.

Il y a généralement trois parties :

- La région centrale est généralement plate et comprend des doses supérieures à 80% de l'axe du faisceau central.
- La région de la pénombre où la dose tombe rapidement au bord du faisceau, entre une dose de 80 à 20% de l'axe du faisceau central.
- La région transmission où la dose est minime (moins de 20% de la dose du faisceau central).

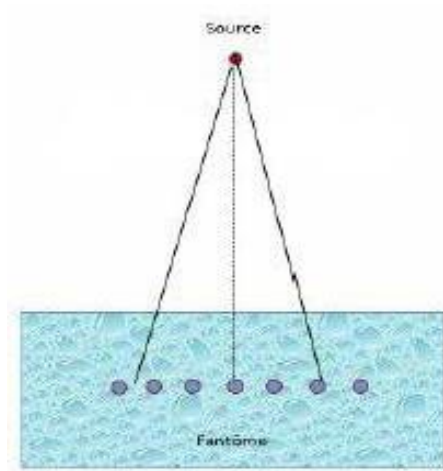


Figure 3.4 : Mesure de profil de dose selon x,y à SSD fixé pour une taille de champ A. [21]

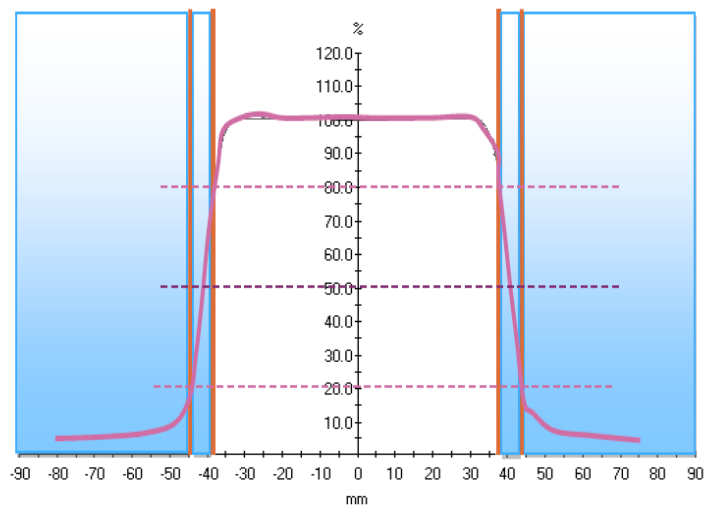


Figure 3.5 : Profil latéral de dose et leurs régions. [17]

Unité moniteur :

En radiothérapie externe, les accélérateurs sont réglés de délivrer la dose de faisceau en unité moniteur. (UM = 1 cGy pour un champ d’irradiation $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une distance source/détecteur de 100 cm, et à la profondeur du maximum de dose.)

Chapitre 4

Mesuré et discussion

Introduction :

L'objectif du présent chapitre est de présenter les résultats dosimétriques mesurés et calculés à partir de TPS et le logiciel MEPHSTO utilisant des différentes formes de champ d'irradiation. Ses études effectuées au niveau du service de radiothérapie de Batna sur l'accélérateur de particule VARIAN.

1. Outils de mesure :

1.1. Chambre d'ionisation :

La chambre d'ionisation est l'instrument utilisé pour mesurer la dose. Elle mesure une charge qui peut ensuite être convertie en dose absolue. La chambre d'ionisation constitue un des systèmes les plus simples de détection des rayonnements.

Lorsqu'un faisceau de radiation traverse de l'air, il éjecte des électrons des molécules de milieu. Ces électrons de haute énergie produisent des ionisations à leur tour. À l'intérieur de la chambre, il y a une cavité d'air avec deux électrodes. Un champ électrique est appliqué à l'intérieur de la chambre à ionisation avec l'aide de ces deux électrodes. La charge collectée sur ces électrodes peut ensuite être mesurée par un électromètre. La dose donnée est donc proportionnelle à la charge collectée.

1.1.1. Chambre d'ionisation Farmer de PTW :

Les chambres de type Farmer ont une construction spéciale qui leur permet de mieux réagir face aux gammes d'énergie différentes. De ce fait, la réponse qu'elles donnent est toujours très constante. En raison de leur forme très allongée, elles sont inutiles pour réaliser des profils de dose. Leur plus grande application se trouve dans les mesures de doses absolues. L'électrode centrale est en aluminium et la paroi extérieure est en graphite.



Figure 4.1 : Chambre d'ionisation Farmer de PTW (CAC de Batna) .

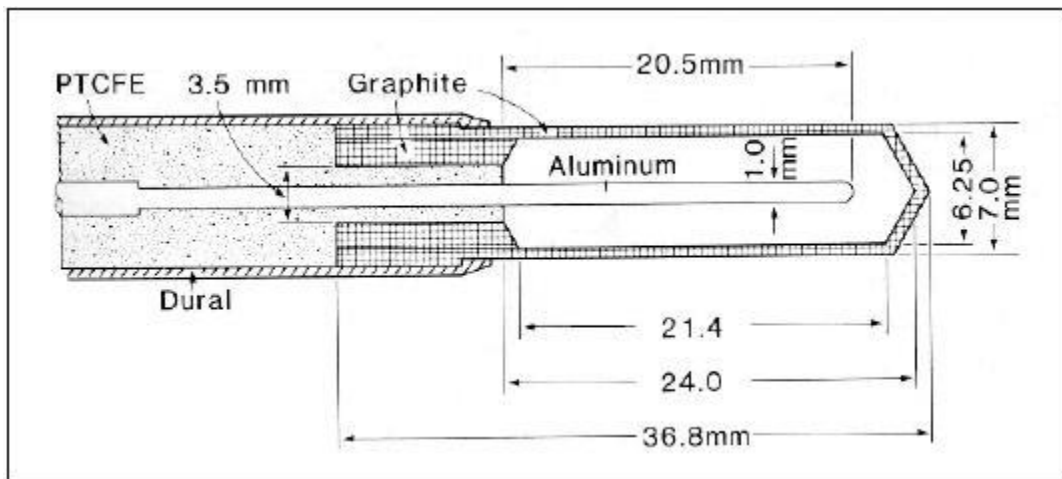


Figure 4.2 : Exemple de chambre à ionisation de type Farmer.[22]

1.1.2. Chambres d'ionisation semiflex :

Les Chambres Semiflex sont des chambres étanches à l'eau pour des mesures de rayonnements photoniques et électroniques de haute énergie dans l'air, l'eau et des fantômes.

Les Chambers Semiflex sont conçues pour la dosimétrie thérapeutique, essentiellement pour les mesures de distributions de dose dans des fantômes d'eau motorisés. Elles sont pourvues d'une tige courte pour le montage et d'un câble de raccordement flexible. Pour l'énergie, la plage d'utilisation nominale s'étend de 30 kV à 50 MV (photons) et de 6 MeV à 50 MeV (électrons). La paroi se compose de graphite recouvert d'une couche de protection en acrylique.



