

République algérienne démocratique et populaire  
وزارة التعليم العالي والبحث العلمي  
Ministère de l'enseignement supérieur et de la recherche scientifique  
المركز الجامعي لعين تموشنت  
Centre Universitaire Belhadj Bouchaib d'Ain-Temouchent  
Institut des Sciences  
Département des sciences de la matière



Projet de fin d'études  
Pour l'obtention du diplôme de Master en :  
Domaine : SCIENCES DE LA MATIERE  
Filière : Physique  
Spécialité : Physique des Matériaux  
Thème

***Calculs dosimétriques des faisceaux de rayons X dans une  
radiothérapie externe***

Soutenue le: 23/06/2019

Présenté Par :  
**Drif Sara**

Devant le jury composé de :

Dr. Belkadi Amina	M.C.B	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Présidente
Dr. Nebatti Echergui Abdelkader	M.C.A	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Examinateur
Dr. Bensafa Imad Khaled	M.C.B	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Encadrant
Dr. Fekih Zakia	M.C.B	C.U.B.B (Ain Temouchent)	Co-encadrante
Mr Meslem Ismail	physicien médical	C.A.C (Sidi Bel Abbes)	invité

*Année universitaire 2018/2019*

# *Remerciement*

*Avant tout, Je remercie ALLAH le tout puissant qui m'a donné la force et la volonté de réaliser ce travail.*

*Je tiens à exprimer toute ma reconnaissance à mon Directeur de mémoire Monsieur Bensafa Imad. Je le remercie de m'avoir encadré, orienté, aidé et conseillé.*

*Je remercie Mme Fkih mon co-encadrante de m'avoir orienté, aidé et conseillé*

*Mes sincères gratitudees à Mme Benyahia pour la qualité de son enseignement, et son intérêt incontestable qu'il porte à tous les étudiants.*

*Je remercie également mes professeurs pour la qualité de l'enseignement qu'ils m'ont prodigué au cours des cinq années passées à l'université.*

*Je remercie l'équipe de service de radiothérapie du Centre Anti Cancer de Sidi Bel Abbes, Abdellaoui Manel, Malki Sarra et Ismail Meslem qui m'ont aidé durant mon stage pour leur amitié, leur gentillesse et leur soutien.*

*Ce mémoire est étant dédié à mon adorable père et ma défunte mère qui m'ont orienté ,soutenu et encouragé tout au long de mon cursus scolaire , « vous avez tout sacrifié pour vos enfants n'épargne ni santé ni efforts. Vous m'avez donné un magnifique modèle de labeur et de persévérance. Je suis redevable d'une éducation dont je suis fière ».*

*Je remercie sans oublier mes chères sœurs et mes baux frères, Amina, Abderahmene, Nora et Abdessamed pour leur présence leur amour et leur sens de l'humour et aussi le dérangement de leurs enfants llyne, Nour et Lina.*

*Et un remerciement spécial à ma chère voisine qui m'a aidé tout au long du mois de ramadan.*

***Je tiens à remercier mon très cher Mari Hosseine qui a été toujours présent durant le parcours de mon travail, qui m'a soutenu et m'a encouragé et m'a vraiment aidé je te remercie infiniment.***

***Je tiens à remercier Imene et Yamna, pour leur amitié, leur soutien inconditionnel et leur encouragement.***

## *Dédicace*

Avec l'expression de ma reconnaissance, je dédie ce modeste travail à ceux qui, quels que soient les termes embrassés, je n'arriverais jamais à leur exprimer mon amour sincère.

A mes parents qui ont souffert sans me laisser souffrir, qui n'ont jamais dit non à mes exigences et qui n'ont épargné aucun effort pour me rendre heureuse, mes parents quoi que je fasse ou je dise, je ne saurai point vous remercier comme il se doit, votre présence à mes côtés a toujours été ma source de force pour affronter les différentes obstacles.

A mes très chers sœurs Amina et Nora, puisse Dieu vous donne santé, bonheur et courage.

A mon mari Hosseine pour son soutien moral, et ces conseils tout au long de mon travail.

A ma famille et à ma belle-famille. Que Dieu leur donne une longue et joyeuse vie.

A tous les amis que j'ai connu jusqu'à maintenant, Merci pour leurs amours et leurs encouragements.

Sans oublier mes collègues durant le parcours de mon stage au Centre Anti Cancer à Sidi Bel Abbes pour leur soutien et leur aide.

# Table des matières

Table des figures .....	VI
Tables des abréviations .....	IX
Introduction générale.....	XII
Chapitre I Les interactions rayonnement-matière	
1. Introduction.....	1
2. Les sources de rayonnements .....	1
2.1. Rayonnements cosmiques.....	1
2.2. Rayonnements radioactifs.....	2
2.2.1. Désintégration $\beta^-$ .....	2
2.2.2. Désintégration $\beta^+$ .....	2
2.2.3. Capture électronique .....	2
2.2.4. Radioactivité alpha .....	2
2.2.5. Radioactivité gamma .....	3
2.3. Les accélérateurs de particules .....	3
3. Les interactions rayonnement-matière .....	4
3.1. Définition.....	4
3.2. Classification des rayonnements .....	4
3.2.1. Interaction des particules chargées avec la matière .....	5
3.2.2. Interaction des rayonnements indirectement ionisant .....	11
3.2.3. Effet biologique des photons sur l'organisme.....	16
Chapitre II DOSIMETRIE	
1. Introduction.....	17
2. Grandeurs et unités dosimétriques .....	17
2.1. L'exposition et le Roentgen.....	17
2.2. Caractéristiques physiques d'un faisceau de photons dans le vide .....	18
a) Distribution spectrale.....	18
b) Paramètres énergétiques .....	19
c) La distribution spatiale.....	20
2.3. Kerma.....	20
2.4. La dose absorbée.....	21
2.5. L'équilibre électronique.....	23
2.6. Relation entre kerma et la dose absorbée .....	24
2.6.1. Kerma et la dose dans les milieux différents.....	25

2.7. Calcul pratique de la dose .....	28
2.8. Dose reçue.....	29
2.9. Débit de dose .....	30
2.10. Dose équivalente.....	31
2.11. Dose efficace.....	32
2.12. L'unité moniteur (UM).....	32
<b>3. Pénétration de faisceaux de photons dans un fantôme ou un patient .....</b>	<b>32</b>
3.1. Le rendement en profondeur.....	32
3.1.1. Rendement autour de l'axe du faisceau : courbe isodose.....	34
3.1.2. Rendement en volume : Surface isodose.....	35
3.2. Le profil de dose .....	36
3.2.1. Définition .....	36
3.2.2. Caractéristiques.....	36
3.3. La pénombre géométrique.....	37
<b>4. Paramètre de traitement.....</b>	<b>38</b>
4.1. La taille du champ du faisceau de rayonnement .....	38
4.1. La dose à la surface .....	39
4.2. La profondeur de la dose maximale .....	39
4.3. Facteur de collimateur .....	39
4.4. Le facteur de diffusions au pic.....	40
4.5. Le débit de la machine relative (output) .....	41

### Chapitre III Radiothérapie

<b>1. Introduction.....</b>	<b>43</b>
<b>2. Radiothérapie .....</b>	<b>44</b>
2.1. Définition.....	44
2.2. Le but de la radiothérapie .....	44
2.3. Types de la radiothérapie.....	45
2.3.1. Classification de la radiothérapie en fonction de la nature et la situation de la source radioactive .....	45
2.3.2. Classification de la radiothérapie en fonction de l'objectif du traitement.....	45
2.4. Types de rayonnements et machines .....	46
2.5. Accélérateurs linéaires de particules .....	47
2.5.1. Définition .....	48
2.5.2. Principe des accélérateurs linéaires .....	48
2.5.3. Description générale sur Les accélérateurs linéaires .....	49
<b>3. La radiothérapie conformationnelle.....</b>	<b>55</b>

3.1.	Parcours d'un patient dans un service de radiothérapie .....	55
3.1.1.	Acquisition des images 3D .....	56
➤	Le scanner X .....	56
➤	Lasers .....	58
➤	IRM.....	58
➤	LA TOMOGRAPHIE PAR ÉMISSION DE POSITONS .....	59
3.1.2.	Simulation.....	60
3.1.3.	Contourage.....	61
3.1.4.	Dosimétrie.....	63
3.1.5.	Validation.....	63
3.1.6.	Mise en place et traitement .....	63
3.1.7.	Le suivi du traitement .....	63
3.2.	Rôle du physicien médical.....	64
<b>Chapitre IV Traitement du cancer de Cavum et du Col utérin par radiothérapie</b>		
1.	Introduction.....	65
2.	Définition de cancer .....	65
3.	Cancer de Cavum.....	65
3.1.	Anatomie du Cavum.....	66
3.2.	Traitement du Cavum .....	66
3.3.	Examens utiles pour préparer la radiothérapie.....	66
3.4.	Choix des volumes et des doses.....	67
3.4.1.	Définit les volumes à irradier .....	67
3.4.2.	Prescrit les doses aux points ICRU et aux différents volumes, décide du fractionnement et de la durée du traitement (Accord fort).....	67
3.4.3.	Détermine les organes à risque (OAR) et leurs contraintes de dose (Accord relatif)	68
3.5.	Techniques de traitement (traitement avec simulation virtuelle RC3D) .....	70
3.6.	Déroulement et contrôle du traitement.....	72
4.	Cancer du col utérin .....	73
4.1.	Anatomie du col utérin.....	73
4.2.	Traitement du col utérin .....	74
4.2.1.	Bilan pré thérapeutique .....	74
4.2.2.	La radiothérapie .....	76
<b>Conclusion générale .....</b>		<b>84</b>
<b>Bibliographie .....</b>		<b>86</b>

## Table des figures

Figure 1: Rayons cosmiques .....	1
Figure 2: la désexcitation radioactive par émission de photon gamma .....	3
Figure 3: Accélérateur linéaire (LINAC) .....	4
Figure 4 : Classification des rayonnements .....	5
Figure 5 : Collision éloignée.....	6
Figure 6 : Phénomène d'ionisation : Phénomène d'ionisation .....	7
Figure 7 : Phénomène d'excitation.....	7
Figure 8 : Phénomène de freinage .....	8
Figure 9: Trajectoires et parcours .....	9
Figure 10 : phénomène d'annihilation . .....	10
Figure 11 : comparaison des interactions des électrons et des particules alpha dans la matière .	10
Figure 12 : Trajectoire et parcours particules lourdes.....	11
Figure 13 : effet photoélectrique.....	12
Figure 14 : L'effet Compton.....	13
Figure 15 : Production de paire $e^-e^+$ .....	13
Figure 16 : domaine des trois phénomènes d'interaction. ....	14
Figure 17 : Variation du nombre de photons en fonction de l'épaisseur X de l'écran .....	15
Figure 18 : Variation de la probabilité en fonction de E dans le cas de l'eau et du plomb .....	16
Figure 19: Caractéristiques physiques d'un faisceau de photons dans le vide .....	18
Figure 20: caractéristiques physiques d'un faisceau traversant un matériau .....	21
Figure 21: la dose absorbée correspondante à l'énergie déposée dans la sphère .....	22
Figure 22: La variation du Kerma et la Dose absorbée en fonction de la profondeur z .....	24
Figure 23: Direction du faisceau de photons .....	24
Figure 24: Tableau des coefficients d'atténuation massique [25] .....	28
Figure 25: L'irradiation au niveau des deux jambes .....	30
Figure 26: L'irradiation par 1gray sur la quasi-totalité de l'organisme.....	30
Figure 27: L'irradiation par 0,1 gray sur la quasi-totalité de l'organisme .....	31
Figure 28: Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons .....	33
Figure 29: Courbe de transmission de dose en profondeur et ionisations correspondante.....	34
Figure 30: Courbes isodoses.....	35
Figure 31: Technique d'augmentation de dose sur une tumeur profonde .....	36
Figure 32: Profil de dose d'un champ de photon mesuré dans l'eau.....	37
Figure 33: Profil latéral de dose et leur régions (la partie centrale >80%, la partie de pénombre entre 20% et 80%, la partie de transmission >20%) .....	38
Figure 34: champ carré équivalent .....	39

Figure 35: géométrie correspondante à la mesure de FOC .....	40
Figure 36: géométrie correspondante à la mesure de PSF .....	41
Figure 37: géométrie correspondante à la mesure de RDF .....	41
Figure 38: Notre cible, l'ADN des cellules cancéreuses .....	44
Figure 39: machine de télé-cobalt .....	46
Figure 40: Accélérateur linéaire Varian à l'hôpital de Sidi Bel Abbes.....	48
Figure 41 : Schéma simplifié les composants d'accélérateur linéaire. ....	49
Figure 42: Schéma simplifié le système d'injection (canon à électron).....	50
Figure 43: Section accélératrice électrostatique.....	50
Figure 44: Schéma simplifié le principe de la section accélératrice .....	51
Figure 45: image de Magnétron [40]                      Figure 46: image de klystron [41].....	51
Figure 47: L'accélération des électrons .....	52
Figure 48: schéma explicatif de l'action du cône égalisateur sur le profil de dose.....	54
Figure 49: Les composants de la tête de l'accélérateur linéaire .....	55
Figure 50: Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie. ....	56
Figure 51: Scanner à l'hôpital de Sidi Bel Abbes .....	57
Figure 52: Lasers dans la salle de scanner à l'hôpital SBA .....	58
Figure 53: IRM dernière génération.....	59
Figure 54: Tomographie par émission de positons.....	60
Figure 55: moyens de contention, A: plan incliné, B: masque thermoform.....	61
Figure 56: Le principe du volume cible prévisionnel et la définition des différentes marges nécessaires à sa détermination (par l'ICRU),.....	62
Figure 57: situation du Cavum, coupe du pharynx .....	66
Figure 58: les faisceaux utilisés en dosimétrie .....	68
Figure 59: Histogramme dose volume Cancer Cavum 66 Gy d'un patient à l'hôpital CAC à Sidi Bel Abbes .....	70
Figure 60: Anatomie de l'appareil reproducteur féminin .....	73
Figure 61: IRM pelvienne d'une tumeur infiltrant les paramètres. A : sagittal. Flèche : tumeur. B : axiale. Flèche : persistance su stroma cervicale en avant. Effraction du stroma à droite comme à gauche .....	74
Figure 62: Classification des cancers du col utérin, définie par la FIGO en 2009 stade 1 .....	75
Figure 63: Classification des cancers du col utérin, définie par la FIGO en 2009 stade 2 .....	75
Figure 64: Classification des cancers du col utérin, définie par la FIGO en 2009 stade 3 .....	76
Figure 65: Classification des cancers du col utérin, définie par la FIGO en 2009 stade 4 .....	76

Figure 66: Limites d'acquisition en vue d'une irradiation pelvienne (repères 1 à 2) ou pelvienne et lombo-aortique (repères 1 et 3). A : Vue de face, B : Vue de profil. « Scout View » de tomodontométrie de centrage.....	77
Figure 67: prescription de dose.....	77
Figure 68: Génération d'un PTV (B) par application de marges autour du CTV (A). Coupe axiale de tomodontométrie. En rose, CTV ; en bleu, PTV ; en vert : vessie ; en jaune, rectum. ....	78
Figure 69: Délimitation des volumes d'intérêt pour la radiothérapie externe d'une lésion de stade IIB. IRM, séquence T2, coupe axiale. Bleu ciel : CTV ganglionnaire. Vert : GTV. Bleu foncé : CTV centro pelvien (col et paramètres), rouge : GTV adénopathie ilio-obtu .....	80
Figure 70: histogramme dose volume du cancer du col 46Gy .....	80
Figure 71: fenêtre de la planification de la radiothérapie.....	82

## Tables des abréviations

**INSTN:** Institut National des Sciences et Technique Nucléaire.

**IAEA:** International Atome Agency.

**TEL:** Transfère d'Énergie linéaire.

**Z:** Numéro atomique d'un atome

**MeV:** Méga Électron Volt

**CDA:** Couche De demi-atténuation

**ADN:** Acide D'ésoxyribonucleique

**ICRU:** International Commission on radiation Units and measurements

**KERMA:** Kinetic Energy Released per unit mass in the medium

**OAR:** Organe A Risque

**IRM:** Imagerie par Résonance Magnétique

**TEP:** Tomographie par Emission de Positrons

**TPS:** Treatment Planning system

**KeV:** Kilo Electron Volt

**DSP:** Distance Source Peau

**DST:** Distance Source Tumeur

**DSA:** Distance Source Axe

**GTV:** Volume tumoral macroscopique

**CTV:** Volume cible anatomique

**PTV:** Volume cible prévisionnel

**TV:** Volume Traité

**IV:** Volume Irradier

**PMMA:** Physikalisch technische werkstätten

**UM:** Unité Moniteur

**RTE:** Radiothérapie Externe

**3D:** Trois dimensions

**2D:** Deux dimensions

**Gy:** Gray

**RX:** Rayon x

**CDA:** Couche de demi-atténuation

**CF:** Collimator factor

**D:** La dose absorbée

**d:** Débit de dose absorbée

**FOC:** Facteur d'Ouverture de Collimation

**ICRU:** International Commission on Radiation Units and measurements

**J:** Joule

**Kerma:** Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium

**L'IAEA:** International Atomic Energy Agency (AIEA : Agence Internationale de l'Energie Atomique)

**MLC:** Multi Leaf Collimator (CML : Collimateur Multi Lames)

**SI:** Système International des unités

**Sv:** Sievert

**PSF:** Le facteur de diffusions au pic

# Introduction générale

## Introduction générale

Le cancer est la seconde cause de mortalité après les maladies cardiovasculaires, selon les statistiques réalisées par l'OMS (l'organisation mondiale de la santé) le cancer tue environ 15 millions de personnes chaque année dans le monde, qui est équivalent presque 1 décès toutes les 2 secondes, l'année passée (2018) en Algérie il y'a eu plus de 29000 décès, par exemple juste à la wilaya de Sidi Bel Abbes dans le nouveau Centre Anti Cancer là où j'ai passé mon stage, depuis son ouverture en 2017, il traite environ 120 patients par jour.

Plus de la moitié des patients ont besoin de traitement par radiothérapie, exclusif ou associé à une autre modalité de traitement telle que la chirurgie ou la chimiothérapie. Le principe de la radiothérapie consiste à traiter les tumeurs par l'utilisation de Rayonnements ionisants (photons ou électrons) dans la cible, ces particules chargées à leur tour vont ioniser le milieu traité. Les interactions prépondérantes des photons de hautes énergies utilisés en radiothérapie avec le tissu sont : effet Compton et création de paires. Toutes ces interactions conduisent à la production d'électrons de hautes énergies. Dont les effets Biologiques conduisent à la mort des cellules cancéreuses. Ces applications médicales des rayonnements ionisants sont considérées parmi les facteurs essentiels du progrès dans le domaine de la santé

D'autre part l'utilisation des rayonnements ionisants présente de danger pour la santé humaine, qu'on-t-il dépasse un seuil de sûreté. D'où la nécessité de la précision sur la dose délivrée à la tumeur au cours du processus d'irradiation. Ceci fait l'objet de la dosimétrie qui permet le contrôle de la qualité des traitements par ionisations. Elle mesure au mieux les rayonnements en un lieu ou sur une personne, pour fournir une estimation de l'équivalent de dose et de dose efficace. Il est, donc, important de tout mettre en œuvre pour améliorer l'exactitude et la précision de la dose en radiothérapie afin d'assurer le succès du traitement.

L'objectif de cette arme thérapeutique est de délivrer une dose de radiation suffisamment élevée aux tissus cancéreux afin de permettre le contrôle local de la tumeur, tout en épargnant au mieux les organes à risques avoisinants, afin de limiter le risque de complications.

Dans ce projet, nous avons procédé l'organisation suivante :

Le premier chapitre s'attache essentiellement à la description de l'interaction des rayonnements avec la matière, il traite des objectifs généraux, des phénomènes de l'interaction des rayonnements ionisants avec la matière et l'effet biologiques des rayonnements ionisants.

Le second chapitre sera consacré aux notions fondamentales de la dosimétrie des rayonnements ionisants. Il donne une description générale sur les grandeurs et les unités dosimétriques utilisés en radiothérapie.

Le troisième chapitre on a fait une place particulière à la technique de la radiothérapie conformationnelle utilisé actuellement dans les traitements des patients.

Le quatrième Chapitre est mené sur la pratique de la dosimétrie appliqué à deux patients de différentes localisations qui était au coure de traitement dans le centre anti-cancer de Sidi Bel Abbes.

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

# **Chapitre I**

## **Les interactions rayonnement- matière**

## 1. Introduction

L'homme est exposé aux rayonnements depuis son apparition sur terre. Il est exposé à la lumière visible provenant du Soleil, laquelle s'accompagne de rayonnements invisibles connus sous le nom de rayonnements ultraviolets et infrarouges. Ces rayonnements sont des ondes électromagnétiques comme le sont aussi les ondes radio, les rayons X et les rayons gamma. En médecine et en biologie, les rayonnements ionisants rencontrés sont principalement constitués soit par des particules chargées (électrons, protons, deutons, ions...) ou neutres (neutrons, photons) [1].

## 2. Les sources de rayonnements

### 2.1. Rayonnements cosmiques

La terre est frappée par des particules de très grandes énergies qui proviennent de l'espace. La plupart d'entre eux sont des protons (88%), alpha (9%) et une petite quantité de noyaux plus lourds (~ 1%) et une proportion extrêmement infime de positrons et d'antiprotons.

On distingue deux types de rayonnement :

Les particules primaires (essentiellement des protons) entre en collision avec l'atmosphère terrestre avec une énergie qui peut atteindre  $10^{14}$  MeV.

Après cette collision les particules secondaires sont produites avec une énergie plus faible qui continuera à diminuer suivant la gerbe atmosphérique (voir figure 1). Les particules qui arrivent sur la surface de la terre ont de très faible énergie [2].

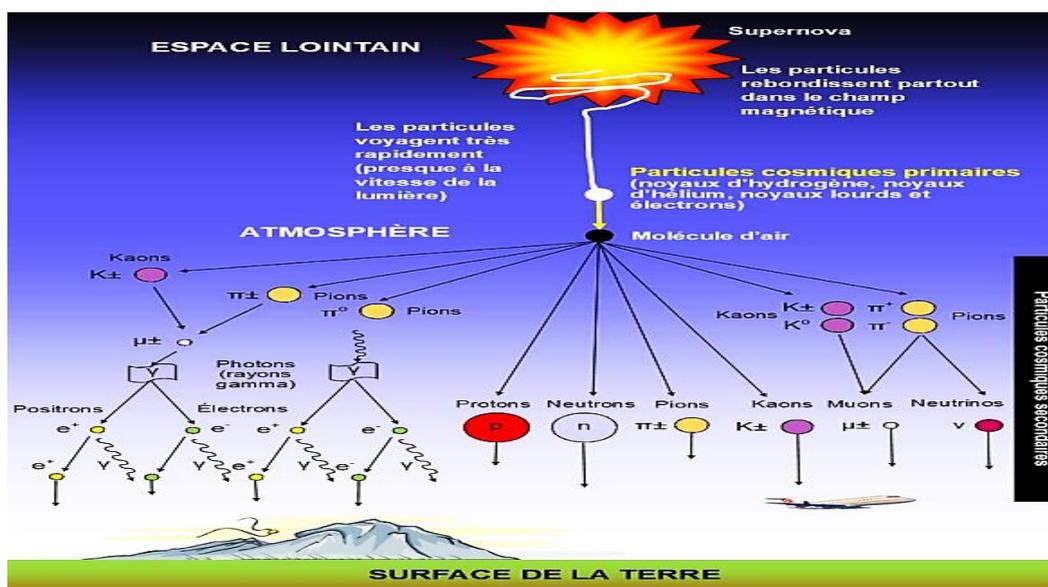


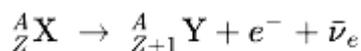
Figure 1: Rayons cosmiques

## 2.2. Rayonnements radioactifs

La radioactivité est le phénomène physique par lequel des noyaux atomiques instables (dits radionucléides ou radio-isotopes), se transforment spontanément en d'autres atomes, via une désintégration radioactive, en émettant simultanément des particules chargées (électrons, positrons, alpha, etc..) ou bien se désexcitent en émettant un photon.