Figure 4.2 : Chambres d'ionisation semiflex (CAC de Batna).

1.2. La cuve d'eau :

Est un des appareils utilisé en radiothérapie, toutes les mesures importantes en radiothérapie pour un physicien médical peuvent être réalisées avec ce système : facteurs de débit, rendements en profondeur, profil de dose, etc.

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

d'eau est munie de trois moteurs et de trois potentiomètres permettant de placer la chambre à ionisation avec précision à la position désirée, comme par exemple au centre du champ à une profondeur de 10 cm. Ces moteurs permettent aussi de déplacer le détecteur lors des mesures de profils de dose et les rendements en profondeur. Les dimensions de la cuve sont de 60cm en X, 60 cm en Y et 50cm en Z. l'installation de ce système doit être de façon rigoureuse pour ne pas influencer les mesures.



Figure 4.3 : La cuve d'eau (CAC de Batna)

1.3. Les électromètres :

Les électromètres sont utilisés pour mesurer une charge (nano Coulomb) sur les électrodes de la chambre d'ionisation. Cette charge est ensuite convertie en dose absorbée (Gray). Lors de cette étude, deux électromètres ont été utilisés :

- L'électromètre UNIDOS E (PTW FREIBURG), qui a servi à réaliser des mesures de dose absolue.



Figure 4.4 : L'électromètre UNIDOS E (CAC de Batna)

- L'électromètre MP3 (PTW FREIBURG), qui a servi à réaliser des mesures de rendement en profondeur et profil de dose.

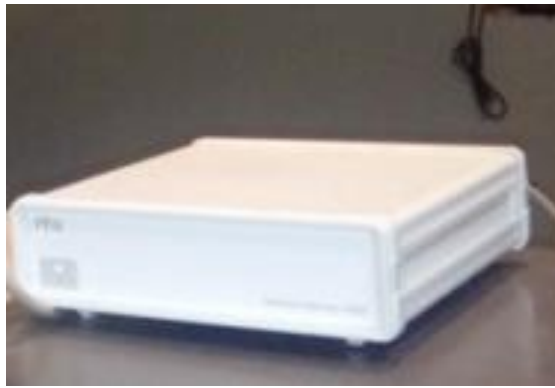


Figure 4.5 : L'électromètre MP3 (CAC de Batna)

1.4. Logiciel d'acquisition de données Méphysto :

Méphysto (Médical PHYSics TOol) un logiciel qui permet de recueillir et d'analyser les données mesurées. La commande de déplacement de la chambre d'ionisation via le contrôleur s'effectue à partir de ce logiciel. Après avoir défini la taille de champ, l'énergie, la distance SSD, on peut réaliser notre mesure.



Figure4.6 : Logiciel d'acquisition de données Méphysto.

1.5. Montage expérimental de la cuve d'eau :

Il y a plusieurs types pour installer la cuve d'eau :

- Nous avons faire coïncider le centre avec le faisceau d'accélérateur.
- Il faut s'assurer que le niveau de l'eau est bien à une SSD de 100 cm avec le télémètre mécanique
- La dernière étape pour l'installation de la cuve est de faire correspondre l'isocentre du faisceau avec la chambre à ionisation

Lorsque l'installation de la cuve est terminée, il est possible de procéder à l'irradiation pour obtenir les facteurs de débit. Pour mesurer celui d'un champ donné, il est important de connaître

les dimensions exactes du champ. Pour ce faire, il faut acquérir un profil de dose avec le détecteur à 100 cm de la source, selon l'axe des X et l'axe des Y.



Figure 4.7 : Montage expérimental de la cuve d'eau [21]

2. Objets Tests Numériques OTN :

Sont des procédures à suivre regroupent par des sociétés nationales et des commissions internationale dans des rapports émis pour réalisé le contrôle de qualité des calcules de TPS. Ces rapports des testes simples (calcule PPD pour de divers tailles de champ d'irradiations) et des testes sophistiqué (calcule de dose pour champ forme complexe, au sein de fantômes hétérogènes, en présence de filtre en coin..). Face à la multitude des testes référencés. l'ESTRO (2004) a identifié les tests prioritaires pour le contrôle qualité des calculs des distributions de dose des TPS et les a illustrés, sous forme d'exemples pratiques. D'autres tests, plus proches des situations de traitement, doivent également être menés en complément.

Les contrôles qualité des TPS ont été regroupés en 4 familles (simple, hétérogène, décrochement et anatomique). Un OTN reproduit les propriétés physiques et chimiques d'un objet réel ainsi que les conditions géométriques de l'irradiation.

Les faisceaux utilisés dans ces OTN sont toujours des faisceaux de photon, et leur énergie est de 6 MeV et 18 MeV.

2.1. Objet teste numérique simples :

Les OTN décrits dans ce paragraphe correspondent à ces situations simples et représentent des cubes de $40 \times 40 \times 40 \text{ cm}^3$. Ils sont utilisés pour tester les influences : des dimensions du champ d'irradiation (champs carrés et rectangulaires), des modificateurs de faisceaux (filtre en coin, caches), des variations de Distance Source Surface (DSS) et des obliquités de faisceau par rapport à la surface de l'OTN.

Les distributions de dose extraites du calcul 3D seront : les rendements en profondeur et les profils de dose calculés à la profondeur du maximum de dose, à des différentes profondeurs.

Dans cette famille on prend les testes (OTN champ carré, OTN champ carré avec un filtre en coin et OTN oblique de surface).

2.2. Objet teste numérique hétérogène :

On à utilisé dans ces testes des fantômes de densité équivalente à la densité des tissu (poumon, os, muscle, air). Ces OTN on une épaisseur de 3 cm.

Ces OTN permettent de reproduire la majorité des interfaces rencontrées au cours des traitements de radiothérapie (eau-os, eau poumon et eau-os-poumon) et de vérifier les calculs de dose au sein des hétérogénéités et au voisinage des interfaces.

On prend OTN équivalent poumon dans cette famille.

2.3. Objet teste numérique décrochement :

L'objectif de ces OTN est d'évaluer quantitativement la capacité du TPS à prendre en compte des modifications de diffusé latéral et dans une moindre mesure, la contribution de rayonnement rétrodiffusé.

- **Le premier** OTN en forme de « Y », permet de tester la prise en compte d'un manque de volume diffusant situé sur l'axe d'incidence du faisceau d'irradiation.
- **Le deuxième** OTN en forme de croix, permet de tester simultanément la prise en compte d'un manque de diffusé latéral et de rétrodiffusé dû à la forme de l'OTN.
- **Le troisième** OTN en forme de « H », permet de tester la prise en compte d'un manque de diffusé latéral.
- **Le quatrième** OTN de forme L inversé, permet de tester la prise en compte d'un manque du diffusé latéral et du rétrodiffusé dû à la forme de l'OTN.
- **Le cinquième** OTN de forme losange.

Pour cette famille on prend le teste de la forme losange.

3. Les méthodes d'analyses :

La validation dosimétrique requière la comparaison de distributions de dose calculées et mesurées. L'affichage d'une distribution en deux dimensions est la méthode la plus communément employée.

La validation qualitative est habituellement réalisée en superposant des profile de dose de mêmes valeurs. Ces analyses sont réalisées sur des ordinateurs avec des logiciels qui offrent de nombreuses options.

Superposition :

Pour effectuer la comparaison de graphe de dose obtenue par un logiciel de calcul TPS et mesurée par MEPHYSTO, on les a superposé à l'aide de Excel dans le même graphe avec la même échelle Plusieurs points doivent être déterminés communs aux deux représentations graphique de la distribution de dose en rendement en profondeur a différents profondeurs.

4. Mesure et discussion :

4.1. Objet teste numérique simples :

4.1.1. Champ carré :

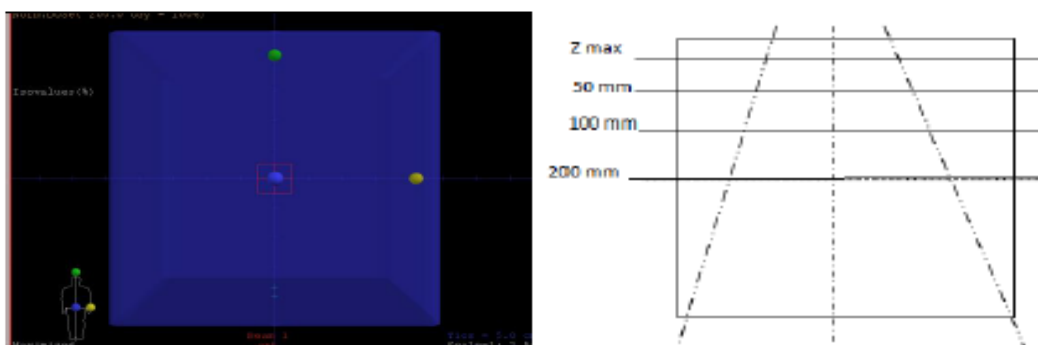
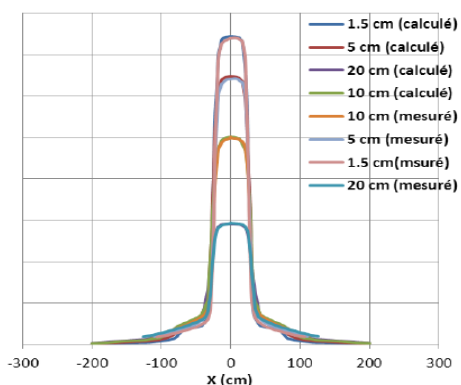


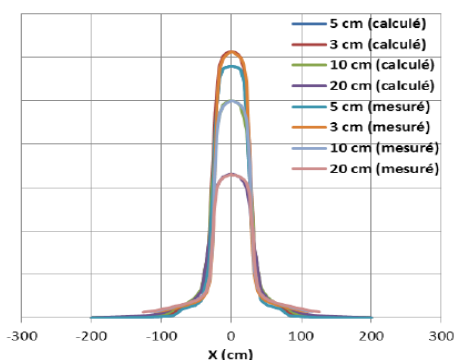
Figure 4.8 : OTN carré taille de champ 5x5 cm², SSD=100cm.

Les résultats pour E=6 MeV :



E=6 MeV	MAX	MIN	MOYENNE
Partie central	2%	0%	1%
pénombre	17%	-9%	14%
transmission	22%	13%	17%

Les résultats pour E=18 MeV :



E=18 MeV	MAX	MIN	MOYENNE
Partie central	1%	-1%	0%
Pénombre	18%	-7%	12%
Transmission	24%	13%	20%

4.1.2. Objets test numérique avec des modificateurs de faisceaux:

Filtre en coin :

Cet OTN est simple, champ carré 9x9 cm, une SSD=100cm, avec un filtre de 30°, pour obtenir les profils de dose des quatre profondeurs :(1.5 ou 3 cm ; 5 ; 10 et 20 cm).

Les mesures sont faites dans une cuve à eau de taille 40x 40 cm pour les deux énergies des photons : 6 et 18 MeV.

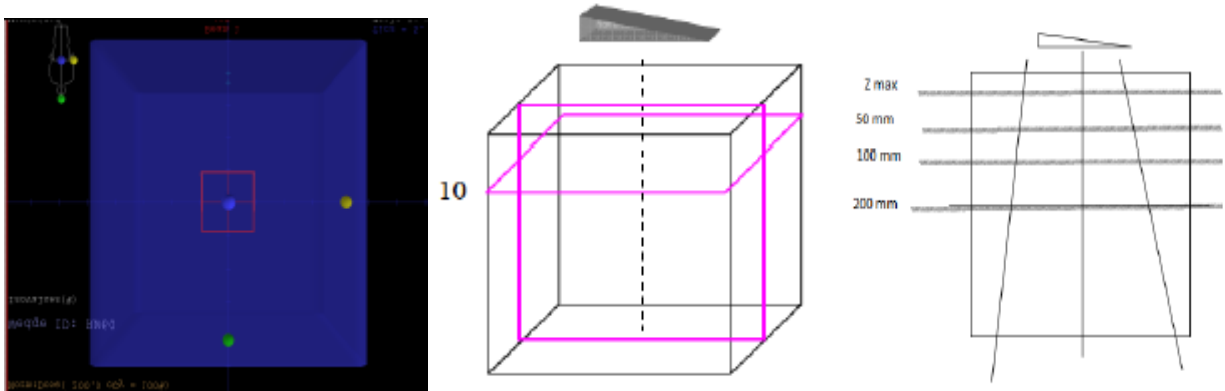
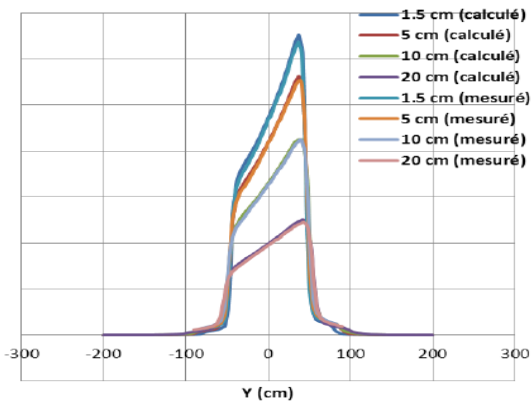


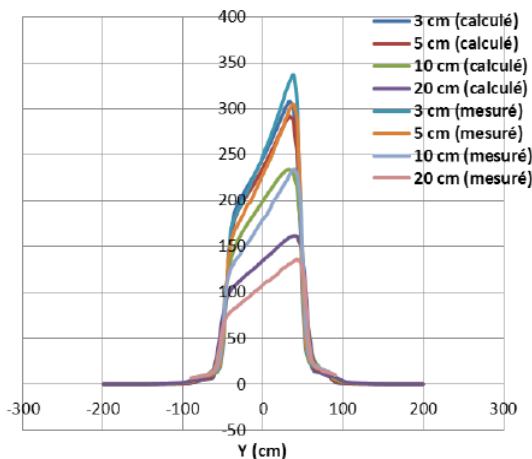
Figure 4.9 : OTN champ carré 9x9 cm² avec un filtre en coin 30°