### 2.2.1. Désintégration $\beta^-$

Un noyau qui contient un excès de neutrons est dans un état instable, il doit transformer un neutron en un proton. Puisque le neutron n'a pas de charge et le proton à une charge positive pour la conservation de neutralité on aura une émission d'un électron à partir du noyau (Désintégration  $\beta^-$ ) :



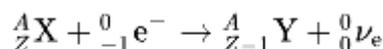
### 2.2.2. Désintégration $\beta^+$

Un noyau qui contient un excès de protons est dans un état instable et doit transformer un proton en un neutron. Pour la conservation de neutralité on aura une émission d'un positron



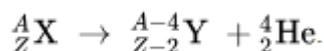
### 2.2.3. Capture électronique

La capture d'électrons est un cas particulier de désintégration bêta positive dans laquelle (au lieu d'émettre un positron) le noyau capture un électron de la couche K, réduisant ainsi le nombre atomique. Elle est accompagnée d'une émission d'un neutrino :



### 2.2.4. Radioactivité alpha

Dans le cas des noyaux très lourds, l'émission de la particule alpha (noyau d'hélium 4) est plus probable pour passer à un état plus stable.



## 2.2.5. Radioactivité gamma

Les rayons gamma sont plus pénétrants que les particules alpha et bêta, mais sont moins ionisants. Ils sont de même nature que les rayons X mais sont d'origine et de fréquence différente.

Contrairement aux rayons X qui sont produits par des transitions électroniques provoquées en général par la collision d'un électron avec un atome, à haute vitesse, les rayons gamma sont produits par des transitions nucléaires où le noyau excité libère un photon de haute énergie appelé rayons gamma, en se transformant en noyau isotope plus stable (voir figure 2) [3].

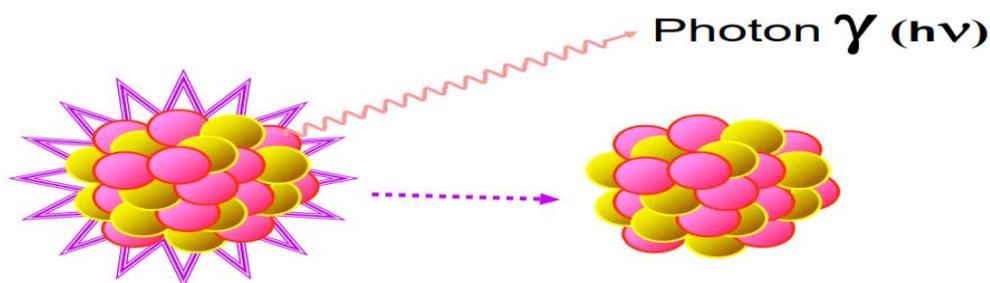
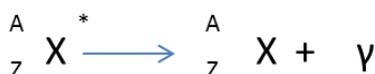


Figure 2: la désexcitation radioactive par émission de photon gamma

## 2.3. Les accélérateurs de particules

Les accélérateurs de particules sont très utilisés comme source de rayonnement pour diverses utilisations (recherches scientifiques, médicale). On distingue deux types d'accélérateurs, linéaire et circulaire.

Dans un accélérateur circulaire, les électrons traversent un champ électrique qui va augmenter leur vitesse. Le passage de ces électrons à travers un champ magnétique créé par des dipôles magnétiques, courbera leur trajectoire. Ce phénomène est suivi par émission d'un rayonnement de freinage.

Dans le cas d'un accélérateur linéaire (LINAC), on utilise la technologie à micro-ondes pour accélérer les électrons (guide d'ondes), qui permet à ces électrons d'entrer en collision avec une cible en métal lourd. À la suite de ces collisions, des rayons X à haute énergie (Photons) sont produits à partir de la cible. Cet appareil est le plus souvent utilisé pour administrer la radiothérapie externe (voir figure 3).

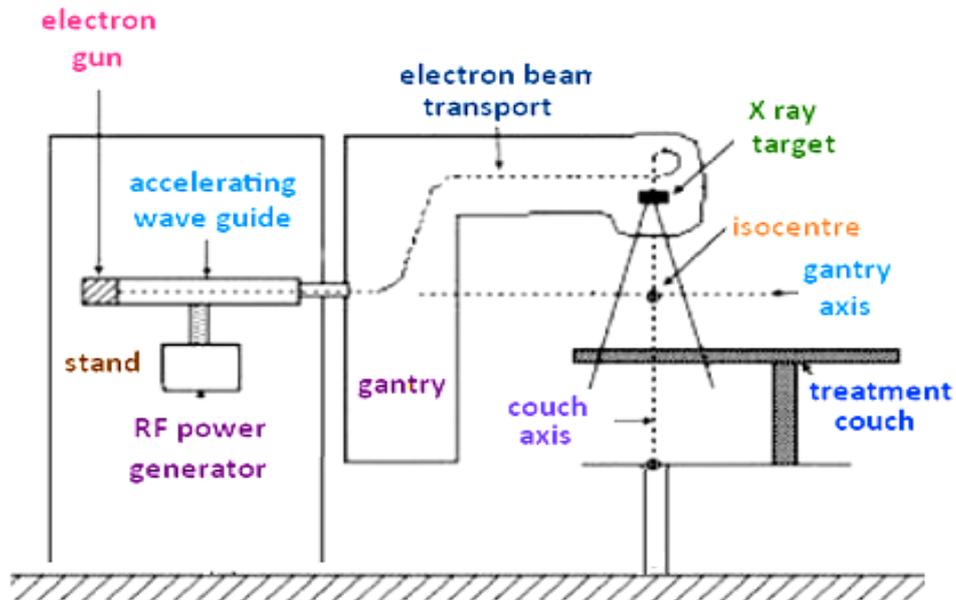


Figure 3: Accélérateur linéaire (LINAC)

### 3. Les interactions rayonnement-matière

#### 3.1. Définition

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

#### 3.2. Classification des rayonnements

On peut classer les rayonnements en deux catégories selon leur nature et selon leurs effets sur la matière. La figure (4) ci-dessous résume les différents types de rayonnements.

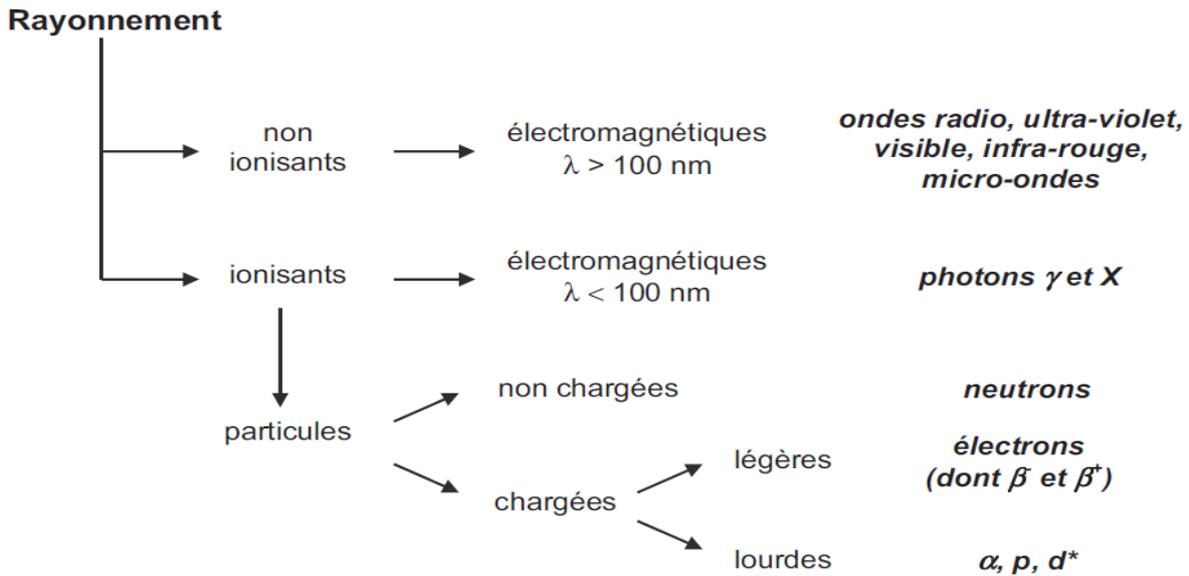


Figure 4 : Classification des rayonnements

- **Les rayonnements directement ionisants:** sont des particules chargées qui délivrent leur énergie directement à la matière, par le jeu des forces coulombiennes s'exerçant avec les atomes du milieu. Les transferts d'énergie dépendent des masses des particules en mouvement et il y a lieu de distinguer les particules chargées lourdes (proton, deuton, alpha, ions lourds) des électrons [4].
- **Les rayonnements indirectement ionisants:** sont des particules non chargées électriquement, dont l'énergie est suffisante pour produire une ionisation de la matière selon plusieurs types d'interactions, soit le photon interagit avec un électron du milieu c'est le phénomène d'ionisation, soit le photon n'interagit pas avec le milieu mais il va traverser une grande épaisseur de matière [4].

### 3.2.1. Interaction des particules chargées avec la matière

Quel que soit la particule chargée incidente positive ou négative, elle va produire une interaction électrique c'est-à-dire une interaction coulombienne. La force coulombienne due à la charge positive ou négative pendant le passage de la particule au voisinage de l'électron s'exerce entre les deux charges électriques une impulsion à l'électron (voir figure 5) [5]. Le transfert d'énergie s'accompagne d'une perte d'énergie cinétique  $\Delta E$  pour la particule incidente.

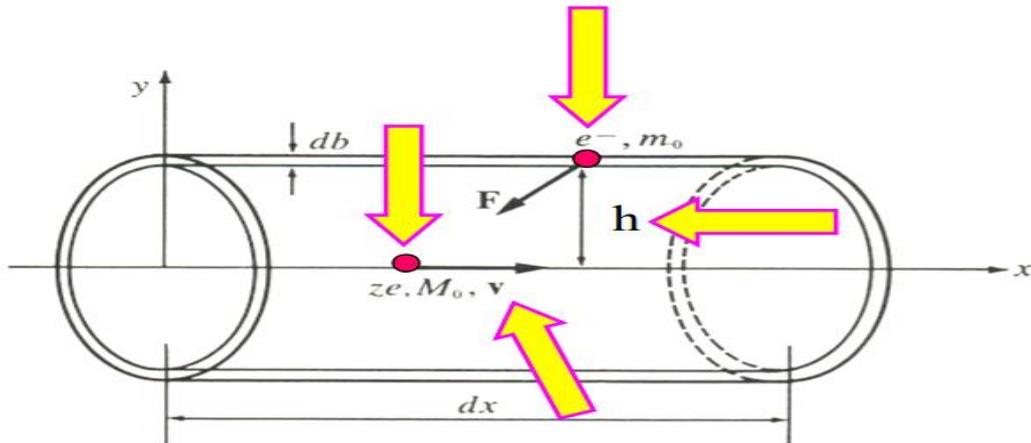


Figure 5 : Collision éloignée

La figure 5 nous montre le cas le plus fréquent, la particule incidente de masse  $M_0$ , de charge  $Ze$  et une vitesse  $V$ , qui va interagir avec l'électron du milieu ce qui va créer une force électrique (Force coulombienne) avec  $h$  le parcours entre l'électron et la particule incidente et voilà l'équation du transfert d'énergie cinétique :

$$Q = K \frac{1}{h^2} \frac{Z^2}{V^2} \quad (\text{I.1})$$

### 3.2.1.1. Interaction des électrons avec la matière

Les électrons sont des particules légères porteuses d'une charge électrique élémentaire, négative pour les « négatons » et positive pour les « positons » [6]. Les électrons en mouvement dans un milieu matériel perdent leur énergie cinétique au cours d'interactions avec les atomes du milieu traversé, ils peuvent agir soit avec les électrons des atomes constituant le milieu, soit avec leur noyau. Dans le cas d'une interaction « électron-électron », on parlera de collision. Il en existe deux types : l'ionisation et l'excitation ; dans le cas d'une interaction « électron-noyau », on parlera de « freinage ou autre mot dit bremsstrahlung » [1].

#### a) Phénomène d'ionisation et d'excitation

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

Selon  $\Delta E$  s'il est suffisant ou non pour éjecter l'électron de son orbite qui possède une énergie de liaison  $WL$ , deux phénomènes peuvent se produire :

- Si  $\Delta E \geq WL$ : l'électron de la cible est éjecté de son orbite avec une énergie cinétique  $(\Delta E - WL)$  et il se produit une ionisation de l'atome cible (voir figure 6). Soit un électron est arraché de son atome avec une énergie cinétique, l'électron éjecté dit

électron secondaire, si l'un des électrons à une forte énergie cinétique il devient un électron secondaire de type  $\Delta$  [1].

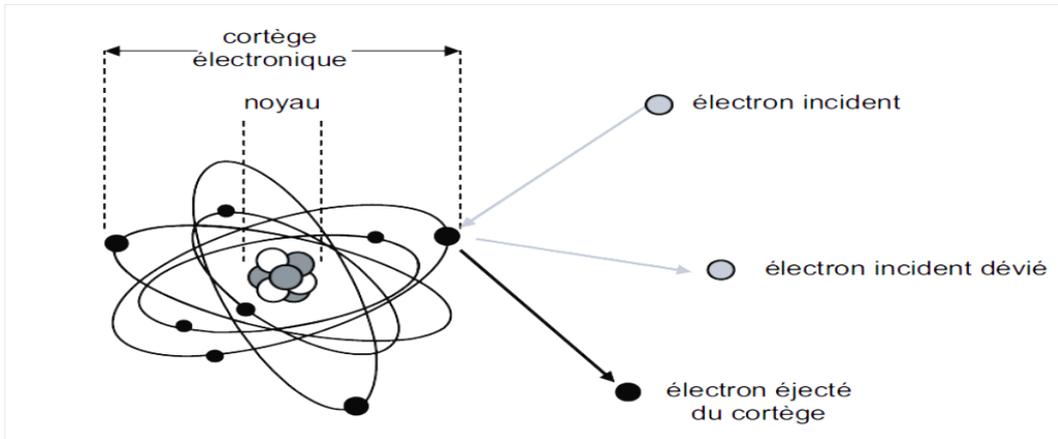


Figure 6 : Phénomène d'ionisation

- Si  $\Delta E < WL$ : le transfert d'énergie  $\Delta E$  ne peut produire aucune ionisation mais peut porter l'électron cible à un niveau énergétique supérieur à son état de repos, avec excitation de l'atome cible, les électrons peuvent changés de l'orbital au niveau de l'atome mais vont rester liés à leur atome parlons de phénomène d'excitation (voir figure 7) [1].

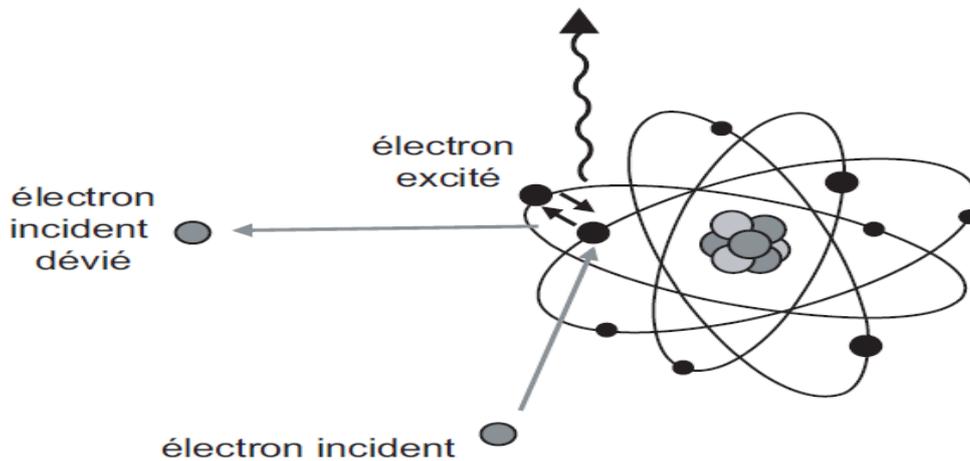


Figure 7 : Phénomène d'excitation

- Si  $\Delta E \ll WL$ : cette excitation aboutit à une dissipation thermique par augmentation de l'énergie de translation, de rotation ou de vibration des molécules cibles, interaction très à distance avec une grande vitesse c'est le transfert thermique.

b) Rayonnement de freinage

Les électrons incidents peuvent interagir avec les noyaux des atomes de la substance traversée. Ils subissent l'influence du champ coulombien du noyau : ils sont alors déviés et cèdent une partie de leur énergie au noyau. Cela se manifeste par un ralentissement ou freinage. L'énergie perdue est émise sous la forme de rayonnements X, dit photon X de freinage, ce phénomène n'est pas important que dans le cas d'électrons de forte énergie (supérieure à 1 MeV) traversant une matière constituée d'atomes lourds (numéro atomique  $Z$  élevé) (voir figure 8) [7].

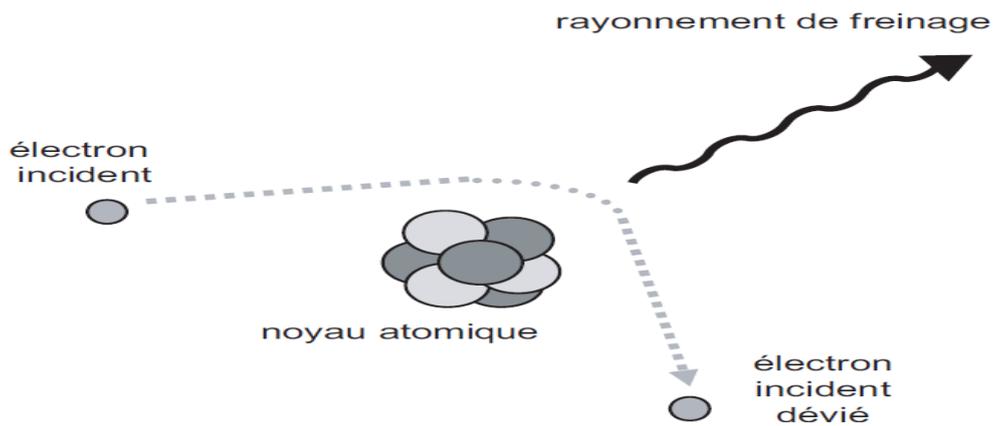


Figure 8 : Phénomène de freinage

3.2.1.2. Les conséquences sur la particule incidente

Les conséquences du transfert d'énergie vont apporter sur la particule une perte d'énergie cinétique donc un ralentissement.

**Le pouvoir de ralentissement :**

Le pouvoir d'arrêt linéique total d'un matériau pour des particules chargées est le quotient de  $dE$  par  $dl$  où  $dE$  est l'énergie perdue par une particule chargée donnée en traversant une épaisseur  $dl$  de matériau. Ce pouvoir d'arrêt correspond à une force de freinage [5].

$$S = \frac{dE}{dl} \quad (I.2)$$

Avec :

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

**dl:** la longueur du parcours de la particule incidente dans la matière.

L'unité de pouvoir d'arrêt linéaire  $S$ : [J.m<sup>-1</sup>] ou [MeV.cm<sup>-1</sup>].

3.2.1.2.1. Trajectoire et parcours des particules chargées légères

Chaque fois qu'un électron aura une interaction avec un électron du milieu, la particule incidente va changer de direction avec une perte d'énergie, lorsque les interactions se succèdent l'énergie cinétique de la particule diminue jusqu'à avoir une valeur nulle et à ce moment la particule s'arrête, on dit que les particules chargées épuisent la totalité de leur énergie dans le milieu (voir figure 9) [8].

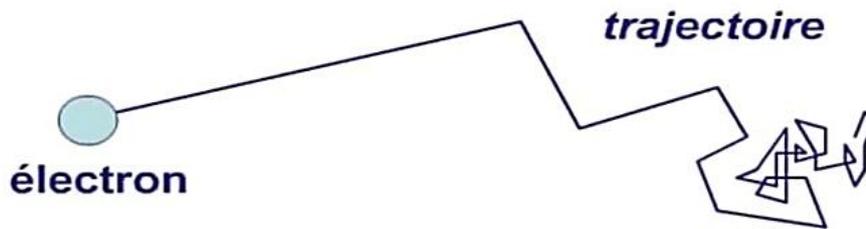


Figure 9: Trajectoires et parcours

3.2.1.2.2. Transfert d'énergie linéique (TEL)

Lorsque on s'intéresse au milieu absorbant (et non plus à la particule), on utilise le **TEL** (LET Linear Energy Transfer).

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

$$TEL = \frac{dE}{dx} \quad (\text{I.3})$$

**Cas particulier des positons :**

Quand le positon incident est au repos, c'est-à-dire quand il a perdu la totalité de son énergie initiale, il s'associe à un négaton et ces deux particules se dématérialisent. C'est ce que l'on appelle l'annihilation. Cependant, les lois de la conservation de l'énergie montrent qu'il résulte de ce phénomène d'annihilation (voir figure 10) deux photons émis dans des directions opposées et chacun d'une énergie de 511 KeV.

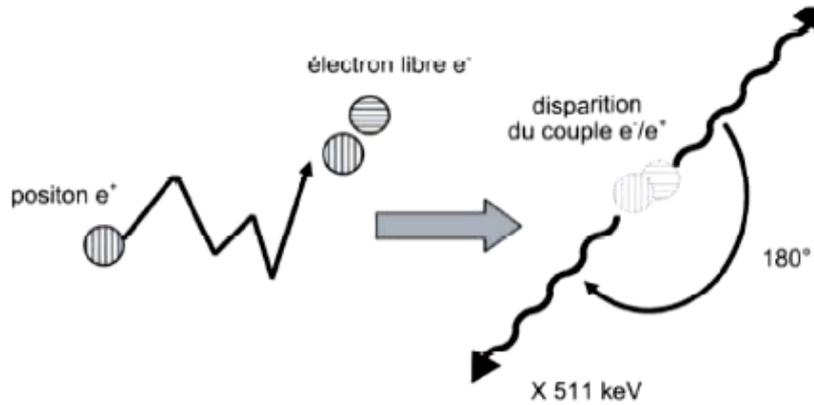


Figure 10 : phénomène d'annihilation.