Les résultats pour E=6 MeV :



E=6 MeV	MAX	MIN	MOYENNE
Partie central	1%	-2%	0%
Pénombre	5%	-7%	-1%
Transmission	13%	-3%	7%

Les résultats pour E=18 MeV :



E=18 MeV	MAX	MIN	MOYENNE
Partie central	0%	-3%	-1%
Pénombre	12%	-4%	9%
Transmission	20%	12%	15%

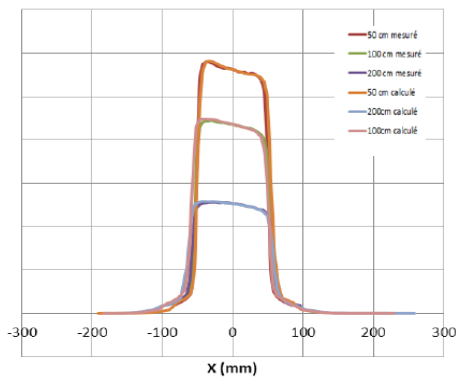
4.1.3. Obliquité de surface :

Dans le cas d'une incidence oblique, il existe un gradient de dose de part et d'autre de l'axe d'incidence du faisceau en raison des différences d'épaisseurs traversées par le faisceau. Quatre OTN simple sont définis ci-dessous, pour évaluer la précision des calculs de dose.



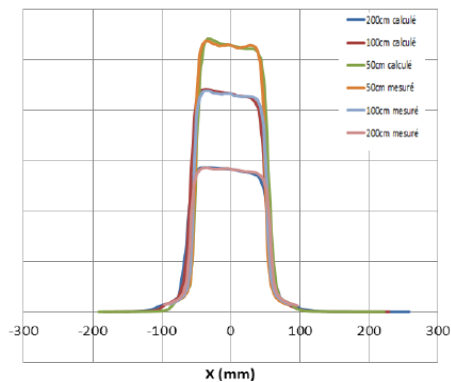
Figure 4.10 : OTN carré taille de champ 20x20 cm², oblique (15°), SSD=100 cm.

Les résultats pour E=6 MeV :



E=6MeV	MAX	MIN	MOYENNE
Partie central	1%	0%	0%
Pénombre	16%	7%	13%
Transmission	7%	1%	2%

Les résultats pour E=18 MeV :



E=18MeV	MAX	MIN	MOYENNE
Partie central	17%	0%	4%
Pénombre	17%	-6%	8%
Transmission	8%	2%	2%

4.2. Objet teste numérique hétérogène :

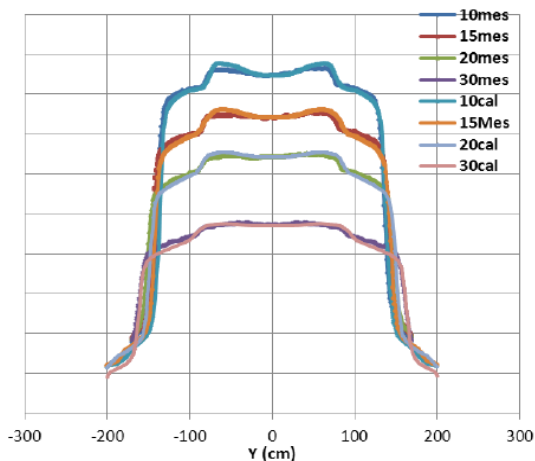
Équivalent Poumon :



Figure 4.11 : OTN équivalent poumon, taille de champ 25x25 cm², SSD=100 cm, Densité du poumon=0.21g/cm³

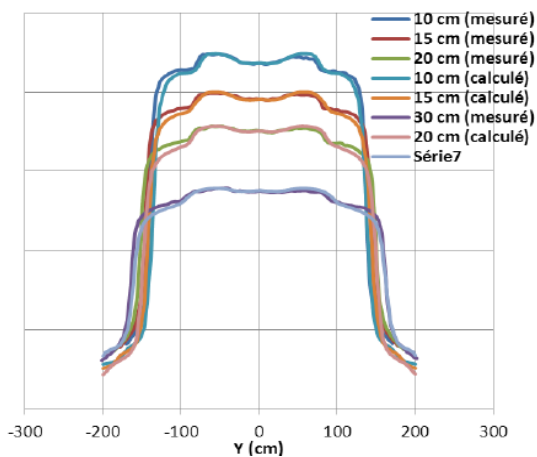
Taille de champ cm ²	SSD	Langueur de fantôme	Épaisseur de fantôme	profondeur	Densité
25x25	100 cm	15 cm	3 cm	13.5 cm	0,208 g/cm ³

Les résultats pour E=6 MeV :



E=6MeV	MAX	MIN	MOYENNE
Partie central	3%	-2%	0%
Pénombre	6%	-14%	-2%
Transmission	14%	-6%	9%

Les résultats pour E=18 MeV :



E=18MeV	MAX	MIN	MOYENNE
Partie central	3%	-2%	0%
Pénombre	2%	-39%	-6%
Transmission	-15%	-87%	-65%

4.3. Objet teste numérique à décrochement :

OTN de forme losange :

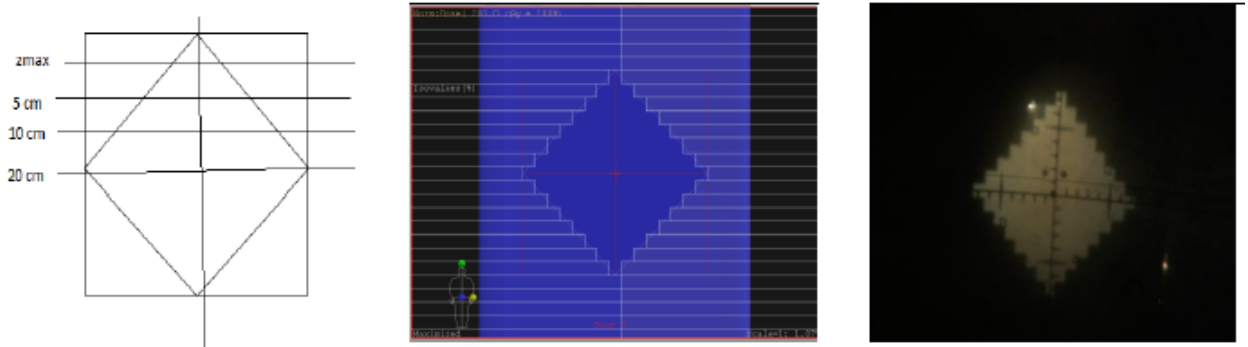
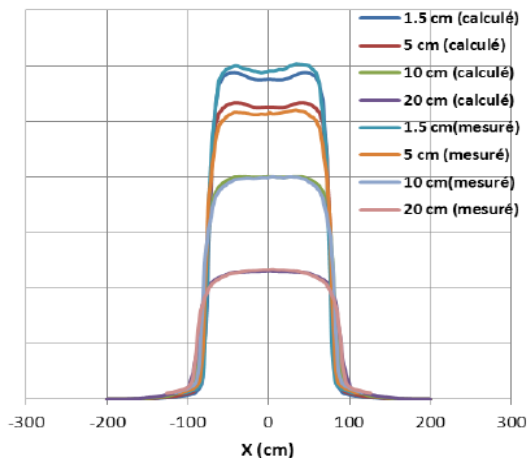