### 3.2.1.3. Interactions des particules chargées lourdes avec la matière

#### 3.2.1.3.1. Interaction des particules alpha ( $\alpha$ ) avec la matière

Les particules alpha interagissent principalement avec les électrons des atomes cibles, engendrant une ionisation ou une excitation (les électrons mis en mouvement sont appelés rayons delta). Les interactions avec les noyaux sont secondaires. Les particules ( $\alpha$ ) ont une masse d'environ  $4 \times 1800$  fois plus importantes que celle des électrons (voir figure 11). En conséquence, étant beaucoup plus lourdes, elles ne sont pas sujettes au rayonnement de freinage [1].

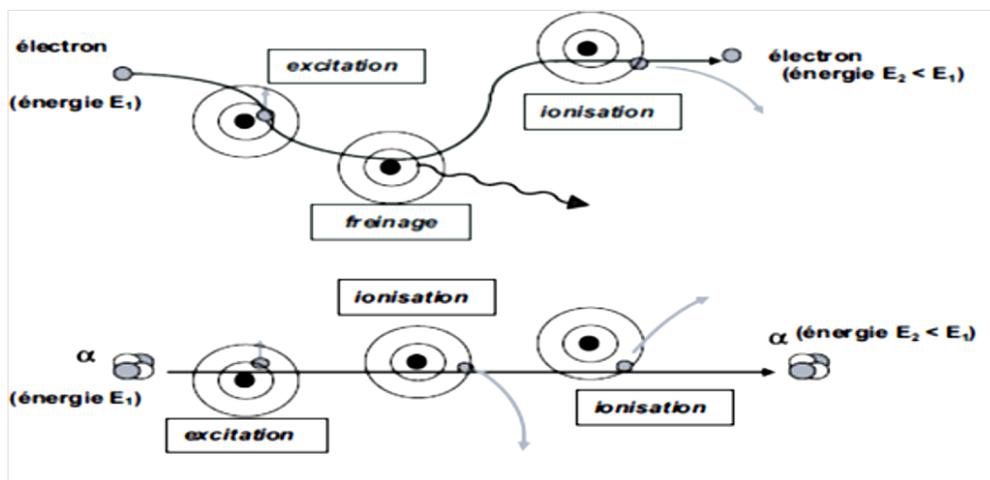


Figure 11 : comparaison des interactions des électrons et des particules alpha dans la matière

Les processus de ralentissement des particules ( $\alpha$ ) sont identiques à ceux des particules ( $\beta$ ). Cependant, leur charge électrique et leur masse sont plus élevées. En conséquence, les particules ( $\alpha$ ) ont une trajectoire presque rectiligne et très courte. Lorsqu'une particule lourde traversa le milieu elle ne va pas changée de direction (voir figure 12).



Figure 12 : Trajectoire et parcours particules lourdes

#### 3.2.1.3.2. Interaction des protons avec la matière

Le proton est une particule massive par rapport à l'électron et, aux énergies que nous considérons (autour du MeV), les transferts d'énergie ont peu d'influence sur la trajectoire. Pour une énergie cinétique égale, ces particules sont beaucoup plus lentes que les électrons, et par conséquent leur TEL est beaucoup plus élevé que pour les électrons.

#### 3.2.1.3.3. Interaction des neutrons avec la matière

Le neutron n'étant pas chargé, il ne produit pas d'ionisations en traversant la matière. Les neutrons libres ne forment donc pas un rayonnement ionisant, mais en provoquant des fissions nucléaires, ils peuvent générer des rayonnements ionisants [9] [10].

### 3.2.2. Interaction des rayonnements indirectement ionisant

Le terme « photon » s'applique aux rayonnements électromagnétiques émis soit dans les transitions nucléaires « rayons gamma  $\gamma$  », soit dans les transitions atomiques « rayons X ». Lors de la traversée d'un milieu matériel quelconque, tout photon a une certaine probabilité d'interagir avec ce milieu. Cette interaction peut être classée selon :

- la nature d'interaction: photon/électron ou photon/noyau,
- le type de l'événement produit: l'absorption, la diffusion ou la production des paires.

Parmi les interactions des photons avec la matière, nous avons : effet photoélectrique, diffusion Compton et processus de création de paire ( $e^- e^+$ ) [9].

#### a) Effet photoélectrique

L'effet photoélectrique correspond à l'interaction d'un photon avec un électron fortement lié de l'atome cible. L'électron est éjecté avec une énergie cinétique égale à la différence entre l'énergie du photon incident et l'énergie de liaison de l'électron à l'atome cible, qui se trouve alors dans un état excité et retourne dans son état fondamental par des processus radiatifs ou non-radiatifs (effet Auger).

Le processus radiatif correspond à l'émission d'un rayonnement de fluorescence dont le spectre de raies est caractéristique du matériau. Le processus non-radiatif ou effet Auger correspond à l'émission multiple d'électrons. La vacance électronique est comblée par un électron moins lié de l'atome. L'excédent d'énergie n'est pas libéré sous forme photonique mais provoque une cascade d'électrons éjectés. L'atome est finalement laissé dans un état de multiples ionisations voir (figure 13) .

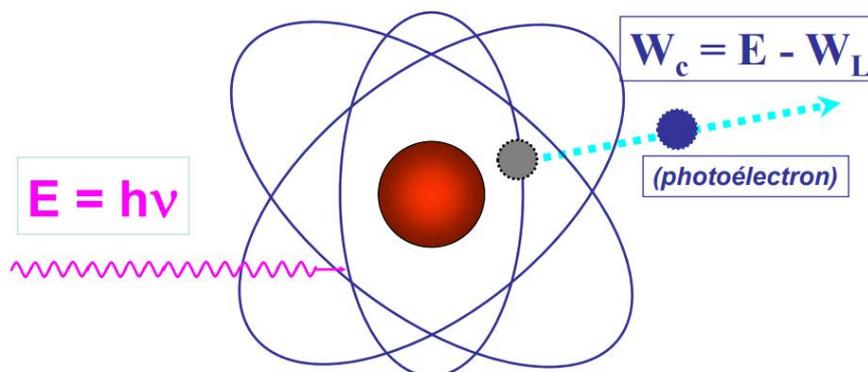


Figure 13 : effet photoélectrique

L'atome absorbe l'énergie du photon incident, un électron qui se trouve éjecté avec une énergie cinétique ( $W_c = E - W_L$ ), dans l'effet photoélectrique il y'a une absorption d'une totalité d'énergie de photon incident, Il ne s'agit pas d'une interaction directe entre photon-électron mais l'énergie est communiqué en totalité au photon-électron c'est l'effet photoélectrique (l'effet d'absorption totale).

#### b) L'effet Compton

Le photon incident est ici diffusé mais une partie de l'énergie est transmise à un électron. Le photon diffusé à une énergie inférieure au photon incident. L'énergie du photon incident est ainsi partagée entre le photon diffusé, l'énergie de liaison de l'électron mis en mouvement et l'énergie cinétique de celui-ci. Cet effet est prédominant à partir de 70 **KeV** pour les matériaux légers, dont l'eau. Il domine également les processus d'interaction des photons d'énergie comprise entre 0.2 et quelques **MV**, quel que soit le numéro atomique considéré (voir figure 14).

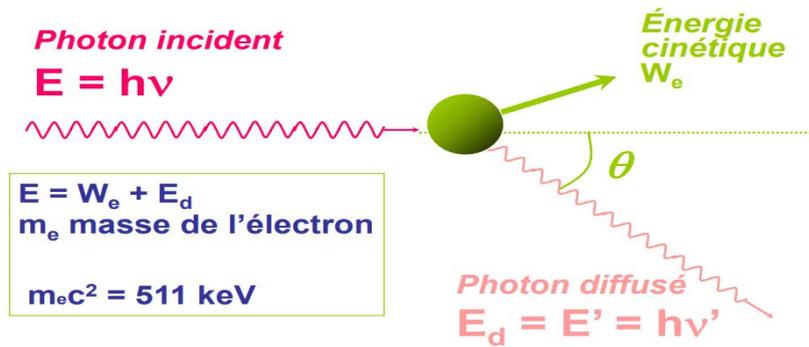


Figure 14 : L'effet Compton

c) Effet de création de paire ( $e^-$ ,  $e^+$ )

L'effet de matérialisation se produit à énergie élevée ( $E > 2.0, 511\text{MeV}$ ). Le photon pénétrant dans le champ Coulombien d'un noyau se matérialise sous forme d'une paire électron-positon ( $e^-$ ,  $e^+$ ). L'électron et le positron sont ralentis dans la matière environnante. A la fin de son parcours, le positron interagit avec un électron et s'annihile ce qui engendre l'émission de deux photons de 511 keV. Les lois de conservation du moment cinétique font que ces deux photons sont émis dans des directions opposées (voir Figure 15).

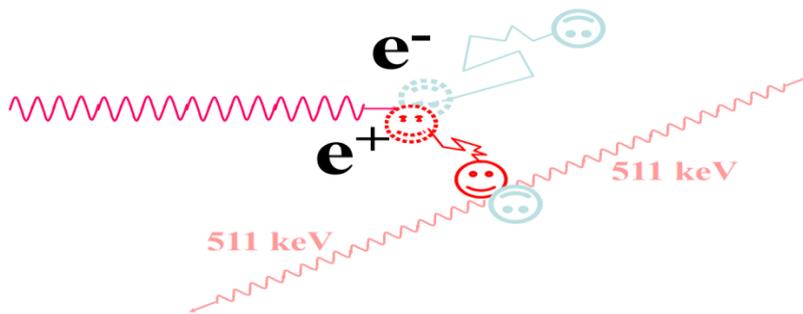


Figure 15 : Production de paire  $e^-e^+$

3.2.2.1. Sections efficaces d'interactions

On peut en fonction du numéro atomique du milieu et de l'énergie du rayonnement électromagnétique définir trois zones de prépondérance pour chacune des trois interactions fondamentales( voir Figure 16) [4].

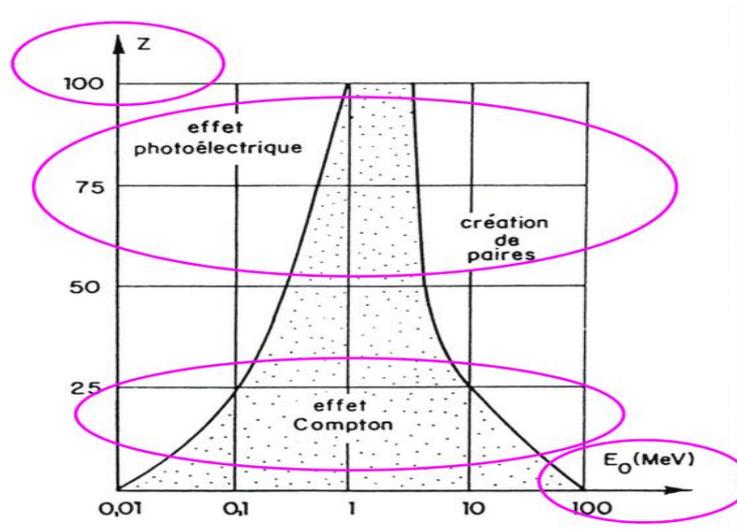


Figure 16 : domaine des trois phénomènes d'interaction.

L'effet photoélectrique est dominant à basse énergie. Dans les matériaux lourds, il cesse de l'être à partir de 500 **KeV**. A haute énergie, c'est l'effet de production de paire qui est prédominant, il commence à le devenir à partir de 5 **MeV** dans les matériaux de **Z** élevé. Entre les deux, se situe un domaine où c'est l'effet Compton qui domine. Pour les milieux de faible **Z** (carbone, air, eau, tissus humains), ce domaine est extrêmement large (de 20 **KeV** à 3 **MeV**).

### 3.2.2.2. Loi d'atténuation

Contrairement à des particules chargées qui épuisent toute leur énergie, les photons vont interagir avec une certaine probabilité, y-compris avec la loi d'atténuation.

$$dN = -\mu N dX \tag{I.4}$$

**dN**: le nombre de photons qui s'interagit avec la matière.

**N**: le nombre de photons initial avant l'interaction.

**$\mu$** : le coefficient d'atténuation linéique.

**dX**: la trajectoire.

Après l'intégration de cette équation on obtient :

$$N(x) = N_0 e^{-\mu x} \tag{I.5}$$

D'où on aura une équation exponentielle décroissance (voir Figure 17) qui veut dire le nombre de photons décroît avec la trajectoire.

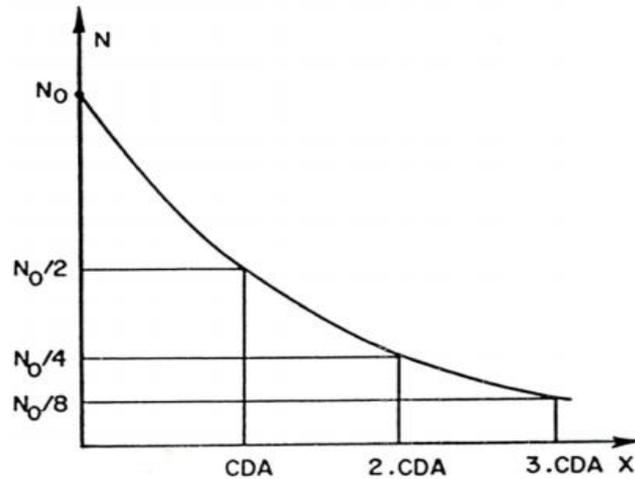


Figure 17 : Variation du nombre de photons en fonction de l'épaisseur X de l'écran

### 3.2.2.3. Couche de demie d'atténuation (CDA)

C'est l'épaisseur nécessaire pour atténuer la moitié de nombre de photons incidents, pour une épaisseur ( $x = 1$  CDA), on a :

$$N = \frac{N_0}{2} \rightarrow \frac{N_0}{N} = \frac{1}{2} = e^{-\mu \text{CDA}} \quad (\text{I.6})$$

$$\rightarrow \text{CDA} = \frac{\text{Ln } 2}{\mu}$$

Le **CDA** représente une caractéristique des différents matériaux vis- à -vis des rayonnements électromagnétiques.

#### Le coefficient d'atténuation massique $\mu/\rho$ :

Le coefficient d'atténuation linéaire  $\mu$  dépend de la nature du matériau. Si on considère  $\mu_1$  de l'eau et  $\mu_2$  de l'air, les mesure montrent que  $\mu_1 > \mu_2$ . Il est alors apparu plus fructueux d'introduire la masse volumique  $\rho$  du milieu traversé pour avoir  $\mu/\rho$  représentant le coefficient d'atténuation massique  $\mu/\rho$  a sensiblement la même valeur pour un même corps quelque soit son état.

$$\frac{dN}{N} = \mu dx = \frac{\mu}{\rho} \rho dx \quad (\text{I.7})$$

Or :

$$\frac{dN}{N} = dp \rightarrow \frac{\mu}{\rho} = \frac{dp}{\rho} dx$$

$\mu/\rho$  représente la probabilité d'interaction par unité de masse du milieu traversé. Elle s'exprime en  $\text{cm}^2/\text{g}$ .

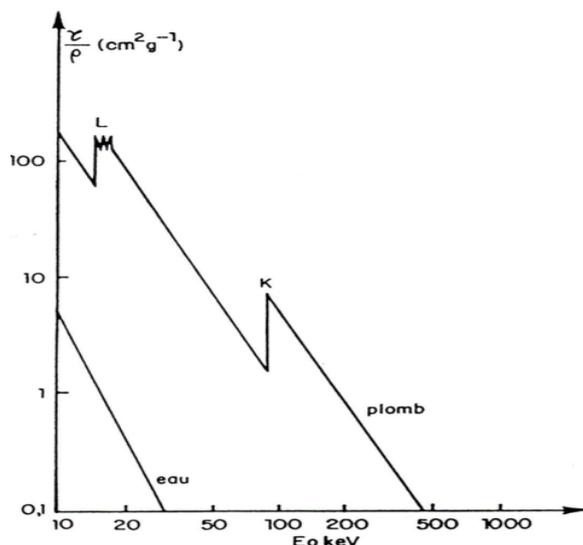


Figure 18 : Variation de la probabilité en fonction de  $E$  dans le cas de l'eau et du plomb

La probabilité de l'effet photoélectrique diminue rapidement lorsque l'énergie des photons augmente. Elle connaît une augmentation (un pic) lorsqu'on arrive à une couche électronique ou bien lorsque le nombre atomique augmente (voir figure 18).

### 3.2.3. Effet biologique des photons sur l'organisme

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

- Effet directe : dans l'effet direct, le rayonnement interagit directement avec une cible critique dans la cellule : molécule ou structure intracellulaire de faible dimensions (gènes, chromosome, etc...). Les atomes de ces structures ou de ces molécules critiques peuvent s'ioniser ou « être excités » à partir d'une interaction coulombienne, conduisant à un dommage biologique.
- Effet indirecte : dans l'effet indirect, le rayonnement interagit avec d'autres molécules et atomes (principalement l'eau, compte tenu de la richesse en eau des organismes vivants environ 80%) de la cellule pour produire des radicaux libres, lesquels peuvent en diffusant créer des dommages sur les cibles critiques à l'intérieur de la cellule. L'interaction du rayonnement avec les électrons des molécules d'eau produit les

radicaux libres  $\text{H}^+$  et  $\text{OH}^\cdot$ , chimiquement très actifs. Ceux-ci peuvent causer des dommages aux structures critiques de la cellule notamment sur l'ADN par l'altération des bases comme la thymine qui peut être hydroxylée par le radical  $\text{OH}^\cdot$ .

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

- Première étape : le photon primaire interagit avec un atome de la cellule (par effet photoélectrique, effet Compton, matérialisation) et produit un électron secondaire de haute énergie.
- Deuxième étape : l'électron de haute énergie mis en mouvement à travers les tissus produit des radicaux libres dans l'eau.
- Troisième étape : les radicaux libres formes altèrent les bases puriques (adénine, guanine) ou pyrimidique (cytosine, thymine) de l'ADN.
- Quatrième étape : l'altération des bases de l'ADN entraîne des dommages biologiques.

# Chapitre II

## DOSIMETRIE

## 1. Introduction

L'hétérogénéité de l'émission de la source de rayonnements, les caractéristiques du rayonnement utilisé, les distances de la source par rapport aux différentes parties du volume des produits traités et la structure du produit ne permettent pas d'obtenir une dose identique dans tout le volume du produit, d'où la nécessité de procéder à la dosimétrie [11].

- **Définition :**

La dosimétrie est un moyen de mesure de la dose des rayonnements absorbée par la matière et de contrôle du bon fonctionnement de l'installation. Comme elle représente une assurance de résultats et de qualité pour les produits traités [12] et une maintenance des performances des mesures acceptables [13].

## 2. Grandeurs et unités dosimétriques

Les définitions évoquées dans cette partie sont celles des grandeurs qui représentent l'outil nécessaire pour corréler des mesures physiques aux effets des irradiations. Ce sont des grandeurs macroscopiques se rapportant aux effets dans un milieu, pouvant être utilisées pour prévoir les conséquences d'une irradiation [14].

L'action d'un rayonnement ionisant est définie par plusieurs grandeurs, auxquelles correspondent des unités particulières. Les grandeurs usuellement utilisées en dosimétrie sont [13]:

### 2.1. L'exposition et le Roentgen

Pour la mesure sur l'individu la première grandeur mesurée a été l'exposition, grandeur liée au faisceau de rayonnements incidents, photons  $\gamma$  ou  $X$  et dont l'unité était le Roentgen (R). Durant longtemps les radiomètres ont été gradués en Roentgen et il doit y en avoir encore, cette quantité d'exposition est définie par l'ICRU (International Commission on Radiation Units and measurements) comme le quotient de la charge  $\Delta Q$  par la masse  $\Delta m$  [15] [16] [17].

$$X = \frac{\Delta Q}{\Delta m} \quad (\text{II.1})$$

L'unité : C / Kg

L'ancienne unité utilisée était le Roentgen (R)

1 Roentgen =  $2,58 \cdot 10^{-4}$  Coulomb / kg [18]

Où  $\Delta Q$  est la charge électrique totale de tous les ions d'un signe donné produits dans l'air quand tous les électrons secondaires libérés par les photons dans un volume d'air de masse  $\Delta m$  sont complètement arrêtés par l'air.

## 2.2. Caractéristiques physiques d'un faisceau de photons dans le vide

Considérons un faisceau de photons issu d'une source  $S$  supposée ponctuelle et qui se propage dans le vide (voir Figure 19).

Un faisceau de photons issu d'une source sera caractérisé par trois types de grandeur : sa distribution spectrale, par ses paramètres énergétiques et par sa distribution spatiale.

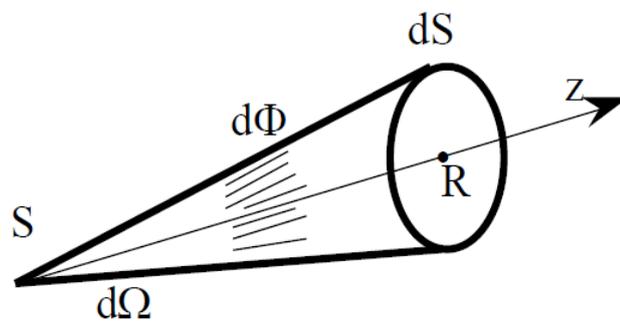


Figure 19: Caractéristiques physiques d'un faisceau de photons dans le vide

Un faisceau de photons issu d'une source sera caractérisé par trois types de grandeurs :

### a) Distribution spectrale

C'est-à-dire les proportions relatives des énergies qui sont représentées dans le faisceau. Par exemple : Source radioactive est représentée par un spectre de raies, tandis que le tube de Coolidge (tube à rayons X) est représenté par un spectre continu.

Pour tous les autres paramètres, on raisonnera sur un faisceau mono-énergétique.

Pour les faisceaux poly-énergétiques, on procède par addition (spectre de raies) ou par intégration (spectre continu).

## b) Paramètres énergétiques

1. Flux énergétique ( $\Phi$ )

C'est l'énergie totale transportée par le faisceau par unité de temps. Ce qui nous intéresse plus particulièrement est le flux qui va entrer en interaction avec la matière dont la taille est finie, donc le flux transporté dans l'angle solide qui voit la matière à partir de la source.

## 2. Intensité énergétique

Intensité énergétique  $I(U)$  dans une direction déterminée ( $U$ ) :

Soit  $d\Omega$  un angle solide élémentaire entourant la direction  $U$ , soit  $d\Phi$  le flux énergétique émis par une source de photons dans cet angle solide. L'intensité énergétique est définie par :

$$I(U) = \frac{d\Phi}{d\Omega} \quad (\text{II.2})$$

Unité : Watt / stéradian

$d\Omega$  est pris suffisamment petit pour que  $d\Phi$  soit homogène dans cet angle solide.

## 3. Le flux énergétique total

L'intégration de l'intensité énergétique en fonction de direction, avec un angle qui est égal à  $4\pi$  donne le flux énergétique total.

$$\Phi = \int_x I(u) d\Omega \quad (\text{II.3})$$

Unité : Watt

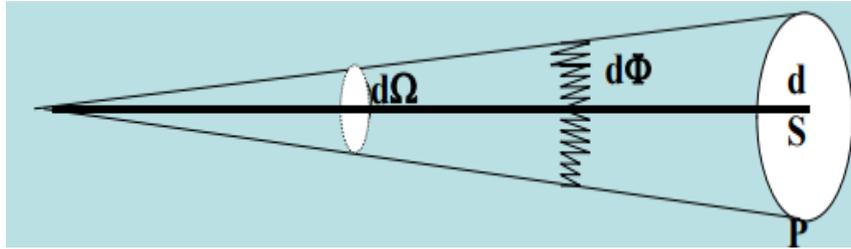
4. L'énergie totale ( $W$ )

L'énergie totale émise par une source de photons pendant un temps donné est obtenu par l'intégration du flux énergétique total :

$$W = \int_0^T \Phi(t) dt \quad (\text{II.4})$$

Unité : Joules

5. L'éclairement énergétique



Si maintenant on se place dans un point  $P$  de l'espace qui reçoit le flux de photons émit par le point source considéré, L'éclairement énergétique est le rapport de flux d'énergie à travers une surface  $dS$  qui est l'aire élémentaire entourant le point  $P$ . L'éclairement énergétique est définit par :

$$E(P) = \frac{d\Phi}{dS} \quad (\text{II.5})$$

Il s'exprime en watt / m<sup>2</sup>, c'est une densité surfacique de puissance.

6. Fluence énergétique ( $\Psi$ )

Si  $dw$  est l'énergie totale qui traverse l'élément de surface  $dS$  pendant toute la durée de l'irradiation, on définit la fluence énergétique par :

$$\Psi(p) = \frac{dw}{dS} \quad (\text{II.6})$$

La fluence énergétique s'exprime en Joule / m<sup>2</sup>.

c) La distribution spatiale

On caractérise la distribution spatiale d'un rayonnement par l'indicatrice d'intensité énergétique, si l'intensité énergétique  $I$  ne dépend pas de la direction d'observation, l'indicatrice d'intensité énergétique est une sphère et le faisceau est dit isotrope, donc on a :

$$I = \frac{\Phi}{4\pi} \quad (\text{II.7})$$

C'est le cas d'une source radioactive de faibles dimensions.

2.3. Kerma

L'énergie émise par la source est transportée par le faisceau de photons, puis ces photons vont traverser la matière sous forme d'une quantité d'énergie transférée au milieu par différentes interactions, cette énergie est appelée Kerma.

Kerma c'est l'énergie cinétique perdue par le faisceau et transférée à la matière, cette énergie correspond à l'énergie émise aux électrons du milieu [19].

Les photons vont transférer une certaine quantité d'énergie qui correspond à la différence d'énergie du photon incident et l'énergie des photons diffusés, mais on voit que certains électrons mis en mouvement ont des trajectoires qui se terminent à l'extérieur de la sphère centrée dans le point  $P$ , par conséquent l'énergie absorbée dans cette sphère sera inférieure à l'énergie transférée à l'intérieur de cette même sphère (voir Figure 20).

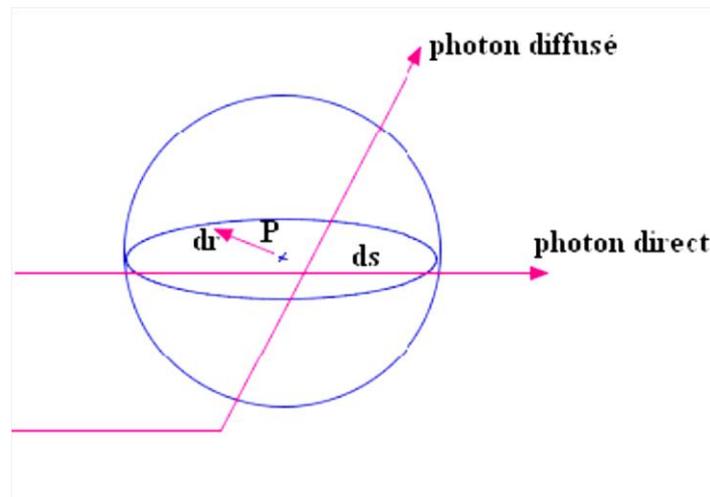


Figure 20: caractéristiques physiques d'un faisceau traversant un matériau

Kerma est l'abréviation de «Kinetic Energy Released per unit Mass in the medium», c'est une quantité non stochastique. Elle a été introduite par l'ICRU, pour décrire la première interaction [20].

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{II.8})$$

Où  $dE_{tr}$  est l'énergie cinétique transférée aux électrons par les photons incidents dans un élément de volume de masse  $dm$ .

L'unité est le rad (Radiation Absorbed Dose) qui équivaut à  $10^{-2}$  (J/kg ou le Gray), avec  $1\text{Gy} = 1\text{J/kg}$  elle ne s'applique qu'aux particules indirectement ionisantes (photons(X,  $\gamma$ ) et neutrons).

#### 2.4. La dose absorbée

C'est la grandeur la plus intéressante en radiothérapie. La différence entre le Kerma et la dose absorbée peut être mise en évidence en remarquant que dans l'énergie transférée à l'électron

une partie est déposée dans le milieu, l'autre est perdue sous forme de rayonnement de freinage [16].

La dose absorbée correspond à la quantité d'énergie cédée par unité de masse de matière exposée aux rayonnements.

L'énergie cinétique transférée aux électrons à l'intérieur de la sphère va être absorbée en partie à l'intérieur et en partie à l'extérieur de la sphère. Soit  $dW_a$  l'énergie absorbée à l'intérieur de la sphère, à partir des électrons mis en mouvement soit à l'intérieur soit à l'extérieur (voir Figure 21) [21].

Dans un milieu exposé aux rayonnements ionisants, la dose absorbée  $D$  en un point déterminé est donnée par la relation :

$$D = \frac{dW_a}{dm} \quad (\text{II.9})$$

Avec :

$$dW_a = dW_1 + dW_2 + dW_3$$

D'après cette relation, dans le système international ( $SI$ ) de mesures, une dose absorbée se mesure en joule par kilogramme. Par définition :

$$1 \text{ gray (Gy)} = 1 \text{ joule par kilogramme (J. kg}^{-1}\text{)}$$

Une unité historique est encore utilisée, le rad :

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

$$1 \text{ rad} = 10^{-2} \text{ Gy}$$

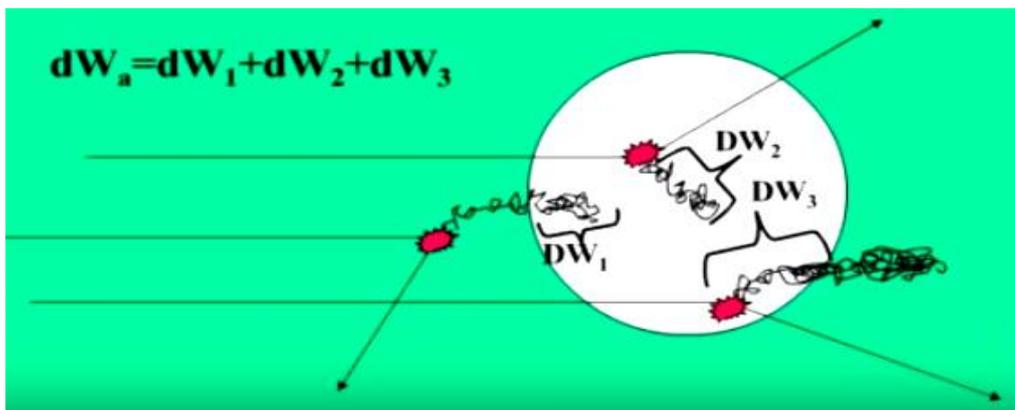


Figure 21: la dose absorbée correspondante à l'énergie déposée dans la sphère

Le Kerma et la dose absorbée s'expriment avec la même unité. Cependant ce n'est que lorsque l'équilibre électronique est atteint dans le milieu que les quantités Kerma et dose absorbée sont égales.

### 2.5. L'équilibre électronique

Un rayonnement gamma interagit avec la matière pour donner des électrons secondaires qui cèdent leur énergie à la matière selon différents processus (excitation, ionisation). Considérons un faisceau de photons pénétrant dans un milieu matériel, les électrons mis en mouvement ont un certain parcours en fonction de leur énergie [16] [17]. Au fur et à mesure que le faisceau de photons pénètre dans le milieu, il met en mouvement des électrons ce qui va augmenter progressivement la fluence de ces électrons sur des couches successives du milieu jusqu'à une profondeur égale au parcours des électrons d'énergie maximale mis en mouvement dans le milieu, c'est la profondeur de l'équilibre électronique.

$$D = K_{col} = K(1 - \bar{g}) \quad (\text{II.10})$$

La fraction moyenne de l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs est représentée par un facteur désigné sous le nom de la fraction radiative  $g$ . Par conséquent, la fraction d'énergie perdue lors des collisions est  $(1 - g)$  [17].

On définit  $b$  comme le quotient de la dose absorbée rapportée au kerma, tel que :

$$b = \frac{D}{K} \quad (\text{II.11})$$

Lorsqu'un photon de haute énergie pénètre le milieu,  $K$  est maximum à la surface du matériau irradié, car la fluence des photons est grande à la surface, puis décroît en profondeur  $Z$ . Ce processus va engendrer une croissance de la fluence des électrons secondaires, donc une augmentation de la dose absorbée  $D$ , jusqu'à ce que la profondeur  $z$  max de la dose maximum soit atteinte. A ce niveau, une égalité de fluence est réalisée, fluence des photons et fluence des électrons secondaires, puis elles décroîtront en même temps. 3 régions de  $b$  sont définies [22] [23] [24]:

$b < 1$  : Augmentation de  $D$  et diminution de  $K$ .

$b = 1$  :  $D = K$  (équilibre électronique, fluence des photons=fluence des électrons secondaires).

$b > 1$  : Diminution de  $D$  et  $K$  parallèlement.

La variation du Kerma et la Dose absorbée en fonction de la profondeur  $Z$  est représentée par cette courbe (voir Figure 22).

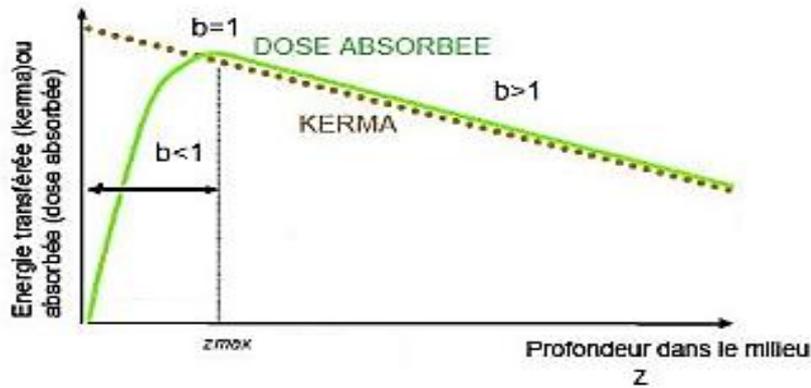


Figure 22: La variation du Kerma et la Dose absorbée en fonction de la profondeur  $z$

### 2.6. Relation entre kerma et la dose absorbée

Les électrons mis en mouvement par effet Compton (qui est le plus fréquent dans les tissus biologiques) sont préférentiellement dirigés vers l'avant.

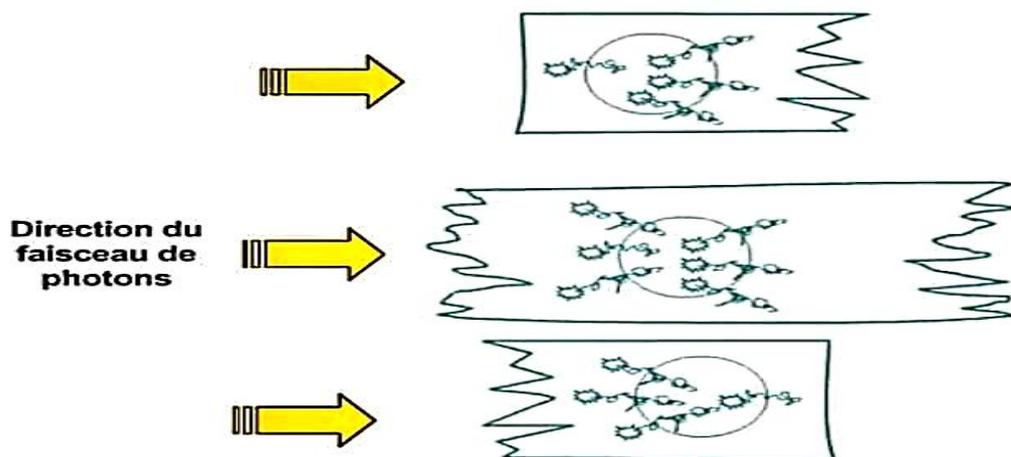


Figure 23: Direction du faisceau de photons

Sur la figure 23, on distingue trois situations :

- 1) Sur le schéma du haut on se place sur la face d'entrée du faisceau de photons, on voit là que le phénomène prédominant maintenant se sont des interactions de transfert d'énergie, qui ont eu lieu à l'intérieure du volume cible mais dont l'énergie communiqué aux électrons va largement aller être absorbée en dehors du volume, donc on a une énergie transférée supérieure à l'énergie absorbé.
- 2) Dans le schéma du milieu nous nous trouvons même à l'intérieure de la matière traversée et c'est dans ce cas-là qu'on parle d'équilibre électronique, ce qui veut dire que certaines interactions donc certains transferts d'énergie qui ont eu lieu en dehors du volume vont générer de l'énergie absorbée à l'intérieure du volume parce que les

électrons mis en mouvement vient de terminer leur course dans ce volume tandis que des phénomènes de transfert qui ont eu lieu à l'intérieure du volume cible vont générer des électrons qui vont épuiser leur énergie ou finir d'épuiser leur énergie à l'extérieure du volume et bien statiquement les deux phénomènes se compense appelée équilibre électronique, on peut considérer que l'énergie absorbée dans le volume égale à l'énergie transférée dans ce volume.

- 3) Sur le schéma du bas à la face de la sortie de la matière traversé par rapport aux photons, beaucoup de transfert ont eu lieu à l'extérieure du volume cible mais que les électrons vont épuisés leur énergie à l'intérieure de la sphère, l'énergie absorbée est supérieure à l'énergie transférée.

À l'équilibre électronique (la majorité des cas), nous avons : énergie absorbée = énergie transférée [23].

#### 2.6.1. Kerma et la dose dans les milieux différents

Pour quantifier l'énergie transférée ou Kerma ou quantifier l'énergie absorbée, il est nécessaire de connaître les coefficients d'absorption et de connaître la fluence énergétique, en pratique ceci est extrêmement difficile, il faut donc recouvrir a une astuce qui consiste à utiliser un instrument de mesure, et bien évidemment l'instrument de mesure n'a pas grande de chose à voir avec le milieu dans lequel on souhaite quantifier l'énergie absorbée, par exemple les tissus biologiques, il faut donc rappeler une propriété intéressante du Kerma ou de la dose absorbée, c'est que le Kerma est proportionnelle à la fluence énergétique quel que soit le milieu, alors dans un milieu A le Kerma notée  $K_A$  sera le produit de la fluence énergétique par le coefficient de transfert massique dans le milieu A et dans le milieu B on aura la même façon, si on fait le rapport des Kerma dans les deux milieux considérées, on aura la disparition de la fluence énergétique dans la mesure est extrêmement difficile, on aura le rapport de Kerma est égale au rapport des coefficients de transport [23].

Dans un milieu A:

$$K_A = \left( \frac{\mu_{trA}}{\rho_A} \right) F \quad (\text{II.12})$$

Dans un milieu B:

$$K_B = \left( \frac{\mu_{trB}}{\rho_B} \right) F \quad (\text{II.13})$$

Le rapport des Kerma dans les deux milieux:

$$\frac{K_A}{K_B} = \frac{\left(\frac{\mu_{trA}}{\rho_A}\right)}{\left(\frac{\mu_{trB}}{\rho_B}\right)} \quad (\text{II.14})$$

Si l'équilibre électronique est vérifié, on a de la même façon pour la dose :

Dans le milieu A :

$$D_A = \left(\frac{\mu_{aA}}{\rho_A}\right) F \quad (\text{II.15})$$

Dans le milieu B :

$$D_B = \left(\frac{\mu_{aB}}{\rho_B}\right) F \quad (\text{II.16})$$

Le rapport des doses dans deux milieux:

$$\frac{D_A}{D_B} = \frac{\left(\frac{\mu_{aA}}{\rho_A}\right)}{\left(\frac{\mu_{aB}}{\rho_B}\right)} \quad (\text{II.17})$$

On peut donc facilement calculer le Kerma ou la Dose dans un milieu donné, si on est capable de les mesurer dans un milieu de référence, on pratique ce milieu de référence est l'air et mesurerent le Kerma ou la Dose dans une chambre d'ionisation, c'est-à-dire dans l'air ou grâce à des appareils de mesure étalonné on peut déterminer ou mesurer la dose qui est notée  $D_{air}$  et ensuite d'après ce qui précède il suffit pour connaître la dose absorbée dans un milieu quelconque de multiplier la dose mesurer dans l'air, c'est-à-dire avec un instrument de mesure une chambre d'ionisation par le rapport des coefficients d'atténuation des coefficient d'absorption dans l'air et dans le milieu considéré donc lorsqu'on veut estimer la dose reçue par un patient ou par un individu, il faut mettre un instrument de mesure à l'endroit où se trouverais l'individu, pour mesurer une dose dans l'air et on déduit pour le calcul la dose que recevrait l'individu si on le placer au même endroit, bien sur ce type de calcul est approximatif, la mesure est souvent difficile à faire surtout a postériori mais grâce à cela on arrive à avoir une bonne estimation de la dose absorbée dans n'importe quel milieu et en particulier dans un être vivant [23].

$$D = D_{air} \frac{\left(\frac{\mu_a}{\rho}\right)}{\left(\frac{\mu_{a(air)}}{\rho_{air}}\right)} \quad (\text{II.18})$$

**La relation entre l'absorption et l'énergie des faisceaux de photons :**

On a deux cas :

- **Énergie des photons comprise entre 100 KV et 10MV :**

Pour les tissus biologiques, le rapport des coefficients massique d'absorption est très proche de 1 pour toutes les énergies des photons comprise entre 100 KV et 10 MV, en effet comme nous l'avons vu dans cette gamme d'énergie pour les tissus biologiques l'effet Compton est prédominant et ceci indépendamment du milieu, donc la valeur de l'énergie absorbée dans l'organisme sera schématiquement égal à la dose absorbée mesurer dans une chambre d'ionisation, autrement dit on peut connaître directement la dose reçue en mesurant le dépôt de dose dans une chambre d'ionisation placer au même endroit par rapport au faisceaux, ceci a des avantages considérable pour l'estimation de la dose en pratique [23].

Le rapport des coefficients massique d'absorption :

$$\frac{\left(\frac{\mu_a}{\rho}\right)}{\left(\frac{\mu_{a(air)}}{\rho_{air}}\right)} \quad (\text{II.19})$$

- **Énergie des photons < 50 KV (une faible énergie) :**

Pour les photons qui ont une énergie < 50 KV une faible énergie, l'effet photoélectrique devient prédominant ,même dans les milieux de  $Z$  peu élevé, et alors à ce moment-là la nature de milieu traversé prend une importance considérable puisque le coefficient d'atténuation par effet photoélectrique est proportionnelle au cube de numéro atomique, donc contrairement au cas précédent ou tous les tissus concernés de la même façon, lorsqu'on considère l'effet photoélectrique le coefficient d'atténuation dans les milieux tel que l'os, puisque ( $Z = 20$ ) pour le Calcium que contiennent les os est élevé dans l'air, autrement dit les os absorbent beaucoup plus de photons de faible énergie par l'effet photoélectrique que tous les autres tissus, à l'extrême dans la graisse la dose absorbé est moins élevé que dans l'air, ceci explique que l'absorption des photons de faible énergie soit très différente entre les différents tissus, c'est d'ailleurs ce qui permet des rayons X de faible énergie de réaliser des radiographies du squelette puisque les os absorbent plus les photons de faible énergie que les tissus mou par effet photoélectrique, ceci veut dire que pour les photons de faible énergie est bien

l'énergie absorbée dans les os est beaucoup plus élevée que les autres tissus et notamment dans la graisse, il faut bien sûr en tenir compte lorsqu'on utilise des photons de faible énergie.

### 2.7. Calcul pratique de la dose

En pratique pour le calcul d'une dose reçue par un tissu, on a les valeurs des coefficients massique d'atténuation qui sont tabulés en fonction de l'énergie, elles ont été mesurées et on les trouve dans des tables, tout d'abord en théorie il faut calculer la fluence énergétique c'est-à-dire intégrer l'éclairement énergétique au point considéré en fonction du temps puis la dose serait le produit de cette fluence énergétique par le coefficient massique d'atténuation [23].

Calcul de la fluence énergétique (si  $E$  constant,  $F = E \cdot U$ )

$$F = \int_0^U E(t) dt \quad (\text{II.20})$$

La dose  $D$  est donnée par :

$$D = \left( \frac{\mu_a}{\rho} \right) F \quad (\text{II.21})$$

Photon Energy	Ar	K	Ca	Fe	Cu	Mo	Sn	I	W	Pb	U	H <sub>2</sub> O
keV												
10	64.5	80.9	96.5	173.	224.	86.2	141.	161.	95.5	133.	178.	5.18
15	19.9	25.0	30.1	56.4	74.2	28.2	47.0	55.2	142.	115.	63.9	1.58
20	8.53	10.8	13.0	25.5	33.5	81.7	21.3	26.0	67.0	85.7	71.0	0.775
30	2.62	3.30	3.99	8.13	10.9	28.8	41.3	8.67	23.0	29.7	41.0	.370
40	1.20	1.49	1.78	3.62	4.89	13.3	19.4	22.7	10.7	14.0	19.7	.267
50	0.687	0.843	0.998	1.94	2.62	7.20	10.7	12.6	5.91	7.81	11.1	.227
60	.460	.560	.648	1.20	1.62	4.41	6.53	7.78	3.65	4.87	6.96	.206
80	.275	.324	.365	0.595	0.772	2.02	3.02	3.65	2.89	2.33	3.35	.184
100	.204	.233	.256	.370	.461	1.11	1.68	2.00	4.43	5.40	1.91	.171
150	.143	.158	.168	.196	.223	0.428	0.614	0.714	1.57	1.97	2.56	.151
200	.121	.132	.138	.146	.157	.245	.328	.372	0.777	0.991	1.28	.137
300	.0996	.108	.112	.110	.112	.139	.164	.178	.320	.404	0.509	.119
400	.0878	.0949	.0979	.0940	.0941	.105	.116	.122	.190	.231	.286	.106
500	.0795	.0859	.0885	.0840	.0836	.0883	.0946	.0976	.136	.161	.193	.0968
600	.0733	.0792	.0814	.0769	.0762	.0788	.0816	.0835	.108	.125	.146	.0896
800	.0641	.0692	.0712	.0669	.0660	.0661	.0669	.0676	.0799	.0885	.0997	.0786
MeV												
1.0	.0576	.0621	.0639	.0599	.0589	.0583	.0578	.0581	.0654	.0708	.0776	.0707
1.5	.0470	.0506	.0520	.0488	.0480	.0470	.0463	.0464	.0497	.0517	.0548	.0575
2.0	.0407	.0439	.0453	.0425	.0420	.0415	.0410	.0411	.0437	.0455	.0475	.0494
3.0	.0338	.0366	.0378	.0362	.0360	.0366	.0367	.0370	.0402	.0418	.0438	.0397

Figure 24: Tableau des coefficients d'atténuation massique [25]

En réalité le calcul de la fluence énergétique nécessiterait une mesure précise de l'éclairement énergétique qui est très difficile à réaliser donc puisqu'on ne peut pas faire la mesure directement à l'intérieure du milieu qui nous intéresse on l'occurrence ça serait à l'intérieure même d'un patient ou d'un individu et bien on va faire cette mesure à l'intérieure d'une chambre d'ionisation donc on mesure la dose dans l'air, les appareils permettent d'en faire mesurer un débit de dose instantanée qu'il suffira d'intégrer en fonction du temps pour avoir la dose reçue pendant un temps donné, ensuite on calcul la dose dans le milieu cible on multipliant la dose mesurer dans l'air par le rapport des coefficients d'absorption dans le milieu et dans l'air.