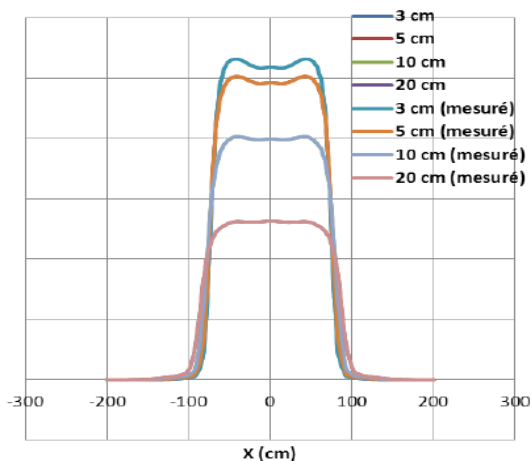
Figure 4.12 : OTN losange, taille de champ de champ 15x15 cm², SSD=100 cm.

Les résultats pour E=6 MeV :



E=6 MeV	MAX	MIN	MOYENNE
Partie central	7%	0%	3%
Pénombre	15%	-9%	5%
Transmission	26%	17%	21%

Les résultats pour E=18 MeV :



E=18MeV	MAX	MIN	MOYENNE
Partie central	2%	-1%	0%
Pénombre	6%	-3%	1%
Transmission	16%	9%	12%

5. Interprétation des résultats :

D'après la superposition des graphes :

On observe dans les résultats pour un champ avec filtre en coin que les courbes de profil pour l'axe Y sont déformées donnant une direction oblique par rapport à l'axe du faisceau.

L'atténuation du faisceau est plus importante du côté où l'épaisseur du filtre est plus grande.

Les profils obtenus étant symétriques par rapport au centre, on peut déduire que la source est bien centrée sur l'axe du collimateur. Sur les graphes des profils de dose trois régions obtenues :

- Région de la partie centrale : Positionné entre les valeurs 0% à 80% de profils de dose dans les deux directions positives et négatives.
- Région de la pénombre : Ecarté entre les positions afférentes aux valeurs de dose 80% et 20%.
- Région de transmission : c'est la région des valeurs entre 20% et 5%, cette région dépend des mesures dans l'accélérateur. Tous les mesures sont effectués à une limite supérieure à 4 cm de champs choisis.

Les résultats des comparaisons entre différents OTA sont résumés dans le tableau suivant

Cette partie décrit la qualité de faisceau lui-même. Donc la première chose à faire est de s'assurer que les données de faisceau de la machine, la planéité, la symétrie, la taille du champ d'irradiation, et l'énergie sont bien calibrés. Cette partie est très importante.

Champ	Planéité
Carré 5x5	0%
Carré avec un filtre en coin	3%
Oblique de surface	1%
Equivalent poumon	5%
Losange	1%

Le facteur d'homogénéité doit être inférieur à 3%. La relation de ce facteur est :

$$F = \frac{D_{\text{Max}} - D_{\text{Min}}}{D_{\text{Max}} + D_{\text{Min}}} * 100\% \quad (19)$$

Dans ce cas les différences seront en pourcentage, on peut faire les mesures pour les différences en distance pour même valeur de profil de dose, les différences en distance ne doivent pas être supérieures à 3 mm.

Ainsi que la dose relative maximale ne doit pas être supérieure à 109% par rapport à l'axe central CAX. Ces conditions sont assurées par le constructeur. S'il y a un problème il faut appeler la maintenance et les corriger avant de poursuivre.

La différence entre les valeurs mesurées et les valeurs calculées en pourcentage sont données dans les tableaux suivants pour les deux énergies 6MeV et 18MeV :

Tableau de la partie centrale 6MeV :

Champ	MAX	MIN	MOYENNE
Carré 5x5	2%	0%	1%
Carré avec un filtre en coin	1%	-2%	0%
Oblique de surface	1%	0%	0%
Equivalent poumon	3%	-2%	0%
Losange	7%	0%	3%

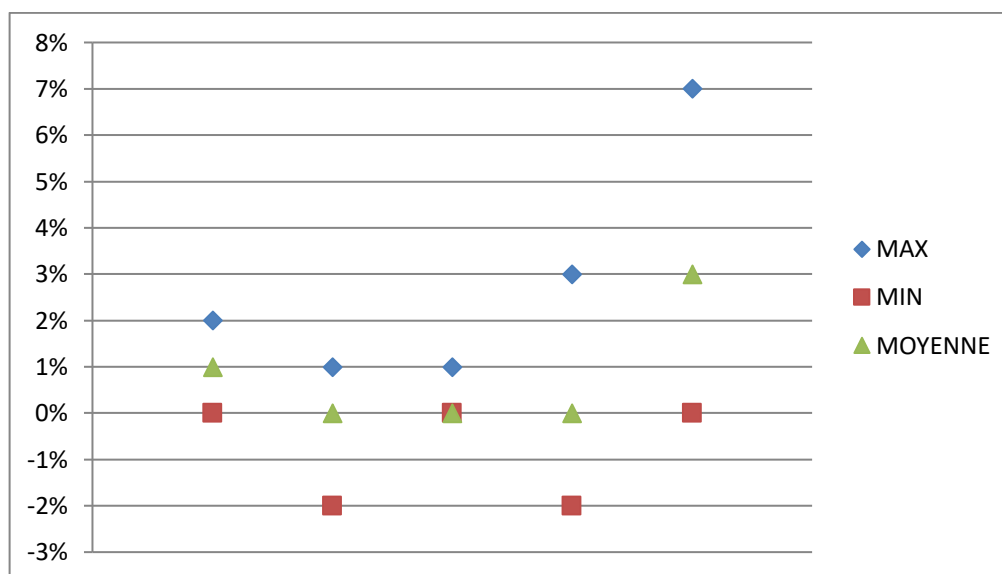


Figure 4.13 : La partie centrale; énergie 6MeV.