- 1) Calcul de dose dans l'air (si  $d_{air}$  est constant  $D_{air} = d_{air} \cdot U$ )

$$D_{air} = \int_0^U \dot{d}_{air}(t) \cdot dt \quad (\text{II.22})$$

- 2) Calcul de la dose dans un milieu cible :

$$D = D_{air} \left( \frac{\mu_a}{\rho} \right) \left( \frac{\mu_{a(air)}}{\rho_{air}} \right)^{-1} \quad (\text{II.23})$$

## 2.8. Dose reçue

La dose reçue en gray au niveau d'un volume cible, pour nous sera le volume d'un organisme ou une partie de l'organisme et ceci conduit toute de suite a deux remarques extrêmement importantes, c'est que la dose reçue quantifiée en gray ne suffit pas pour estimer les conséquences radio biologiques, en effet on a vu que la dose reçue c'était un débit de dose intégrer en fonction du temps et bien selon le temps pendant lequel la dose a été délivrait, les conséquences seront différentes, c'est la notion de débit de dose est en première approximation, disant que recevoir 1 gray par exemple se posera en terme très différent selon que ce gray sera reçue en quelques fraction de seconde comme ça pu être le cas après l'explosion Hiroshima ou si la même dose de 1 **gray** est reçue par un travailleur exposé sur des mois à avoir des années, la deuxième conséquence c'est les effets d'une irradiation quelques soit la valeur de la dose reçue en gray seront très différente selon la partie du corps exposée, les conséquences de la même quantité d'énergie déposée par unité de masse seront extrêmement différente [23].

2.9. Débit de dose

La rapidité avec laquelle une dose de rayonnement est délivrée est toute a fait cruciale, on conçoit le débit de dose facilement, ce débit de dose est exprimé en gray par seconde ou en gray par heure, selon les cas, pour une même dose les conséquences seront d'autant plus dramatique, que cette dose qu'on va délivrer avec un débit élevé [21] [13].

$$d = \frac{dD}{dt} \tag{II.24}$$

La deuxième conséquence qui est celle du volume irradié, et bien nous avons ici sur l'illustration 25 un sujet qui est irradié au niveau des deux jambes, il reçoit au niveau des jambes une quantité d'énergie égale à (1Joule/Kg) qui vaut **1gray**, ce gray est reçue exclusivement au niveau des jambes [23].

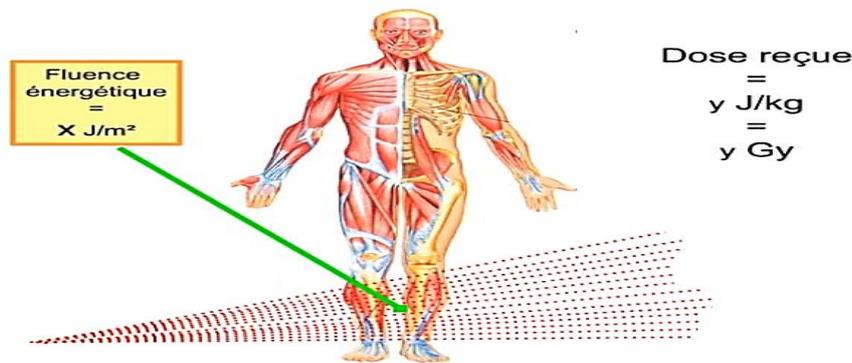


Figure 25: L'irradiation au niveau des deux jambes

Ici nous avons un autre sujet qui reçoit également 1 gray (Figure 26), c'est-à-dire que l'énergie absorbée correspond bien à (1Joule/Kg) avec une fluence énergétique de 1 Joule /m<sup>2</sup>, mais contrairement au cas précédent cette dose de (1 Joule /Kg) est reçue sur la quasi-totalité de l'organisme, bien évidemment les conséquences seront beaucoup plus grave que dans le cas précédent.

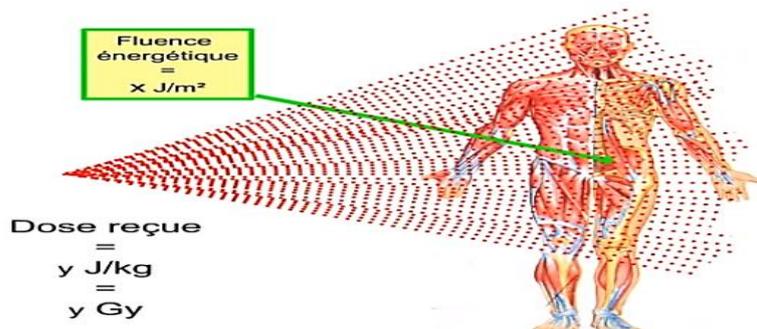


Figure 26: L'irradiation par 1gray sur la quasi-totalité de l'organisme

Bien évidemment c'est la combinaison des deux paramètres qui importe, ici nous avons le même volume irradié c'est-à-dire la quasi-totalité du corps mais avec une fluence énergétique dix fois moindre et donc la dose reçue par l'organisme entier sera également dix fois moindre donc l'organisme entier est concerné mais la dose reçue n'est que de **0,1 gray** (voir Figure 27), la gravité sera très inférieure à celle du cas précédent [23].

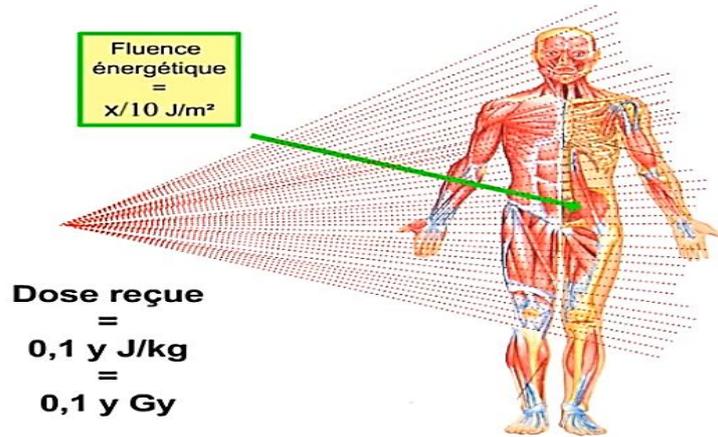


Figure 27: L'irradiation par 0,1 gray sur la quasi-totalité de l'organisme

### 2.10. Dose équivalente

On a vu la dose reçue, le débit de dose, il faut introduire un paramètre pour anticiper les conséquences d'irradiation c'est celle de la nature de rayonnement et ceci introduit la dose équivalente, c'est la dose pondérée par un facteur tenant compte le type ou la nature de rayonnement, ce facteur de pondération est appelé facteur de pondération lié au rayonnement, La nature des rayonnements aura la même dose mais des conséquences différentes.

La prise en compte de la nature des rayonnements : notion de dose équivalente :

« Il vaut mieux recevoir sur la tête un kilo de plume qu'un kilo de plomb »



Pour une même dose en gray, on calculera des dose équivalentes différentes, en tenant compte du pouvoir d'ionisation de rayonnement, c'est-à-dire du transfert d'énergie linéique, pour cela on pondère la dose en gray par un facteur de pondération lié au rayonnement que l'on note  $W_r$ , et qui relativise pour une même dose la gravité des dégâts dans des tissus vivants, cette

dose équivalente est noté  $H$  elle est donc le produit du facteur de pondération par la dose en gray et son unité est le sievert en abrégé  $Sv$  [23].

La dose équivalente est :

$$H(Sv) = D(Gy) \cdot WR \quad (II.25)$$

### 2.11. Dose efficace

Il s'agit de la somme pondérée en fonction des tissus des doses équivalentes dans tous les tissus et organes spécifiés du corps humain et représente le risque stochastique pour la santé de l'ensemble du corps, soit la probabilité d'induction d'un cancer et d'effets génétiques, de faibles niveaux de rayonnements ionisants. Il prend en compte le type de rayonnement et la nature de chaque organe ou tissu irradié, et permet la somme des doses aux organes en raison de la variation des niveaux et des types de rayonnement, internes et externes, afin de produire une dose efficace globale calculée.

L'unité de la dose efficace est le sievert ( $Sv$ ). Cette grandeur ne mesure pas les effets déterministes sur la santé, c'est-à-dire la gravité des lésions tissulaires aiguës inévitables, mesurées par la quantité absorbée.

### 2.12. L'unité moniteur (UM)

En radiothérapie externe, l'accélérateur de particules délivre la dose au patient sous forme d'Unité Moniteur (UM). A l'origine, l'accélérateur de particules a été réglé pour délivrer une certaine dose dans des conditions de référence.

(1 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 [26].

## 3. Pénétration de faisceaux de photons dans un fantôme ou un patient

### 3.1. Le rendement en profondeur

Le rendement de dose en profondeur (PPD) est le rapport exprimé en pourcentage de la dose absorbée  $D_z$ , mesurée à la profondeur  $z$  sur l'axe du faisceau, à la dose absorbée  $D_{max}$  mesurée à la profondeur du maximum de dose. Le rendement en profondeur dépend de l'atténuation du faisceau dans le milieu et de l'éloignement à la source. La mesure du rendement en dose en profondeur permet de contrôler la stabilité de l'énergie d'un faisceau de photons par la détermination de l'indice de qualité  $I$ . La variation de la dose en fonction de la

profondeur comporte trois régions distinctes : Un accroissement de la dose (augmentation du flux des électrons secondaires), un maximum (établissement de l'équilibre électronique) et une décroissance exponentielle répondant aux lois de l'atténuation du faisceau de photons. La figure 1 donne la variation de la dose en fonction de la profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons de l'énergie nominale 6MV et de taille de champ 10.10 cm<sup>2</sup> [16] [17].

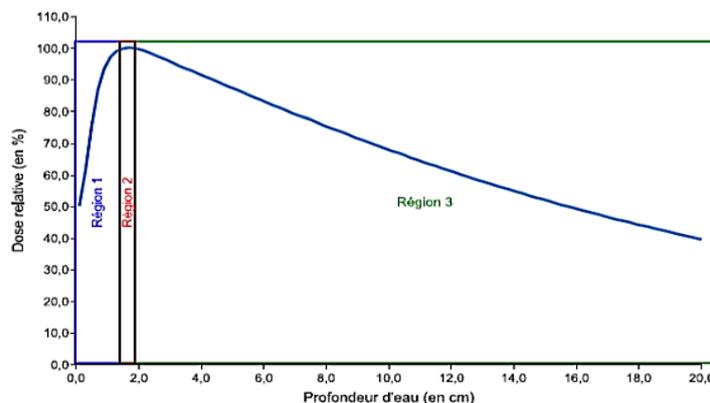


Figure 28: Rendement de dose en profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons

Sur la Figure précédente 28 nous avons trois Régions :

Région 1 : accroissement de dose ou buildup.

Région 2 : maximum de dose.

Région 3 : atténuation exponentielle de la dose en fonction de la profondeur.

Le rendement de dose en profondeur dans un milieu d'eau dépend de trois paramètres :

- Énergie du faisceau : La profondeur du maximum de dose augmente avec l'énergie. En effet, plus l'énergie du faisceau de photons est grande, plus le parcours des électrons secondaires est long. De plus, pour une profondeur située après le maximum, le rendement augmente avec l'énergie du faisceau car l'atténuation est moins rapide. En revanche, la dose à l'entrée diminue quand l'énergie des photons augmente.
- Taille du champ d'irradiation : Lorsque la taille de champ augmente le volume diffusant augmente entraînant un accroissement de la dose à l'axe à toutes les profondeurs ainsi même à l'entrée.
- Distance source peau (surface eau) : La distance source peau régit les conditions de dispersion géométrique du faisceau. La dose dans l'air répond à la loi de l'inverse carré des distances. Lorsque la distance source peau diminue, le maximum de dose se rapproche de la surface et sa valeur augmente tandis que le rendement diminue.
- Il s'agit du rapport de la dose en un point à une profondeur  $x$  à celle prise comme référence en un point A. Ce point de référence sera pris là où la dose absorbée est

maximum sur le trajet: en surface par des rayonnements < 1 MeV, en profondeur pour des énergies élevées. Ce rendement peut varier en raison de facteurs géométriques: le faisceau est divergent, l'irradiation varie comme  $1/d^2$ , il sera intéressant dans le cas des tumeurs superficielles en plaçant la source près de la peau, si le faisceau est parallèle, par collimation, on pourra irradier les tumeurs profondes en plaçant la source à grande distance de la peau. D'après ce que nous savons dans le cadre des interactions, le rendement en profondeur va surtout varier avec la nature des radiations.

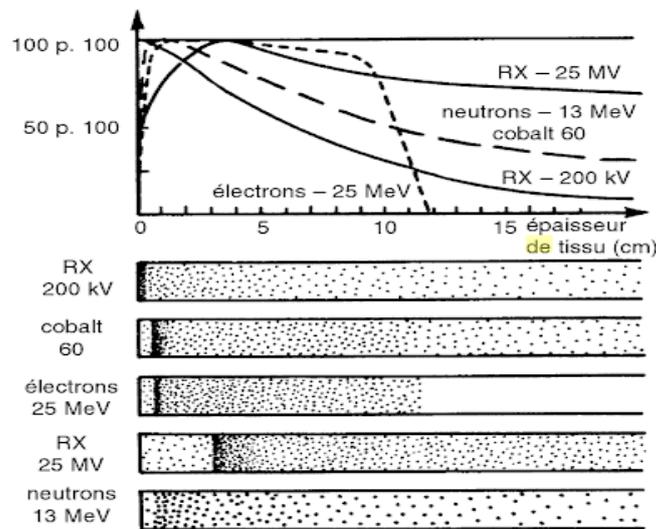


Figure 29: Courbe de transmission de dose en profondeur et ionisations correspondante

On constate de la Figure 29 :

- Les rayons X de faible énergie sont très atténués dès les premiers centimètres, lorsque l'énergie de l'onde électromagnétique X augmente, les tissus superficiels sont de moins en moins exposés au maximum d'énergie et une dose élevée peut être délivrée à des profondeurs importantes.
- Les  $e^-$  déposent leur énergie à proximité de la peau, avec un rendement sensiblement constant jusqu'à épuisement de l'énergie.

Le rendement en profondeur  $z$  et sa représentation graphique permet d'avoir un aperçu de la variation de la dose absorbée sur l'axe du faisceau.

### 3.1.1. Rendement autour de l'axe du faisceau : courbe isodose

Une courbe isodose (voir Figure 30) est dans un plan passant par l'axe du faisceau, le lieu des points recevant la même dose d'irradiation dans des conditions fixées d'irradiation.

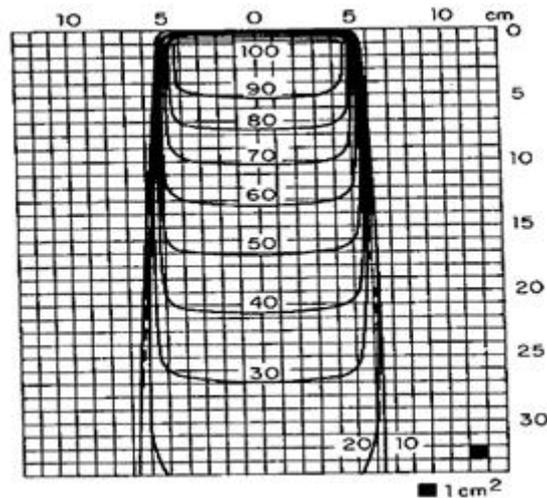


Figure 30: Courbes isodoses

Les isodoses s'éloignent de plus en plus de la trajectoire théorique quand on progresse dans la profondeur du tissu mais s'en écartent de moins en moins au fur et à mesure que l'énergie augmente [27].

### 3.1.2. Rendement en volume : Surface isodose

Ce qui vient d'être dit dans un plan, est valide dans tous les plans qui tournent autour de l'axe de symétrie. Donc l'ensemble des courbes isodoses va envelopper une surface isodose qui sera le lieu de géométrie de tous les points qui ont le même rendement en profondeur. Le volume à irradier sera donc inclus dans les courbes isodoses qui détermineront le  $c_4$  Optimisation du rendement en profondeur. Les courbes de rendement en profondeur montrent la difficulté d'adapter la dosimétrie à la région tumorale. Si la tumeur est profonde, il faudrait faire appel à des valeurs d'énergie difficiles à utiliser (problèmes de production et de protection). Si la tumeur est volumineuse, le rendement change selon les points considérés et rend le traitement inhomogène. Il faut donc trouver une stratégie de traitement qui permette d'augmenter la dose dans la tumeur sans augmenter la dose dans les tissus sains : la technique consiste à utiliser plusieurs trajectoires. De cette façon, les tissus sains traversés ne sont jamais les mêmes et les doses partielles à la tumeur s'accumulent. Par exemple, dans le cas d'une irradiation avec du Cobalt-60 avec 3 portes d'entrée, la dose à la tumeur est 1,2 fois celle des doses d'entrée individuelles délivrer aux tissus (voir Figure 31) [27].

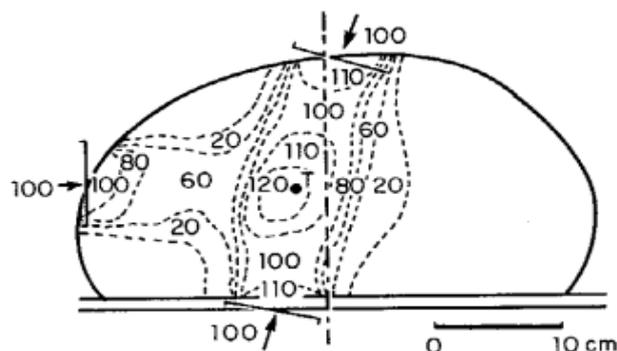


Figure 31: Technique d'augmentation de dose sur une tumeur profonde

## 3.2. Le profil de dose

### 3.2.1. Définition

Le profil de dose correspond à la variation de la dose le long d'un axe dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les valeurs de dose sont généralement normalisées par rapport à la valeur de la dose à l'axe du faisceau. Le profil de dose est mesuré dans l'eau avec une chambre d'ionisation suivant les directions médianes du champ et suivant les diagonales, à différentes profondeurs. Il dépend de l'énergie du faisceau de photons, de la taille du champ d'irradiation et de la profondeur de mesure [28].

### 3.2.2. Caractéristiques

Le profil de dose permet de contrôler l'homogénéité, la symétrie ainsi que la pénombre des faisceaux de photons. Il se compose de trois régions distinctes: un plateau (zone homogène et symétrique). Une zone de décroissance (pénombre physique), puis une queue en dehors du champ d'irradiation correspondant à la transmission à travers le collimateur (zone d'ombre).

L'homogénéité est définie par la surface contenant des points distants de l'axe d'au plus 80% de la demi-longueur des axes médians du champ d'irradiation. La symétrie s'évalue par le rapport des doses pour chaque couple de points symétriques par rapport à l'axe à l'intérieur de la zone homogène du champ. La pénombre physique est caractérisée par la distance latérale entre le point à 80% et le point à 20% de la dose maximale sur l'axe du faisceau.

La figure 32 donne la variation de la dose en fonction de la distance à l'axe dans l'eau à une profondeur de 10 cm et à une distance source surface de l'eau de 90cm pour un champ de photons 6MV et de dimensions  $10.10 \text{ cm}^2$  à la profondeur de mesure, dans la direction cross plane c'est-à-dire dans le plan transversé droite-gauche [29].

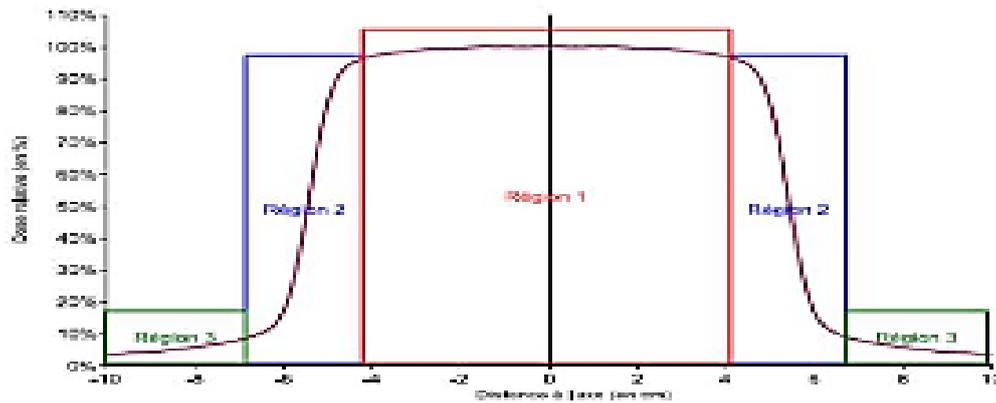


Figure 32: Profil de dose d'un champ de photon mesuré dans l'eau

Région 1 : zone homogène et symétrique du champ.

Région 2 : pénombre physique du champ.

Région 3 : ombre du champ.

La zone homogène et symétrique du champ est obtenue par l'effet du cône égalisateur. Les dimensions de cette zone doivent correspondre à celle du volume cible si on veut une distribution de dose homogène dans la cible. La zone de pénombre physique correspond à la zone où les valeurs de dose changent rapidement. La dose décroît quand on s'écarte de l'axe du faisceau. Cette variation est due notamment, à l'augmentation de la distance à la source et à la rupture de l'équilibre électronique latéral [30].

### 3.3. La pénombre géométrique

La région en bordure de champ où la dose change rapidement en fonction de la distance de l'axe centrale. Géométriquement, la pénombre est la différence entre le faisceau tracé à partir du centre de la source et le faisceau tracé à partir des extrémités de la source. La pénombre géométrique est mesurable sur la courbe de profil de dose (voir Figure 33). La pénombre physique inclut de plus les diffusions dans les collimateurs et leur contribution aux extrémités du champ d'irradiation [28].

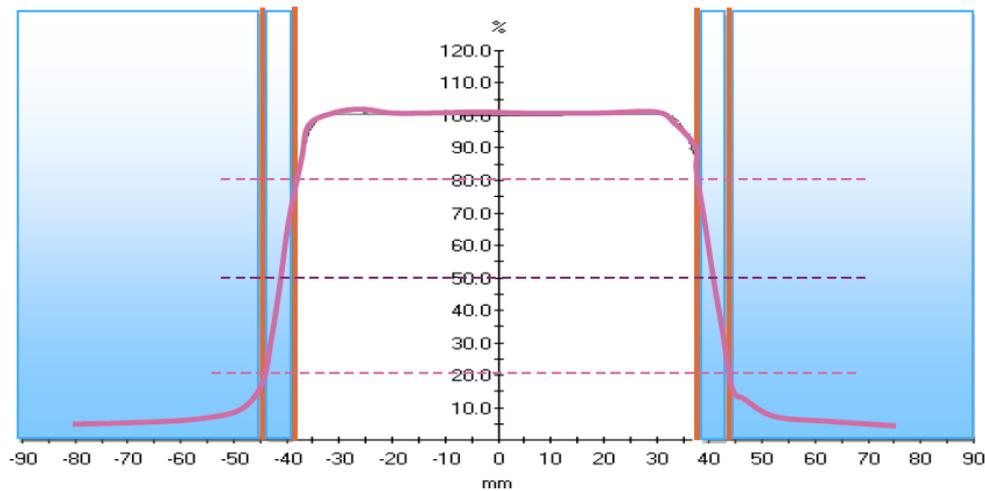


Figure 33: Profil latéral de dose et leur régions (la partie centrale >80%, la partie de pénombre entre 20% et 80%, la partie de transmission >20%)

## 4. Paramètre de traitement

### 4.1. La taille du champ du faisceau de rayonnement

Les faisceaux utilisés en radiothérapie, ont différentes formes qui représentent usuellement un compromis entre la forme actuelle de la cible et le besoin de la simplicité et l'efficacité dans la formation du faisceau. Quatre formes de champs sont utilisées : carrée, rectangulaire, circulaire, irrégulière [4]. Pour un champ de radiation arbitraire, un champ équivalent carré ou circulaire, sera caractérisé par des paramètres et des fonctions dosimétriques similaires, qui peuvent être fondés (voir Figure 34).

Un champ rectangulaire avec les cotées  $a$  et  $b$  sera approximativement équivalent à un champ carré avec le coté  $a_{eq}$  où les deux champs ont le même rapport surface/périmètre.

$$a_{eq} = \frac{2ab}{a + b} \quad (\text{II.26})$$

Un champ carré arbitraire sera équivalent à un champ circulaire avec le rayon  $r_{eq}$  où les deux champs ont la même surface.

$$r_{eq} = \frac{a_{eq}}{\sqrt{\pi}} \quad (\text{II.27})$$

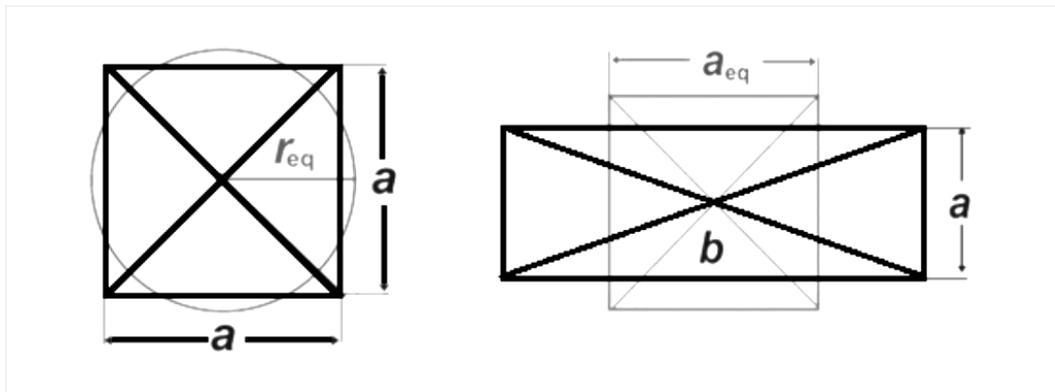


Figure 34: champ carré équivalent

#### 4.1. La dose à la surface

Pour les faisceaux de mégavoltage, la dose à la surface est généralement très faible par rapport à la dose maximale. Elle dépend de l'énergie et la taille du champ (elle augmente avec la taille de champ et diminue avec l'énergie). Elle atteint 30% de la dose maximale pour un champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  pour le cobalt-60, 15% pour les faisceaux de rayons X de 6 MV et 10% pour les faisceaux de 18 MV. Les rayonnements de haute énergie (mégavoltage) représentent un avantage important pour le traitement des tumeurs profondes, grâce à son faible dépôt de la dose à la surface, en revanche, les rayonnements de faible énergie (Orthovoltage) sont utilisés pour le traitement des tumeurs superficielles.

#### 4.2. La profondeur de la dose maximale

La profondeur de la dose maximale  $Z_{max}$  au-dessous de la surface du patient dépend de l'énergie du faisceau et la taille de champ. La dépendance de l'énergie étant l'effet principal, la dépendance de la taille de champ est ignorée, parce qu'elle représente un effet mineur. Les valeurs nominales pour  $Z_{max}$  égale à zéro pour les rayons X de faible énergie (orthovoltage), 0.5 cm pour le cobalt-60, 1.5cm pour les faisceaux de 6 MV, et 3cm pour les faisceaux de 18 MV.

#### 4.3. Facteur de collimateur

Lorsque l'ouverture du collimateur augmente, le Build-up (profondeur où la dose est maximale) se rapproche de la surface. Ceci est dû à l'augmentation du flux des électrons secondaires et des photons diffusés par le collimateur lorsque sa surface interne croît.

L'augmentation de la section du faisceau entraîne celle du volume diffusant ; il en résulte un accroissement du flux des électrons secondaires et donc de la dose sur l'axe. Ainsi, on détermine un facteur correctif (Facteur d'Ouverture de Collimation "F.O.C") pour tenir compte de l'influence de l'ouverture du champ. Le facteur de collimation (F.O.C) est défini

dans l'ICRU24 comme le rapport du débit d'exposition ou débit de dose d'un champ donné à celui d'un champ de référence. Il s'obtient en mesurant les doses reçues ( $D$ ) par une chambre d'ionisation placée à une distance de référence  $d_0$ , à la profondeur de référence  $Z_0$ , pour un champ de dimension  $C$ , à la dose ( $D_0$ ) mesurée à la même distance et à la même profondeur pour le champ de référence,  $C_0$  [12] [31] :

$$FOC = \frac{D}{D_0} \quad (\text{II.28})$$

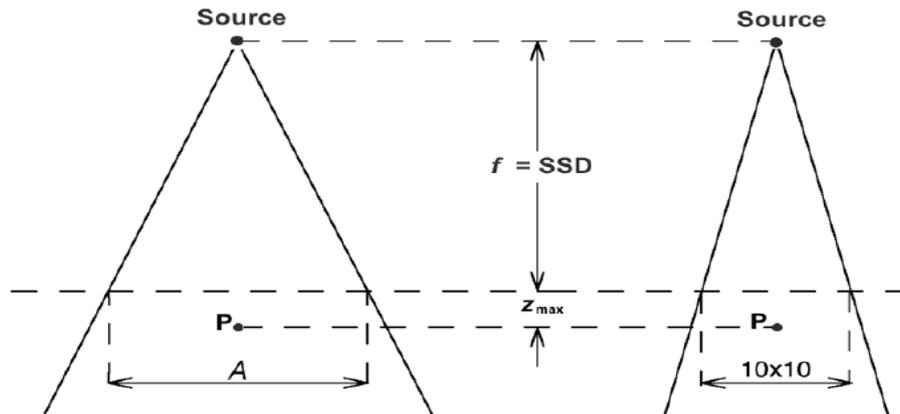


Figure 35: géométrie correspondante à la mesure de FOC

Les détecteurs habituellement recommandés pour ce type de mesures en radiothérapie Conventionnelle sont une chambre d'ionisation de type Farmer (cylindrique de 0,6 cm<sup>3</sup>).

#### 4.4. Le facteur de diffusions au pic

La dose de petite masse de milieu dans l'air  $D'_p$  est reliée à  $D_p$  (qui est la dose au point  $P$ ), à la profondeur  $Z_{max}$  dans le fantôme, par le PSF comme suit :

$$PSF(A, v) = \frac{D_p(Z_{max}, A, f, hv)}{D'_p(A, f, hv)} \quad (\text{II.29})$$

Le PSF dépend de la taille du champ et l'énergie  $hv$ , il nous donne le facteur par lequel, la dose à un point  $P$  dans l'air est augmentée par les rayonnements diffusés dans le patient ou le fantôme [17] [32].

Les valeurs typiques du PSF :

- $PSF \approx 1$  pour les petits champs des faisceaux de mégavoltage.
- $PSF \approx 1,054$  pour les champs de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  pour le cobalt-60.
- $PSF \approx 1,50$  pour les champs de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  pour les rayons X en orthovoltage.

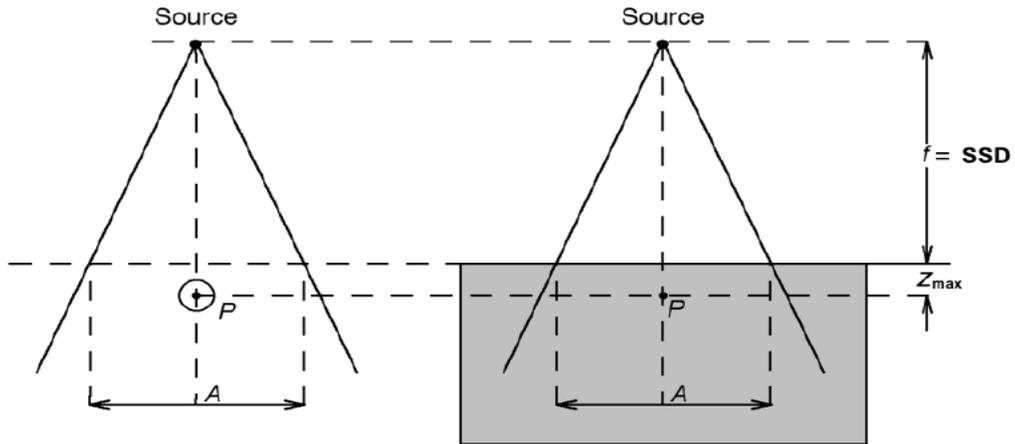


Figure 36: géométrie correspondante à la mesure de PSF

#### 4.5. Le débit de la machine relative (output)

Pour un faisceau de photon donné à une distance source-surface donnée, la dose à un point  $P$  (à la profondeur  $Z_{max}$  dans le fantôme) dépend de la taille du champ  $A$ . le facteur de dose relatif RDF (référé sous le factor de diffusion total  $S_{c,p}$ , ou le débit de la machine relative (output factor)) est défini comme étant le rapport de la dose d'un champ donné sur celui d'un champ de référence dans le point  $P$ .

$$RDF(A, hv) = S_{c,p}(A, hv) = \frac{D_p(Z_{max}, A, f, hv)}{D_p(Z_{max}, 10, f, hv)} \quad (II.30)$$

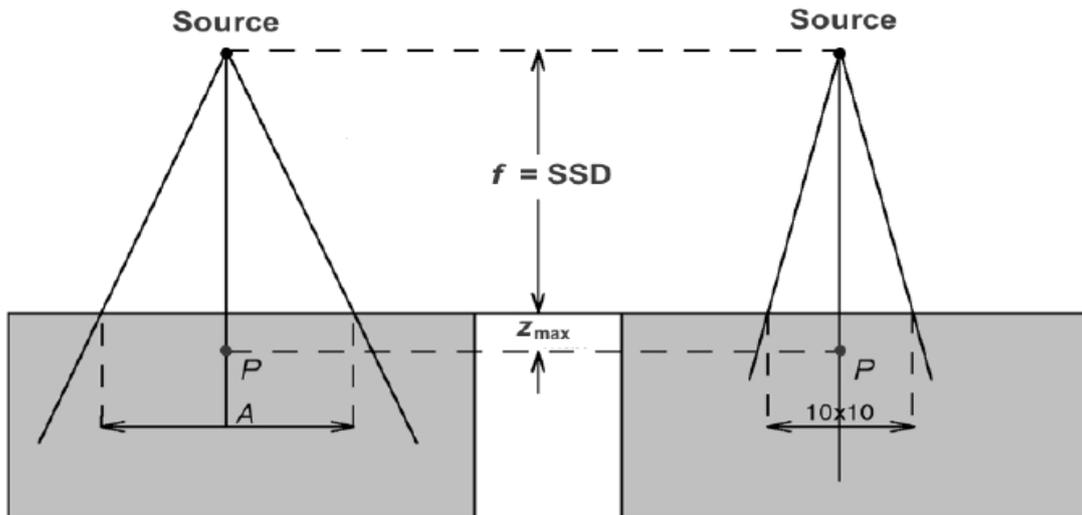


Figure 37: géométrie correspondante à la mesure de RDF

# Chapitre III

# Radiothérapie

## 1. Introduction

La radiothérapie est un traitement qui lutte contre le cancer de façon locorégionale, elle consiste à utiliser des rayonnements ionisants pour détruire les cellules cancéreuses tout en préservant les tissus sains et les organes avoisinants en neutralisant sa capacité de se multiplier, on distingue plusieurs types de radiothérapie parmi eux la radiothérapie métabolique, la radiothérapie externe et la radiothérapie interne, mais on travaille beaucoup plus avec deux méthodes: la radiothérapie externe et la radiothérapie interne aussi appelée curiethérapie, pour la radiothérapie externe comme son nom l'indique la source de rayonnement est à l'extérieur du patient et les rayons sont projetés à l'intérieur, c'est la méthode utilisée pour traiter les cas de cancer des poumons et des jambes, par contre pour la curiethérapie la source radioactive est fixée directement à l'intérieur de la cible, elle doit être en contact direct avec la tumeur du patient, on utilise cette méthode dans certains cas de cancers de prostate, cancers gynécologiques ou par exemple un cancer de la lèvre [33].

Il existe une troisième modalité de radiothérapie, la radiothérapie métabolique. Elle consiste à administrer, par voie orale (boisson ou capsule) ou par injection intraveineuse, une substance radioactive, qui se fixe préférentiellement sur les cellules cancéreuses pour les détruire [34].

Le cancer est composé des cellules ayant des noyaux formés par les chromosomes. Les chromosomes c'est toute une série de séquences d'ADN qui vont subir plusieurs types de dégâts simples ou complexes, pour lutter contre ces dégâts la cellule va mettre en place deux systèmes: un système de réparation et un deuxième d'Apoptose qui est un système d'autodestruction de la cellule, quand un dégât arrive sur le brin d'ADN comme une simple cassure de brin, la cellule démarque deux systèmes au même temps, comme le dégât est simple et que la cellule est très intelligente elle connaît très bien sa séquence d'ADN, elle va réparer son ADN toute seule donc le système d'apoptose n'arrive pas à son terme, la cellule se répare et se retrouve à l'état initial et continue de vivre, dans la majorité des cas c'est pas des dégâts simple qu'on a mais plutôt des cassures de double brin, le dégât est un peu plus complexe, la cellule se retrouve en difficulté à se réparer parce qu'elle ignore complètement sa séquence, quand un brin d'ADN subit des cassures de tous les côtés, la cellule ne sait plus dire qu'un nucléotide vient après qu'un autre nucléotide, dans ce cas le système d'apoptose arrive à son terme et détruit la cellule, parfois il arrive que la cellule se répare de manière complètement aléatoire ce qui cause des mutations d'ADN, on parle de cancer quand la réparation a eu lieu de manière aléatoire et que le système d'apoptose n'a pas arrivé à son terme parce qu'il ne sait pas comment réparer la cellule du moment qu'elle est déjà réparée,

les cancers donc ce sont juste des cellules qui ont mutés mais qu'ils ne savent pas mourir, la cible de la radiothérapie c'est l'ADN des cellules cancéreuses, donc on va projeté des rayons soit par voie indirecte soit par voie directe sur l'ADN des cellules tumorales, les radiations par voie indirect tapent sur les molécules d'eau contenu dans le corps produisant ainsi des radicaux libre qui font les dégâts à la séquence d'ADN, par voie direct c'est les rayons qui vont casser la séquence d'ADN, le but donc c'est vraiment de détruire l'ADN des cellules cancéreuses et espérer ainsi que ce soit le système d'apoptose qui arrive à son terme avant le système de réparation et que la cellule cancéreuse meurt.

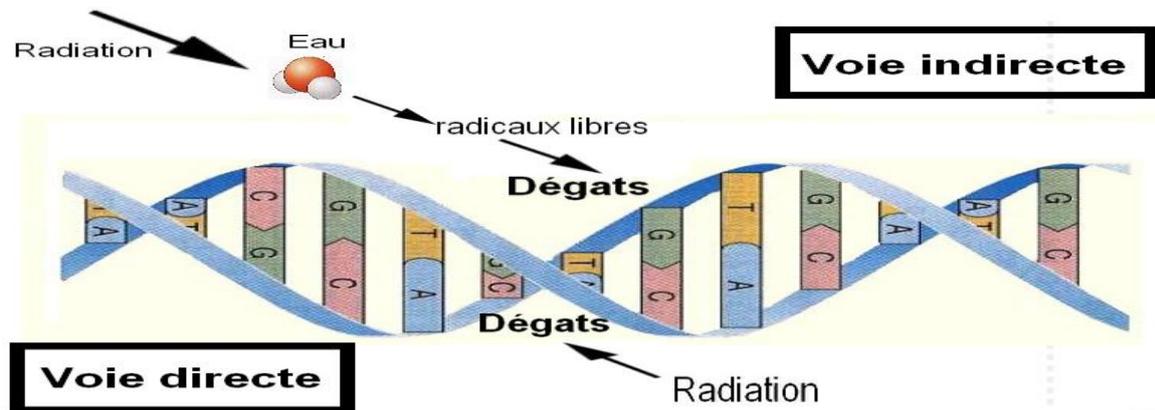


Figure 38: Notre cible, l'ADN des cellules cancéreuses

## 2. Radiothérapie

La radiothérapie représente l'un des trois piliers du traitement des cancers à côtés de la chirurgie et la chimiothérapie. Plus de **50%** des patients atteints d'un cancer seront traités par radiothérapie à une étape de leur parcours de soin.

### 2.1. Définition

La radiothérapie est un traitement locorégional des tumeurs essentiellement malignes (95%) par des rayonnements ionisants [35].

### 2.2. Le but de la radiothérapie

La radiothérapie permet de délivrer à la tumeur et à ses extensions visibles ou microscopiques, une dose précise et homogène de radiation ionisantes, suffisante et nécessaire pour obtenir le control local, tout en épargnant les tissus sains (pour limiter les effets secondaires).

### 2.3. Types de la radiothérapie

#### 2.3.1. Classification de la radiothérapie en fonction de la nature et la situation de la source radioactive

Il existe trois types de radiothérapie :

##### a) Curiethérapie

C'est l'utilisation de sources radioactives (iridium, césium..) placées au cours d'une intervention dans les tissus tumoraux (seins) ou dans une cavité naturelle au contact de la tumeur (vagin-utérus), ce type de traitement est réservé aux tumeurs accessibles [36].

##### b) Radiothérapie métabolique

Elle consiste à administrer, par voie orale ou intraveineuse des sources radioactives, qui vont se fixer, grâce à leur métabolisme, préférentiellement sur les cellules cancéreuses pour les détruire, elle est du ressort de la médecine nucléaire [37].

##### c) Radiothérapie externe

C'est l'ensemble des techniques où la source d'irradiation est placée à l'extérieur du malade et généralement à une certaine distance de lui, le traitement se fait souvent par des faisceaux multiples qui convergent vers le volume tumoral.

La dose totale nécessaire est divisée en plusieurs séances (fractionnement), étalées sur plusieurs jours (l'étalement). Le fractionnement et l'étalement de la dose permettent de diminuer le risque des complications tardives en permettant une meilleure réparation des lésions au niveau des cellules des tissus sains par rapport aux cellules cancéreuses [38].

#### 2.3.2. Classification de la radiothérapie en fonction de l'objectif du traitement

On peut distinguer trois entités :

##### a) Radiothérapie curative

Son objectif est de détruire toutes les cellules capables de se diviser contenues dans la tumeur et dans ses extensions afin d'obtenir une guérison définitive, la dose à délivrer dépend du type histologique de la tumeur et de sa taille. Elle doit tenir compte de la tolérance des tissus sains contenus dans le volume irradié pour éviter des séquelles post radiques parfois grave [38].

##### b) Radiothérapie palliative

Il s'agit de l'irradiation d'une tumeur qu'on sait ne pas pouvoir guérir parce qu'elle est volumineuse ou métastatique d'emblée. Le but est d'améliorer le confort du malade ou soulager des symptômes [38].

c) Radiothérapie à visée hormonale

Elle consiste en l'irradiation des ovaires dans le but d'une castration utile dans certains cas de cancers du sein hormonodépendants.

2.4. Types de rayonnements et machines

En radiothérapie externe les rayonnements les plus utilisés sont :

a) Les photons gammas

Les rayonnements gammas sont issus des désintégrations nucléaires d'un isotope radioactif. Parmi les sources radioactives utilisées dans le domaine médical, on a le cobalt 60. Ces rayons permettent d'irradier des tumeurs de profondeur moyenne (cancers sein, ORL, cérébrale, des parties molles, etc....), produits par des machines de télé-cobalt.

- Machine de télé-cobalt :

La source de Cobalt est un container en inox de 2cm de diamètre dans lequel sont placés des éléments de cobalt radioactif sous forme de billes ou de plaquettes.

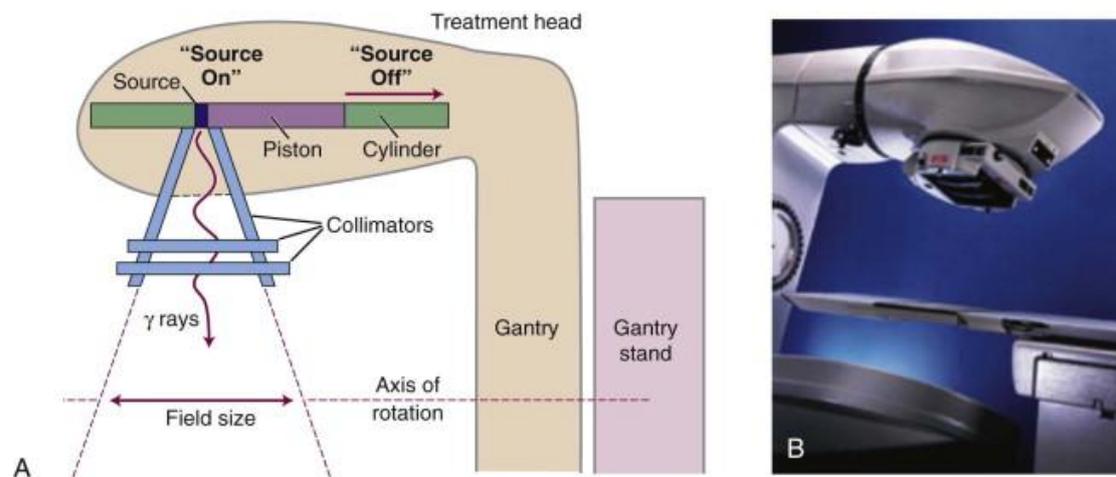


Figure 39: machine de télé-cobalt

b) Les photons X et les électrons

- Les Photons X de très haute énergie:

Les rayons X peuvent être produits par deux effets différents. Les électrons émettent des rayons X relativement peu énergétiques lorsqu'ils effectuent des transitions entre différents niveaux d'énergie dans un atome. Ces rayons X ont des énergies bien définies, qui sont déterminées par le numéro atomique et la transition électronique particulière. L'énergie la plus élevée pouvant être ainsi obtenue est la transition d'un électron non lié au niveau **K** de l'uranium, qui est de 115,6 keV. Des rayons X de haute énergie avec un large spectre d'énergie sont émis par des électrons accélérés lorsqu'ils passent à proximité des noyaux atomiques et sont déviés par leurs champs électriques. Cet effet est appelé par le terme allemand *bremsstrahlung*, qui signifie rayonnement de freinage. Les rayons X produits de cette manière ont un spectre continu d'énergies de photons s'étendant d'environ 30 kV à une énergie maximale égale à l'énergie cinétique de l'électron incident. Par exemple, avec un électron de 5 MeV, l'énergie photonique la plus probable est d'environ 300 kV, l'énergie moyenne des photons est proche de 1 MV, tandis que l'énergie maximale des photons est de 5 MV. L'intensité des rayons X augmente avec l'énergie des électrons et le courant du faisceau et avec le numéro atomique du matériau cible.