Tableau de la partie centrale 18 MeV :

Champ	MAX	MIN	MOYENNE
Carré 5x5	2%	0%	1%
Carré avec un filtre en coin	0%	-3%	-1%
Oblique de surface	17%	0%	4%
Equivalent poumon	3%	-2%	0%
Losange	2%	-1%	0%

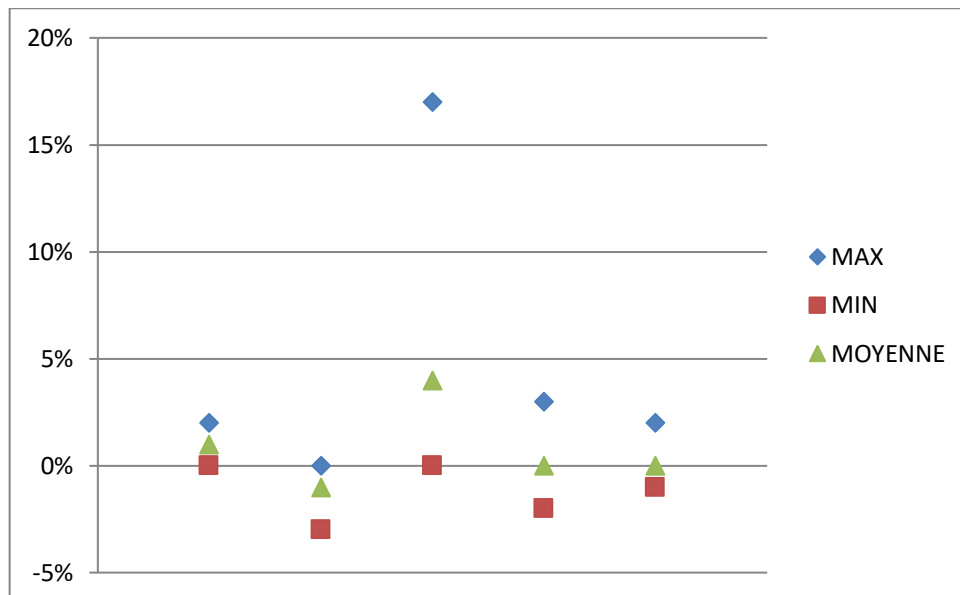


Figure 4.14 : La partie centrale; énergie 18 MeV.

Tableau de pénombre pour énergie de 6MeV :

Champ	MAX	MIN	MOYENNE
Carré 5x5	17%	-9%	14%
Carré avec un filtre en coin	5%	-7%	-1%
Oblique de surface	16%	7%	13%
Equivalent poumon	6%	-14%	2%
Losange	15%	-9%	5%

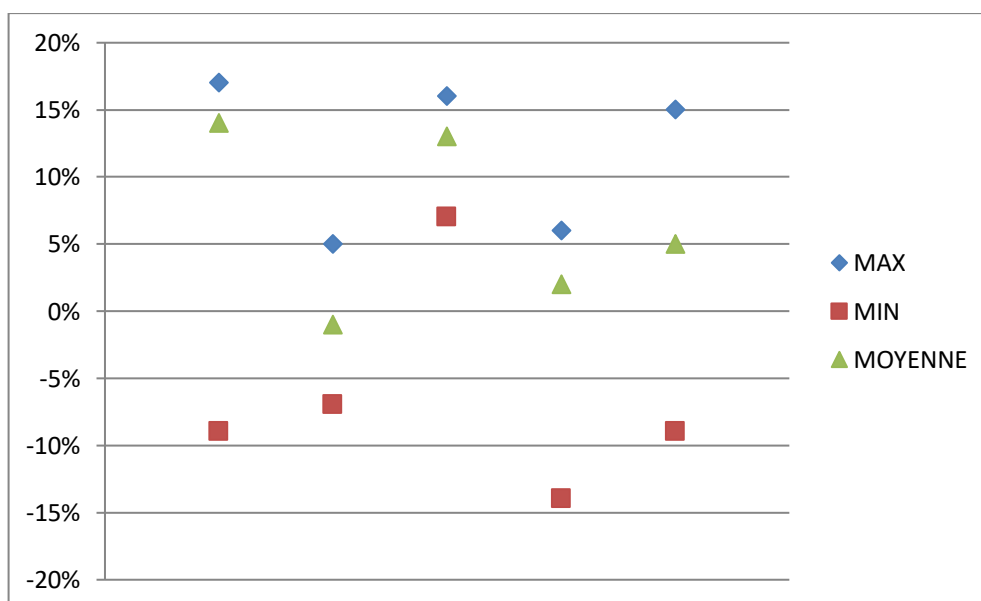


Figure 4.15 : La partie pénombre; énergie 6 MeV.

Tableau de pénombre pour énergie de 18 MeV :

Champ	MAX	MIN	MOYENNE
Carré 5x5	18%	-7%	12%
Carré avec un filtre en coin	12%	-4%	9%
Oblique de surface	17%	-6%	8%
Equivalent poumon	2%	-39%	6%
Losange	6%	-3%	1%

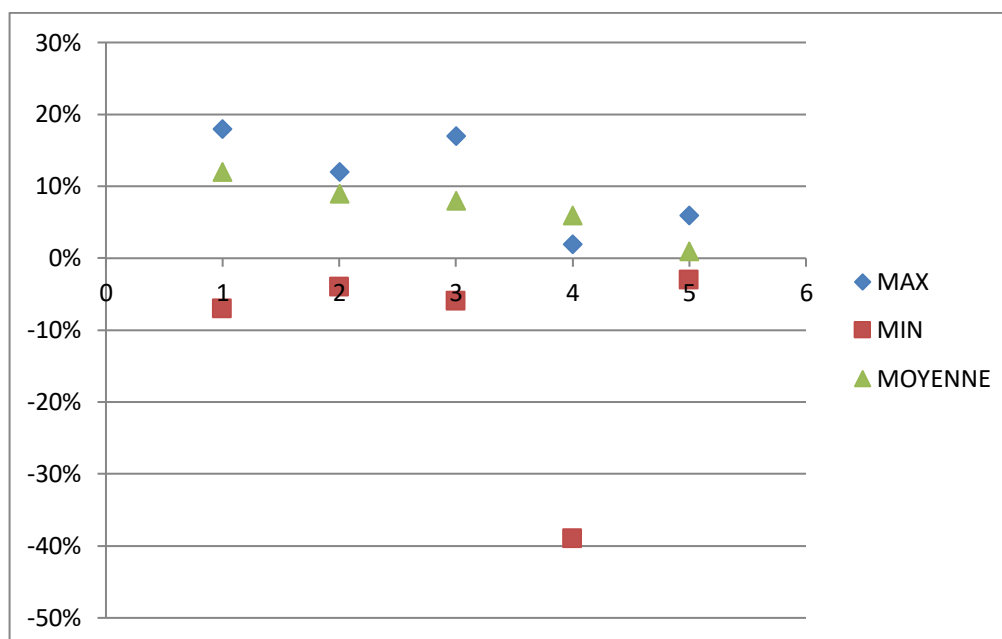


Figure 4.16 : La partie pénombre; énergie 18 MeV.

Tableau de Transmission pour une énergie de 6MeV :

Champ	MAX	MIN	MOYENNE
Carré 5x5	22%	13%	17%
Carré avec un filtre en coin	13%	-3%	7%
Oblique de surface	7%	1%	2%
Equivalent poumon	14%	-6%	9%
Losange	26%	17%	21%

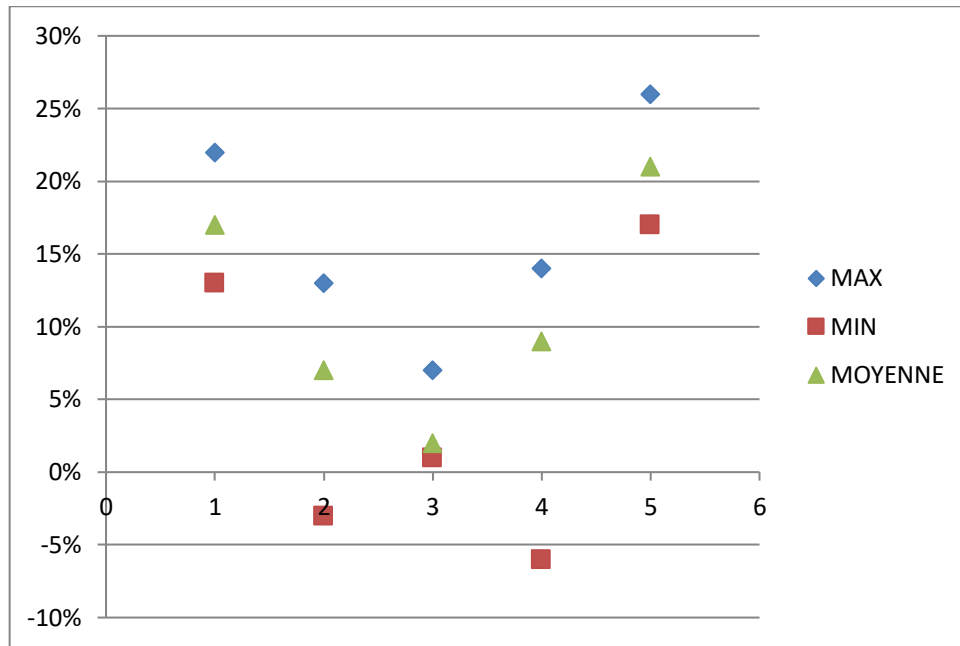


Figure 4.17 : La partie transmission énergie 6 MeV.

Tableau de Transmission pour une énergie de 18 MeV :

Champ	MAX	MIN	MOYENNE
Carré 5x5	24%	13%	20%
Carré avec un filtre en coin	20%	12%	15%
Oblique de surface	8%	2%	2%
Equivalent poumon	-15%	-87%	-65%
Losange	16%	9%	12%

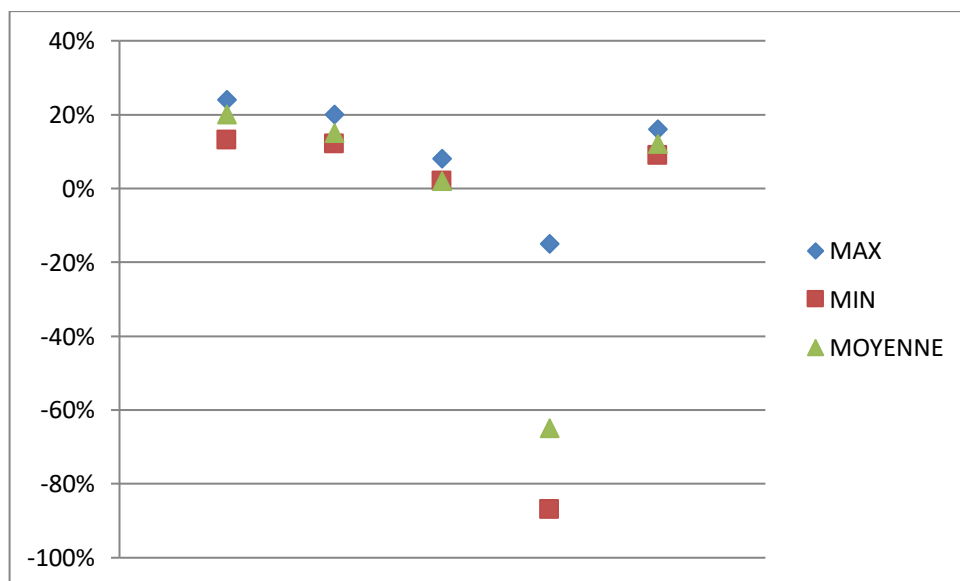


Figure 4.18 : La partie transmission énergie 18 MeV.

Conclusion :

L'objectif des tests réalisés dans notre travail est de vérifier la justesse des calculs de doses réalisées par le TPS et d'autre part de connaître les limites de leur utilisation.

Dans notre cas on a utilisé le TPS pour le calcul et le MEPHYSTO pour la mesure dans le but de générer des PPD et des profils de dose pour différentes tailles de champ et différentes profondeurs.

Conclusion générale :

Les Systèmes de Planification des Traitements (Treatment Planning System) profitent une position clé du service de radiothérapie, Mais pourtant c'est le dispositif le moins contrôlé. une incertitude voire une erreur dans les calculs de dose réalisés par le TPS. Si pour ça utilisé les objets test numérique pour le contrôle de qualité des champs délivrée.

D'une part de comparaison un système de Planification des Traitements de dose délivré par l'accélérateur et la dose mesure avec logicielle MEPHYSTO, pour des faisceaux de photons de haute énergie à l'aide de chambres d'ionisation.

La première partie de ce contrôle se base sur plusieurs configurations de tests, permettant de couvrir la majorité des conditions géométriques d'irradiation, ont été définies et proposées pour le contrôle de qualité des TPS. Ces configurations tests ont été ensuite modélisées par autant d'Objets-Test Numériques (OTN simples, OTN hétérogènes, OTN à décrochement) destinés à être directement chargés sur le TPS testé pour modéliser les propriétés physiques et chimiques du milieu irradié et les conditions géométriques de l'irradiation. Dans une seconde partie étude a consisté à comparer les résultats des TPS avec des mesures précises réalisées dans un fantôme d'eau.

Il y a deux qualités utiles de faisceaux (faisceau de photons 6 MV et 18 MeV) issus de l'accélérateur VARIAN de centre anti cancéreux Batna. Tout d'abord, les deux faisceaux issus de l'accélérateur VARIAN ont dû être caractérisés. Les distributions de dose calculées (profils de dose et rendements en profondeur) ont été comparées à celles obtenues expérimentalement dans l'eau à l'aide d'une chambre d'ionisation. La comparaison se fait suite à la superposition des deux courbe une obtenu par le TPS et l'autre par le logicielle MEPHYSTO.