Dans le domaine médical, ce genre de rayonnement est utilisé pour traiter des tumeurs de certaines profondeurs.

- Les électrons de 3 à 32 MeV:

Pour certains cas de radiothérapie externe, les faisceaux d'électrons utilisés sont produits par des accélérateurs linéaires, ils sont réservés à l'irradiation de masses tumorales superficielles ou semi profondes.

### 2.5. Accélérateurs linéaires de particules

En radiothérapie du cancer, le mode de traitement le plus répandu est celui utilisant des photons de haute énergie, c'est les mêmes photons que la lumière du soleil, sauf qu'ils sont un million plus énergétique. Le mode de traitement utilisant les électrons est quant à lui classé en deuxième position. Dans le Centre de radiothérapie du cancer, la production de photons et d'électrons de haute énergie s'obtient à l'aide d'un accélérateur linéaire de particules.

De nos jours, les accélérateurs linéaires tendent à remplacer et faire disparaître le télé-cobalt. Un accélérateur de particules est un appareil qui peut fournir, au choix, soit des rayons X, soit des électrons [39].

### 2.5.1. Définition

Les accélérateurs utilisés pour le traitement des cancers par radiothérapie sont des accélérateurs linéaires d'électrons émettant des rayonnements ionisants d'une énergie supérieure au méga électronvolt (MeV) (voir Figure 40). Les électrons accélérés peuvent être directement utilisés pour le traitement des tumeurs superficielles ou semi profondes (cancers de la peau, paroi thoracique après mastectomie, etc.), ou bien interagir avec un matériau de Haute densité pour produire principalement par rayonnement de freinage des rayons X de Hautes énergies (de 4 à 25 MV) pour le traitement des tumeurs profondes (cancers de la Prostate, du poumon, etc.)



Figure 40: Accélérateur linéaire Varian à l'hôpital de Sidi Bel Abbes

### 2.5.2. Principe des accélérateurs linéaires

Les accélérateurs linéaires sont utilisés pour traiter les tumeurs par "bombardement" de photons ou d'électrons. Pour accélérer une particule, il faut lui communiquer une force, la physique des accélérateurs s'appuie principalement sur l'électromagnétisme, l'accélération de particules chargées par un champ électromagnétique permet d'accroître leur énergie cinétique et de les orienter sur une trajectoire bien déterminée, le champ électrique accélère les particules chargées alors que le champ magnétique permet essentiellement d'imposer aux

particules une trajectoire courbée de manière à ce qu'elles puissent être accélérées plusieurs fois de suite par le champ électrique.

### 2.5.3. Description générale sur Les accélérateurs linéaires

Cette machine dont le but est le traitement des tumeurs par bombardement de photons ou d'électrons accélérés est composée essentiellement de deux parties indépendantes : l'accélérateur et sa tête.

Un accélérateur de particules comprend une source d'électrons à l'extrémité d'une section accélératrice sous vide. Ces électrons sont accélérés par une onde de haute fréquence générée par un klystron ou un magnétron. Sous l'effet de cette force, ils acquièrent une énergie très élevée de 4 à 25 MeV.

Les électrons peuvent avoir une double destinée :

- Soit ils sont projetés sur une cible (anode) et ils sont transformés en rayons X de très haute énergie.
- Soit ils sont extraits directement de l'accélérateur et réalisent ainsi un faisceau d'électrons dont l'énergie peut aller de 4 à 25 MeV selon les appareils.

Un accélérateur est donc un appareil qui peut fournir au choix, soit des rayons X, soit des électrons.

#### 2.5.3.1. Les composants d'accélérateur linéaire

Pour situer ces composants, le schéma d'un accélérateur linéaire est présenté à la figure suivante 41.

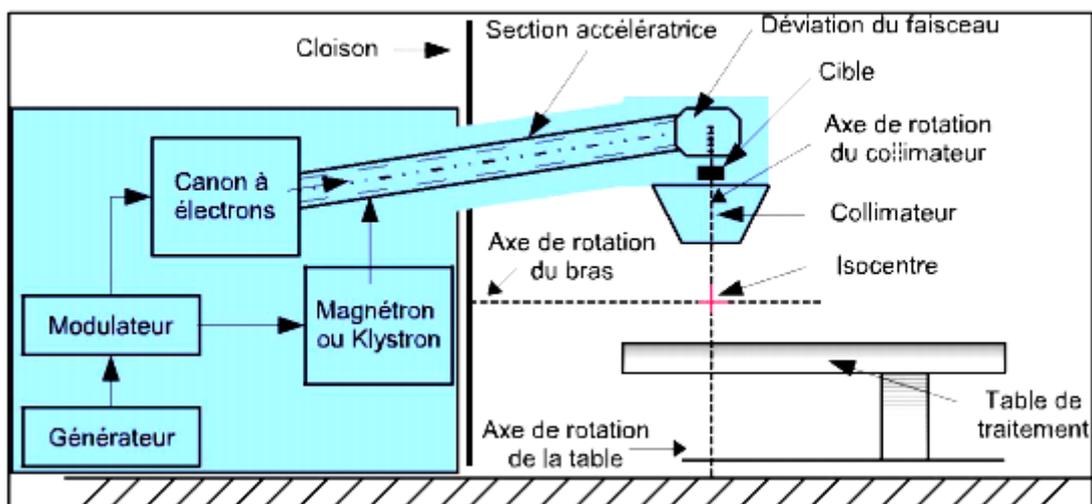


Figure 41 : Schéma simplifié des composants d'accélérateur linéaire.

#### ➤ Le système d'injection:

C'est un système électrostatique appelé « canon à électrons » permet le chauffage d'une plaque de cathode par un filament, dans une cavité bien étudiée, sous vide va permettre d'expulser des électrons. Il suffit d'inclure une grille de focalisation, une de contrôle et terminer par une anode. L'anode est reliée au pôle positif de la haute-tension, la cathode au négatif. Lorsqu'une impulsion positive sera appliquée à la grille de commande, la barrière constituée par celle-ci s'ouvrira et laissera passer le flux d'électrons (voir Figure 42).

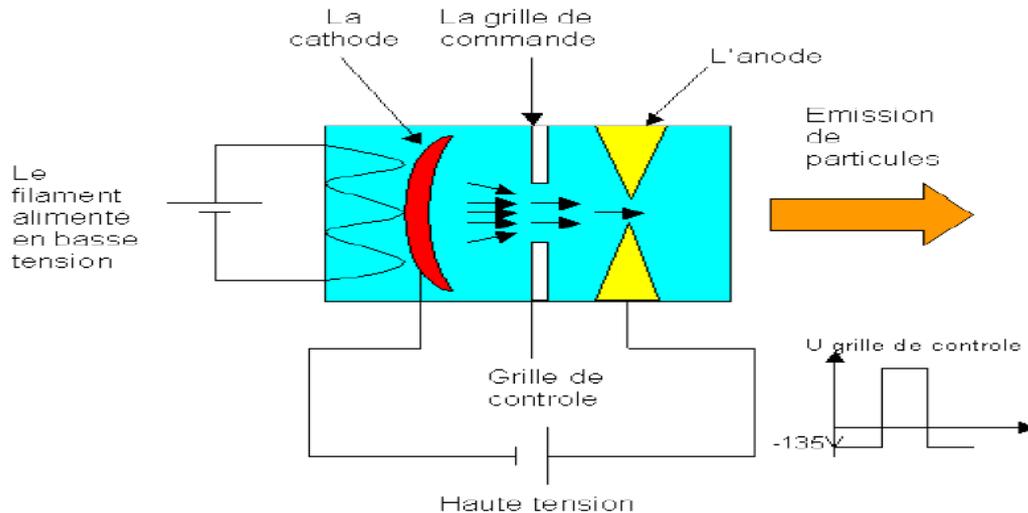


Figure 42: Schéma simplifié le système d'injection (canon à électron)

➤ **La section accélératrice:**

Le flux d'électrons sortant du canon va rentrer dans une section cylindrique, dans laquelle règne un vide poussé, est constituée d'un assemblage de cylindres creux à parois de cuivre, appelés cavités résonantes, se terminant par une partie torique appelée « déviation » qui aura pour but de sélectionner l'énergie souhaitée. Cette section accélératrice pourra atteindre un peu plus d'un mètre pour une énergie X 25 MeV (voir Figure 43).

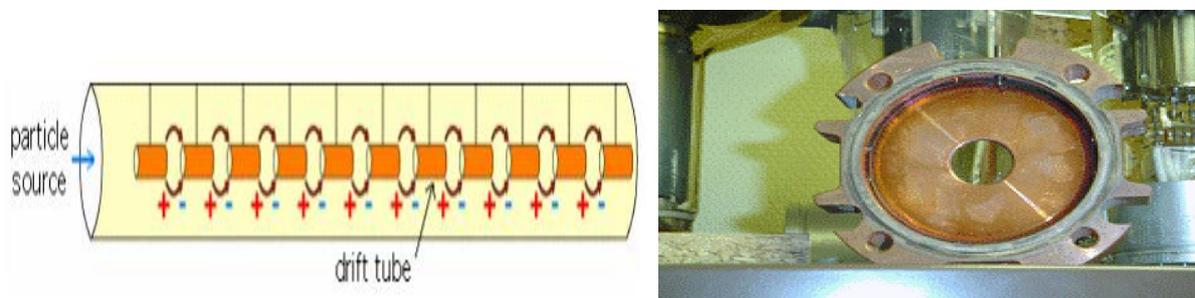


Figure 43: Section accélératrice électrostatique

Pour accélérer les particules, une onde radiofréquence UHF à haute puissance est nécessaire et doit être injectée dans la section. La puissance UHF mise en jeu est impressionnante puisqu'on parle de quelque méga watt.

Ce phénomène nécessitant une grande consommation d'énergie électrique, ne sera effectif que durant quelques microsecondes, il s'agit d'un fonctionnement en régime pulsé .

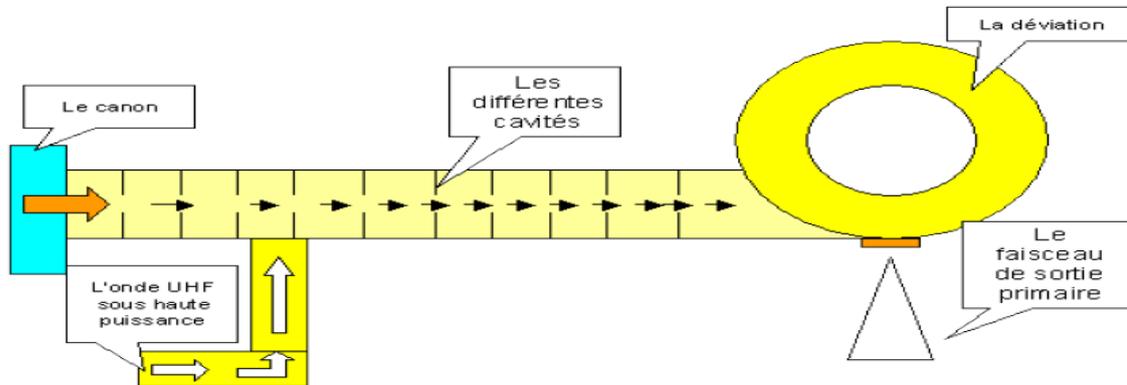


Figure 44: Schéma simplifié le principe de la section accélératrice

On crée cette puissance UHF par deux éléments, soit « le magnétron » ou « le klystron », Cela dépend de l'accélérateur utilisé:

➤ **Le générateur d'onde électromagnétique klystron ou magnétron:**

Ce sont deux technologies différentes de production d'onde mais le principe reste le même à savoir une conversion d'une impulsion haute tension en une impulsion haute fréquence (3 GHz). Le magnétron est un tube électronique sous vide qui va permettre de créer et d'amplifier (2MW environ) une onde sinusoïdale: c'est un oscillateur, amplificateur. Il a juste besoin d'une tension importante, fournie par un modulateur, pour fonctionner. Le klystron est un tube plus puissant que le magnétron (7.5MW) mais nécessite un apport d'UHF, un émetteur « pilote » de faible puissance (100W) qui sera nécessaire pour l'exciter correctement. Ce tube est donc un amplificateur.



Figure 45: image de Magnétron [40]



Figure 46: image de klystron [41]

Le klystron ou le magnétron sera donc alimenté par une source de haute-tension pulsée, générée par le modulateur.

➤ **Le modulateur:**

Fournissant l'énergie électrique, il génère des impulsions haute tension à intervalles réguliers (fréquence de 50 à 200 Hz). Son rôle est d'alimenter le klystron ou le magnétron en très haute tension durant quelques microsecondes qui sont envoyés vers la source hyperfréquence, et vers un canon à électrons pour les injecter dans la section accélératrice. Le modulateur va fonctionner comme un réservoir qui emmagasine l'énergie, que l'on vient d'ouvrir subitement.

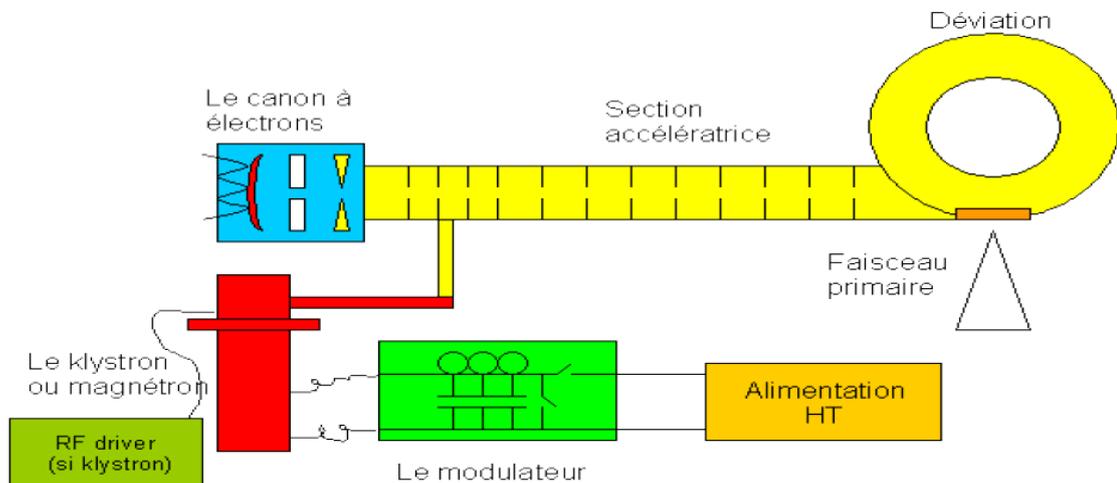


Figure 47: L'accélération des électrons

➤ **Guide d'onde:**

Le guide d'onde est une structure métallique d'une section transversale rectangulaire ou circulaire utilisé pour la transmission des microondes. Deux types des guides d'ondes sont utilisés dans les accélérateurs linéaires : guide d'onde de transmission et un autre dit accélérateur. Le premier transport les ondes de radiofréquences de la source vers le deuxième guide d'onde qui est l'accélérateur où les électrons sont accélérés [5].

➤ **L'élément porte cible:**

C'est la cible qui est nécessaire pour l'obtention d'un faisceau de photons X. Elle est généralement en tungstène et d'épaisseurs différentes en fonction de l'énergie pour limiter les pertes. Pour le traitement en électrons l'élément porte cible contient des «Pré diffuseurs» permettant la première étape de la mise en forme du faisceau d'électrons sur le patient ainsi qu'un dispositif lumineux de simulation de faisceau [42]

### 2.5.3.2. Principe de fonctionnement de l'accélérateur linéaire d'électrons

Le bloc d'alimentation fournit la tension au modulateur qui réalise de la formation de l'onde électromagnétique. Le magnétron ou le klystron a pour but d'amplifier l'onde électromagnétique qui est ensuite envoyée dans le guide d'onde. Le modulateur permet également la synchronisation entre l'onde électromagnétique et les électrons qui sont produits par le canon à électrons. Les électrons doivent être en phase avec l'onde électromagnétique pour être portés tout au long du tube d'accélération, celui-ci est constitué de plusieurs cavités accélératrices qui permettent aux électrons et à l'onde électromagnétique d'être en phase, c'est dans ce tube que les électrons vont acquérir leur vitesse, déterminant ainsi l'énergie du faisceau de radiation. Les électrons accélérés sont soit utilisés directement pour le traitement, soit utilisés pour créer des faisceaux des photons de haute énergie.

Pour créer les photons de haute énergie, le faisceau d'électron entre en collision avec une cible en Tungstène qui se trouve dans la tête de l'accélérateur de particules. L'interaction des électrons avec la cible va produire deux types de rayonnements, le Bremsstrahlung (rayonnement de freinage) et le rayonnement X caractéristique (réarrangement électronique). Le Bremsstrahlung est le résultat d'une collision entre un électron de haute énergie et un noyau d'atome. L'électron est dévié en raison de l'attraction du noyau, il perd de l'énergie qui est émise sous forme de photons. La probabilité que le Bremsstrahlung se produise est proportionnelle au carré du numéro atomique de l'atome (d'où l'intérêt d'une cible de type Tungstène  $Z = 74$ ). Les rayonnements X caractéristiques sont créés par l'éjection d'un électron de couche orbitale interne (K, L ou M). Pour combler ce manque, un électron de couche orbitale supérieure va descendre sur une couche inférieure (réarrangement électronique), l'énergie restante de cette descente va produire un rayonnement électromagnétique (photon). Le rayonnement de freinage possède un spectre continu, alors que le réarrangement électronique possède un spectre de raie. En radiothérapie externe on utilise le spectre continu [26].

Le faisceau de photons produit est mis en forme pour traiter le patient à l'aide de différents éléments de la tête d'irradiation

### 2.5.3.3. Les composants de la tête de l'accélérateur linéaire

#### ➤ **Le collimateur primaire:**

Délimitant un faisceau de section conique et fixant la dimension maximale du faisceau d'irradiation.

#### ➤ **La fenêtre de sortie:**

Assurant l'interface entre la cible et le collimateur primaire situés dans le vide et le reste des éléments de la tête d'irradiation situés dans l'air.

➤ **Le cône égalisateur:**

Permettant d'uniformiser la dose au niveau du champ d'irradiation.

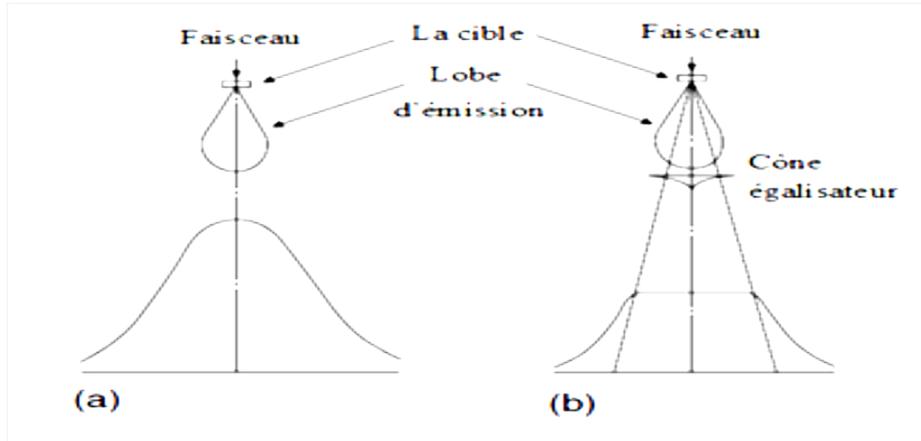


Figure 48: schéma explicatif de l'action du cône égalisateur sur le profil de dose.

➤ **Les chambres « moniteur »:**

Assurant le « monitoring » du faisceau d'irradiation, elles permettent de mesurer en continu le débit de dose en sortie de l'appareil de traitement ainsi que l'homogénéité et la symétrie du faisceau. Concernant le débit de dose, la chambre d'ionisation est doublée pour disposer par sécurité de deux lectures indépendantes de la dose délivrée au patient.

➤ **Le miroir:**

Dont le rôle est de refléter la lumière produite par une ampoule pour réaliser une simulation lumineuse du champ d'irradiation dans une direction perpendiculaire à la direction du faisceau.

➤ **Le collimateur secondaire:**

Le collimateur secondaire se présente sous la forme de quatre blocs de tungstène formant deux mâchoires superposées, l'une dans le sens transverse (X) et l'autre dans le sens craniale par rapport au patient (Y). Elles permettent de définir des champs carrés ou rectangulaire pouvant atteindre 40 cm de côté à l'isocentre avec une possibilité d'asymétrie et de rotation par rapport à l'axe du champ.

➤ **Collimateur mutilâmes (MLC):**

Ce type de collimateur est essentiel pour donner des traitements en radiothérapie conformationnelle. Il consiste en 40 à 60 paires de lames en tungstène ou plomb disposées en deux rangés opposés soit un total de 80 à 120 lames (selon les constructeurs). Ces lames peuvent être déplacées individuellement afin de moduler la forme du champ d'irradiation, pour permettre de s'adapter à la forme de la tumeur. Les fuites des rayonnements sont

atténuées par le filtre secondaire en plus du chevauchement entre les lames. Le mouvement des lames est piloté par un ordinateur selon les données transférées à partir du système de planification de traitement [39].

➤ **Le réticule:**

Complétant la simulation lumineuse en matérialisant l'axe du faisceau.

➤ **Le filtre en coin:**

Qui permet de déformer les isodoses de base en leur imprimant une inclinaison par rapport à l'axe du faisceau. Il permet aussi de compenser les obliquités de surface pour faire en sorte que le volume cible soit irradié de façon homogène, comme par exemple dans le traitement du cancer du sein.