Cette comparaison fait présenter de bons records de la part du TPS

Bien que les contrôles soient plus justes et plus rigoureux du TPS, son intégration dans la chaîne traitement ne pourra se faire sans l'acceptation des utilisateurs. A l'échelle qualité, sa mise en place ne permettra pas d'atteindre le « manque défaut » l'assurance de qualité constitue en revanche un élément de réponse allant dans le sens de l'amélioration complète de la qualité et de la sécurité des traitements en radiothérapie.

Références

[1] : Melle SEMMOUD FATIHA Mme GHOMARI IMENE Calcul Dosimétrique En Radiothérapie Métabolique Des Hyperthyroïdies. Thèse, 2015/2016 Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen.

[2] : Cheick Oumar Thiam. Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique. Physique des Hautes Energies–Expérience [hep-ex]. 2007 Université Blaise Pascal - Clermont-Ferrand II, Français.

[3] : Jean-Noël BADEL Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte-Carlo de l'image de dose portale transmis. 2009. L'Institut National des Sciences Appliquées de Lyon.

[4] : Stéphanie CORDE, « Développement méthodologique de l'application d'agents pharmacologiques renforçateurs de l'effet photoélectrique pour l'utilisation du rayonnement synchrotron en radiothérapie anticancéreuse ». 2002, Université de Joseph Fourier-Grenoble.

[5] : Evans R.D «The atomic nucleus, Krieger publishing company .Malabar, FI, USA.p: 972. (1955).

[6] RAPPORT S.F.P.M. N° 21 : Albert LISBONA Dosimétrie des explorations diagnostiques en radiologie « Dosimétrie des explorations diagnostiques en Radiologie ».

[7] Frank Herbert attix «Introduction to Radiological physics and radiation dosimetry», Edition Wiley-VCH , 2004.

[8] P. Mayles, Nahum, J C Rosenwald «Handbook of Radiotherapy Physics», Theory and Practice. Edition Taylor et Francis 2007.

[9] Journal of the ICRU, volume 10 No 2.Rapport 84, Oxford University Press, 2010.

[10] S. KHOUDRI « partie III utilisation thérapeutique RI » cours master 2 en physique médical, 19-02-2012 université de Ferhat Abbas de Sétif.

[11] Melle. MALKI Sarra. Melle. BOUAZZA Sarra. Etude dosimétrique dans la technique de traitement mono-isocentrique dans le cancer du nasopharynx par la radiothérapie externe et dosimétrie in vivo thèse 29 septembre 2016 Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen.

[12] Saida MECHI Dosimétrie en Tomodensitométrie et contrôle qualité de son fonctionnement. Institut Supérieur des Technologies Médicales Centre National des Sciences et technologies nucléaires.

[13] Erik Nilsson Evaluation of the Analytical Anisotropic Algorithm (AAA) in lung tumours for 6 MV photon energy January 2009 Göteborg University.

[14] SALLAI Nabahat Contrôle de qualité mécanique et dosimétrique de l'accélérateur linéaire d'électron Réalisé thèse 2010-2011 universitaire Tlemcen.

[15] Yassine Ben Hdech Contrôle de qualité dosimétrique des systèmes de planification des traitements par radiothérapie externe a l'aide d'Objets-Tests Numériques calculés par Simulations Monte-Carlo PENELOPE 29 Mar 2012 Université de Nantes.

[16] ISO-9000. Quality management and quality assurance standards—part I, guidelines for selection and use. INTERNATIONAL ORGANISATION FOR STANDARDISATION Geneva, Switzerland. 1994.

[17] AISSANI Marwa YAHOUNI Imène, Dosimétrie des photons de haute énergie, thèse, 2010-2011 Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen.

[18] Cédric Lémery Les effets biologiques de la radioactivité I : les effets à court terme
Posted on 18 novembre 2007 University of Michigan.

[21] BELLOUNES MAHMOUD , Etude et comparaison des paramètres dosimétriques des mini-faisceaux dans les traitements IMRT thèse 2017 UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE HOUARI BOUMEDIENE.

[22] KALLOUCHE Hidayet BOUCHIKHI Asma Les Tests d'acceptance Du Système De Planification Du Traitement En Radiothérapie Externe, these 2011 UNIVERSITE DES SCIENCES ET DE LA TECHNOLOGIE ABOU BAKR BELKAID.

Résumé

يستخدم العلاج الإشعاعي الخارجي إشعاعًا مؤيّنًا لعلاج الأورام. يتطلب استخدام هذه الإشعاعات أقصى قدر من اليقظة من جانب الفيزيائي الطبي والموظفين الذين يستخدمونها. ومع ذلك، فإن نتائج العلاج تعتمد كثيرًا على دقة الجرعة التي تم تسليمها للورم. تقوم أنظمة تخطيط العلاج بالحساب المخطط لأوقات توزيع الجرعة والعلاج. تعتمد مراقبة جودة توزيعات الجرعة المحسوبة بواسطة TPS على مقارنتها مع توزيعات الجرعة المقاسة تحت جهاز المعالجة. يقترح هذا العمل لاستبدال تدابير قياس الجرعات لصالح حسابات قياس الجرعة المرجعية التي تم الحصول عليها بواسطة خوارزمية التراكب. المحاكاة التي أدلى بها هذه الخوارزمية توفر مجموعة واسعة من التشكيلات اختبار وتوقع لتوفير مراقبة الجودة جوانب قياس الجرعة من TPS.

الكلمات المفتاحية : العلاج الإشعاعي, نظام تخطيط العلاجي, مراقبة النوعية.

La radiothérapie externe utilise des rayonnements ionisants pour le traitement des tumeurs. L'utilisation de ces rayonnements nécessite la plus grande vigilance de la part du physicien médical et du personnel qui les utilise. Cependant, les résultats du traitement dépendent beaucoup de la précision sur la dose délivrée à la tumeur. Le Systèmes de Planification des Traitements réalise le calcul prévisionnel de la distribution de la dose et des temps de traitement. Le contrôle de qualité des distributions de dose calculées par les TPS s'appuie sur leurs comparaisons avec des distributions de dose mesurées sous l'appareil de traitement. Ce travail se propose de substituer des mesures dosimétriques au profit de calculs dosimétriques de référence obtenus par l'algorithme de superposition. Les simulations faite par cet algorithme fournissent un large choix de configurations de test et permettent d'envisager un contrôle de qualité des aspects dosimétriques des TPS.

Mot clé : TPS, Control de qualité, Radiothérapie.

External radiotherapy uses ionizing radiation for the treatment of tumors. The use of these radiations requires the greatest vigilance on the part of the medical physicist and the personnel who uses them. However, the results of the treatment depend very much on the accuracy of the dose delivered to the tumor. The Treatment Planning Systems performs the planned calculation of the dose distribution and treatment times. The quality control of dose distributions calculated by TPS relies on their comparisons with dose distributions measured under the treatment device. This work proposes to substitute dosimetric measures for the benefit of reference dosimetric calculations obtained by the superposition algorithm. The simulations performed by this algorithm provide a wide range of test configurations and allow for quality control of the dosimetric aspects of TPS.

Key words : Radiotherapy, TPS, Quality control .