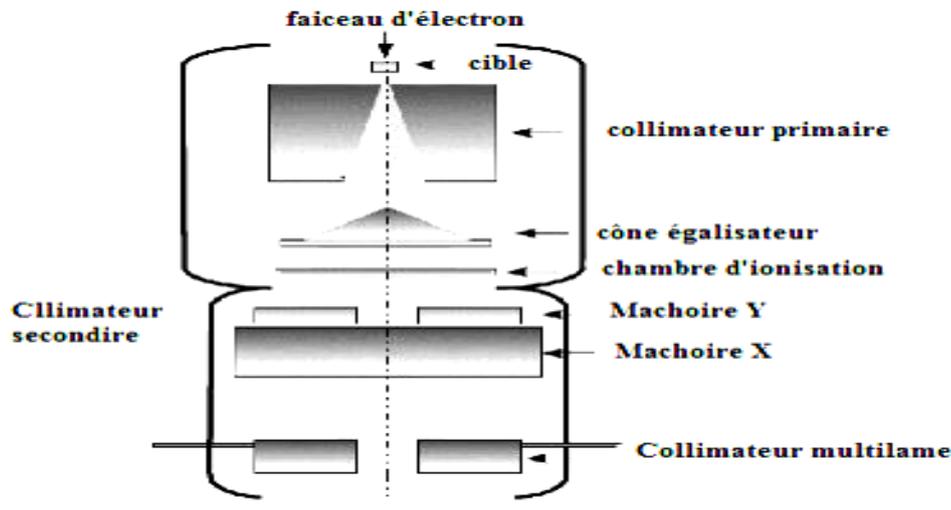


Figure 49: Les composants de la tête de l'accélérateur linéaire.

### 3. La radiothérapie conformationnelle

Le terme « conformationnelle » signifie « proche de la forme ou de la configuration d'une structure ». La radiothérapie conformationnelle **3D** est une irradiation transcutanée dans laquelle le volume traité est adapté au volume cible reconstruit en 3 dimensions. L'objectif de cette technique de radiothérapie est de diminuer la dose délivrée aux tissus sains entourant la tumeur, d'augmenter la dose dans la tumeur et d'obtenir un meilleur contrôle local, donc un accroissement de la survie des patients [43].

#### 3.1. Parcours d'un patient dans un service de radiothérapie

Pour réaliser un traitement dans son ensemble, de nombreuses étapes sont nécessaires et indispensables.

Après l'arrivée du patient dans le service de radiothérapie externe son parcours commence par une consultation du médecin pour son pronostic et oriente le patient vers une acquisition d'une image **3D**, scanner simulateur.



Figure 50: Chronologie des étapes d'un traitement par radiothérapie.

### 3.1.1. Acquisition des images 3D

L'acquisition des données anatomiques est réalisée selon là où les techniques d'imagerie disponibles: scanner, IRM, technologies de médecine nucléaire. Les images scanographiques sont les images de référence pour le calcul de dose. Néanmoins, la nature et la qualité des images scanographiques ne permettent pas dans de nombreuses situations de définir correctement les volumes tumoraux et/ou les organes à risques nécessitant le recours à d'autres modes d'imagerie (IRM, TEP) et à la fusion d'images. Cette étape définit aussi les conditions pour effectuer le traitement, c'est-à-dire la position exacte que le patient doit prendre.

#### ➤ Le scanner X

Le scanner X est une technique d'imagerie médicale qui consiste à mesurer l'absorption des rayons X par les tissus du patient et à reconstituer des images 2D et 3D des structures anatomiques.

Le principe général du scanner X est le suivant: une source de rayons X externe irradie le patient, les rayons X sont arrêtés par un détecteur situé de l'autre côté du patient, la source et le détecteur tourne autour du patient, la table se déplace très lentement à une vitesse constante, le tube à rayons X ou générateur X constitué d'une cathode et d'une anode entourées par des enveloppes de protection, l'extrémité de la cathode est constitué d'un filament de tungstène, lorsqu'il est traversé par un fort courant électrique, sa température s'élève fortement pour délivrer ensuite des électrons, l'application d'une forte tension électrique entre la cathode et

l'anode du tube au sein duquel le vide a été créé, entraîne une accélération des électrons, qui se déplacent alors de la cathode vers l'anode.

L'excitation d'un atome se traduit par le changement de couche d'un de ses électrons associé à un changement d'énergie qui rend sa structure électronique instable, l'électron regagne sa couche électronique tout en libérant un rayonnement X, permettant à l'atome de retrouver une stabilité énergétique.

Les rayons X sont des ondes électromagnétiques de fréquence élevée, invisible à l'œil nu, nombre de méthode d'imagerie actuelle exploitent des ondes électromagnétiques de longueur d'onde et d'énergie différentes.

Les signaux acquis permettent de reconstruire des images tridimensionnelles, les rayons X générés dans le tube à rayons X traversent le corps du patient interagissent plus ou moins avec les tissus, selon ce degré d'interaction, dépendant du coefficient d'atténuation des photons par le tissu, le nombre de photons captés par le détecteur est plus faible que le nombre de photons incidents sur le patient. Cette détection permet de constituer une image du coefficient d'atténuation des photons par la partie du corps observée.

Un traitement informatique complexe permet d'obtenir le volume tridimensionnel reconstruit qui est ensuite affiché sur l'écran d'une console informatique.

Il est utile pour observer la plupart des régions du corps : thorax, abdomen et permet d'étudier des organes difficiles à visualiser en radiographie comme le pancréas, le foie, les poumons, la rate, la vessie ou les reins.

Cette technique d'imagerie médicale tend toutefois, de plus en plus à être remplacée, lorsque cela est possible, par l'IRM qui permet un diagnostic plus précis [44].

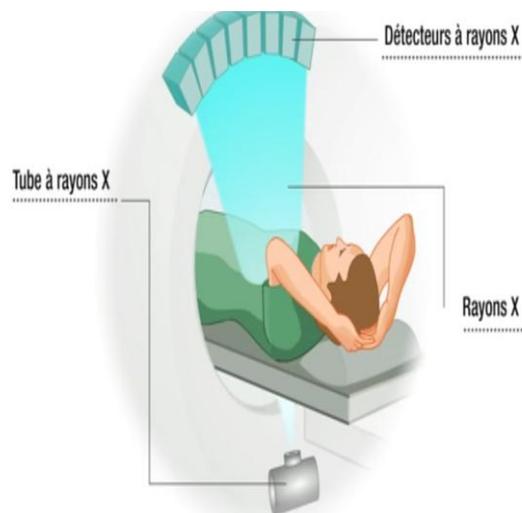


Figure 51: Scanner à l'hôpital de Sidi Bel Abbès

### ➤ Lasers

Les lasers sont utilisés pour l'établissement des coordonnées du patient et le marquage de la région à irradiée. Le positionnement des lasers transversaux et longitudinaux dans la salle de scanner dédié doit être nécessairement le même que celui existant, dans la salle de traitement pour assurer le positionnement exact du patient. Un laser de scanner doit être à la même tolérance (1 mm) que les lumières laser simulateur.



*Figure 52: Lasers dans la salle de scanner à l'hôpital SBA*

### ➤ IRM

IRM Est une technique d'imagerie médical qui permet de visualiser l'intérieure de corps humain, l'avantage de l'IRM c'est qu'elle est sans danger, il offre une bonne résolution et permet de voir les tissus mous avec un bon contraste, IRM signifie Imagerie par Résonance Magnétique c'est la résonance magnétique des noyaux atomiques.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est un examen qui permet d'obtenir des vues en deux ou trois dimensions de l'intérieur du corps. L'IRM donne des informations sur des lésions qui ne sont pas visibles sur les radiographies standards, l'échographie ou le scanner.

IRM étudie avec une grande précision de nombreux organes tels que le cerveau, la colonne vertébrale, les articulations et les tissus mous. Elle permet de faire des images en coupes dans différents plans et de reconstruire en trois dimensions la structure analysée [45].

pour le noyau de l'atome d'hydrogène la couleur à laquelle le noyau est sensible n'est pas une couleur visible, il s'agit d'une couleur bien au-delà de l'infrarouge, dans le domaine des ondes radio ,et dans ce cas on parlera de fréquence à la place de couleur et ce qui va nous permettre de faire de l'imagerie c'est que cette fréquence dépend de la valeur du champ magnétique, on va donc créer un champ magnétique puissant à l'aide de gros aimants, c'est aimants sont configurés de façon à ce que le champ soit différent à chaque point de l'espace à l'intérieure

de la machine IRM, chaque atome d'hydrogène dans notre corps, il y'aura un peu partout dans l'eau et dans les tissus organique, soit sensible à une couleur qui dépend de l'endroit où l'atome se trouve, le principe de l'IRM est d'éclairer le corps avec des ondes radio à large spectre, l'équivalent de la lumière blanche dans le visible les ondes radio pénètrent sans problème à l'intérieure du corps et chaque atome d'hydrogène même au plus profond du tissu est éclairé ,chaque atome renvoie une onde dans la fréquence dépend de sa position ensuite il suffit d'utiliser un logiciel adéquate pour remplacer dans l'espace à 3 dimensions tous ces atomes grâce à la fréquence des photons qu'ils ont émis et nous reconstitue ainsi une image de l'intérieure de notre corps.

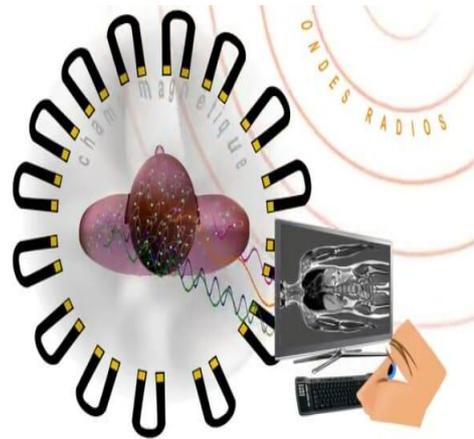


Figure 53: IRM dernière génération

### ➤ LA TOMOGRAPHIE PAR ÉMISSION DE POSITONS

C'est une technique d'imagerie médicale, c'est la tomographie par émission de positons ou TEP, qui est une technique de médecine nucléaire permettant la localisation des tumeurs cancéreuses, leur bilan d'extension et la détection des récives, cela est possible grâce à l'injection au patient de glucose rendu radioactif, et qui va s'introduire dans les cellules malignes, trahissant ainsi leur présence. Une caméra détecte cette radioactivité et permet l'obtention d'images tomographiques dans les trois plans de l'espace suivies d'une reconstruction tridimensionnelle. Cette première machine TEP dédiée installée en milieu civil va permettre d'étudier la place que cette nouvelle technique d'imagerie, singulière par son approche métabolique de la maladie cancéreuse, va prendre dans la stratégie diagnostique, les indications et le suivi de la thérapeutique.

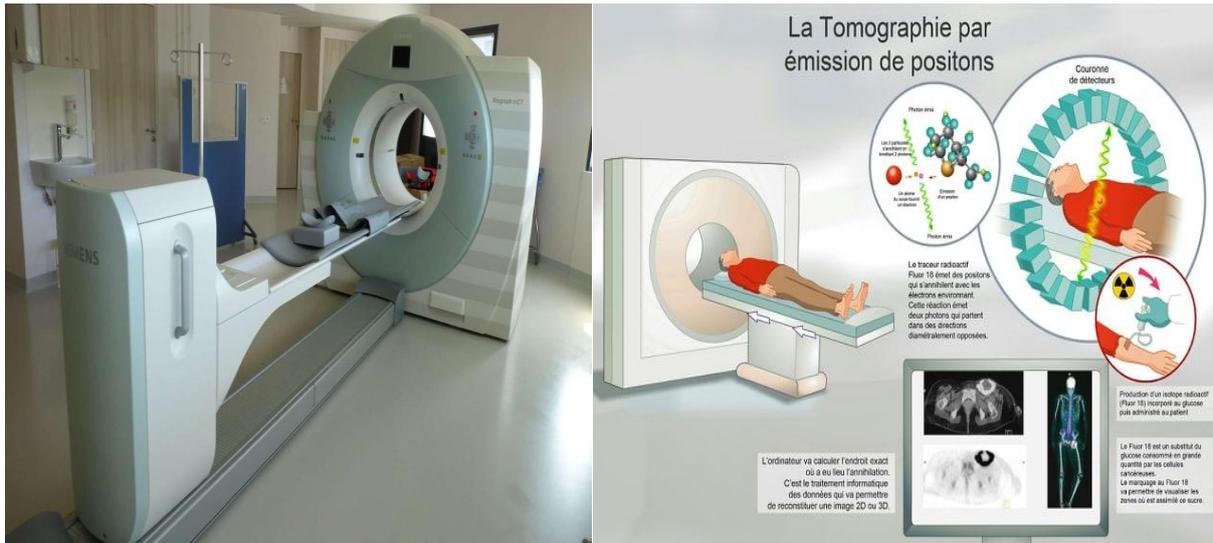


Figure 54: Tomographie par émission de positons

### 3.1.2. Simulation

Elle va permettre la détermination du volume cible à partir des repères anatomiques. C'est une étape capitale au cours de laquelle toute information concernant la mise en place du patient et des faisceaux doit être soigneusement notée pour assurer la qualité et la reproductibilité du traitement. La simulation s'effectue avec un appareillage assimilable géométriquement aux dispositifs de traitement (accélérateurs linéaires ou appareil de cobalthérapie), c'est-à-dire possédant toutes les caractéristiques mécaniques et géométriques de ceux-ci, le système étant équipé d'un faisceau de radiodiagnostic permettant la scopie et la graphie, c'est au cours de la simulation qu'on va précisément:

- positionner le patient en fonction de la localisation tumorale.
- lui attribuer les moyens de contention adéquat (coussin, plan incliné, sandow, masque thermoformé personnalisé...).
- reporter la projection du volume cible afin d'optimiser le centrage. On utilisera des artifices radiologiques pour visualiser les tumeurs palpables, les cicatrices, les adénopathies, les organes critiques... (fils de plomb, produit de contraste) visibles sur les clichés radiologiques de repérage.
- déterminer et positionner les points de références des faisceaux d'irradiation (dimension, angulation).
- repérer les centres de tous les champs par tatouage afin de les positionner le plus fidèlement possible.
- déterminer et positionner les caches: épaisseurs de plomb ou Cerrobend® (alliage) pour la protection des tissus sains (organes critiques).

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

La technique DSP est principalement réservée aux faisceaux uniques de photons et électrons.

Le point de référence est le point cutané par lequel pénètre l'axe du faisceau. On l'appelle point d'entrée.

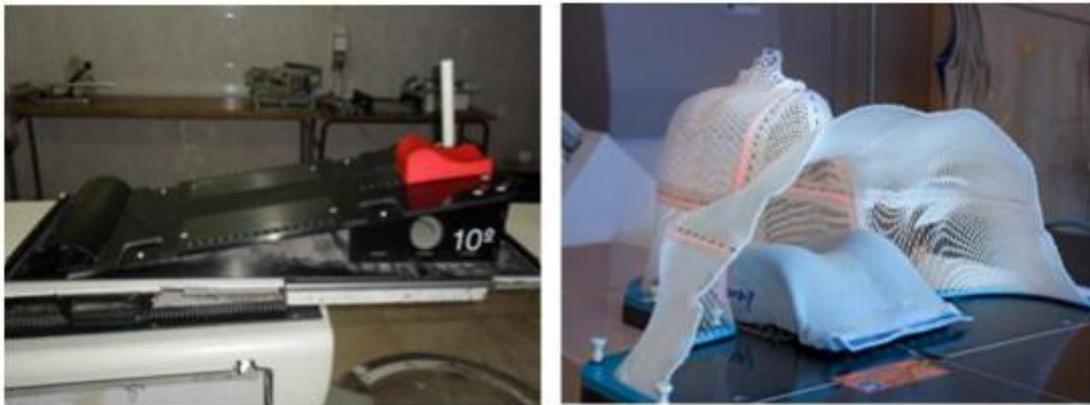
La DSP correspond généralement à la Distance Source Axe (DSA) de l'appareil de traitement.

La DST est utilisée pour des irradiations multifaisceaux de photons. Le point de référence est le plus souvent le centre du volume cible que l'on situera à l'isocentre de l'appareil de traitement :  $DST = DSA$ . Tous les faisceaux concourent alors en ce même point.

Le repérage et la simulation fournissent donc un ensemble de documents servant d'une part à la mise en place du patient sous l'appareil de traitement et à son contrôle, et d'autre part à la dosimétrie et au calcul de la durée de l'irradiation.

### Les moyens de contention:

Les outils de contention tels que le support thorax (localisation thoracique), le repose jambes et pieds (localisation pelvienne), les masques thermoformés (localisation ORL et cérébrale) ou le plan incliné sein servent à assurer l'immobilisation du patient pendant le traitement afin d'éviter toute irradiation intempestive des régions anatomiques non souhaitées.



A

B

Figure 55: moyens de contention, A: plan incliné, B: masque thermoformé

### 3.1.3. Contourage

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

Les incertitudes du positionnement sont prises en compte dans le contourage. Selon les normes de l'IRCU (international commission on radiation units and measurements), on peut définir un certain nombre de volumes différents à irradier (voir figure 56):

- GTV ou (volume tumoral macroscopique) : il correspond au volume apparent de la tumeur.
- CTV ou (volume cible anatomoclinique) : il fait référence aux extensions habituelles observées sur les pièces d'exerce chirurgicale (notion d'envahissement local de la tumeur cancéreuse).
- PTV ou (le volume cible prévisionnel) : il tient compte des mouvements du malade, des imperfections des faisceaux IM pour la marge interne et SM pour marge de mise en place.
- TV ou (Volume traité) : Découle de la technique de traitement ; effectivement, en radiothérapie externe, les tissus traversés sont concernés par une proportion plus ou moins importante de la dose totale; des points extérieurs au volume planifié peuvent recevoir des doses proches de la dose prescrite.
- IV (Volume irradié) : Découle également de la balistique, il correspond au volume recevant une certain proportion de la dose prescrite (par exemple 50%), suffisante pour être prise en compte par rapport à la tolérance des tissus traversés.
- OAR (Les organes à risques) : Situé à proximité du volume planifié, ils seront identifiés et si possible exclus du volume irradié ; ils seront l'objet d'un traçage de contour par le médecin et d'une étude dosimétrique par la personne spécialisée en radiophysique.

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

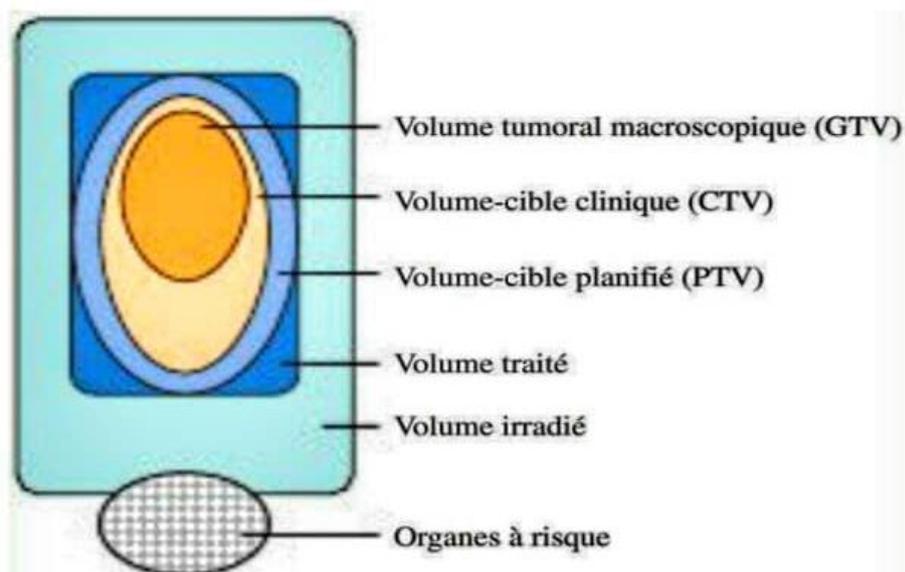


Figure 56: Le principe du volume cible prévisionnel et la définition des différentes marges nécessaires à sa détermination (par l'ICRU),

#### 3.1.4. Dosimétrie

Les physiciens interviennent dans la détermination des faisceaux (énergie, nombre...) pour chaque balistique de traitement. Avec le développement des appareils de traitement les physiciens peuvent conformer les champs aux structures à irradier au moyen des caches et collimateurs mutilâmes, utilisent des modificateurs de faisceaux (bolus, filtre en coin) et déterminent la pondération de chaque faisceau. Les calculs dosimétriques s'affichent en 2-D et en 3-D pour l'analyse visuelle des distributions de dose. Avec les moyens d'histogrammes dose-volume (représentation graphique du pourcentage de volume irradié en fonction de la dose délivrée) on peut optimiser les doses délivrées pour répondre aux objectifs cliniques en respectant la dose prescrite au niveau du volume cible et la dose de tolérance au niveau des OAR.

#### 3.1.5. Validation

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

#### 3.1.6. Mise en place et traitement

##### a) mise en place (imagerie portale):

La méthode de vérification de la conformité du positionnement des champs d'irradiation a évolué. Des systèmes d'imagerie de contrôle spécifiques à la radiothérapie (imagerie portale) ont ainsi été développés. Ils permettent la visualisation quasi-instantanée de l'image d'un champ d'irradiation réalisé sous la machine de traitement. On évite ainsi la perte de temps liée au développement des clichés radiologiques (gammagraphie) pendant lequel le patient risque de bouger, on gagne donc la précision et la reproductibilité. L'imagerie portale permet donc d'obtenir, de manière très rapide, l'image d'un champ d'irradiation avant la séance de traitement, ce qui donne la possibilité d'intervenir en corrigeant la mise en place si l'image obtenue n'est pas celle de DRR (Digital Reconstruction Radiography) créée dans la dosimétrie.

##### b) Traitement:

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

#### 3.1.7. Le suivi du traitement

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

### 3.2. Rôle du physicien médical

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

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

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

# **Chapitre IV**

## **Traitement du cancer de Cavum et du Col utérin par radiothérapie**

## 1. Introduction

En Algérie, on estime à 40000 le nombre de nouveaux cas de cancer détectés par an. Plus de la moitié des patients ont besoin de traitement par radiothérapie, exclusif ou associé à une autre modalité de traitement telle que la chirurgie ou la chimiothérapie. Le principe de la radiothérapie consiste à traiter les tumeurs par l'utilisation de Rayonnements ionisants (photons ou électrons) de hautes énergies dont les effets Biologiques conduisent à la mort des cellules cancéreuses. Ces applications médicales des rayonnements ionisants sont considérées parmi les facteurs essentiels du progrès dans le domaine de la santé.

## 2. Définition de cancer

Le cancer est une maladie qui prend naissance de nos cellule, notre corps contient des milliers des milliards de cellules regroupés en tissu et en organe ,comme les muscles les os les poumons et le foie ,à l'intérieure de chaque cellule il y'a des gènes qui régit son fonctionnement son développement sa division et sa mort, normalement nos cellules suivent ces instructions et nous demeurons en bonne santé ,mais ils arrivent parfois que les instructions deviennent confuses dans certains cellule celle-ci commence a se développer et a se multiplier de façon désordonné après un certain temps, les cellules anormales peuvent formés une masse appelée tumeur ,certaines tumeur sont non cancéreuses alors que d'autres sont cancéreuses, les cellules non cancéreuse s'installent dans une partie du corps et ne mettent généralement pas la vie en danger ,par contre les cellules cancéreuses peuvent envahir les tissus voisins et se répondent ailleurs dans le corps ,les cellules cancéreuses qui se propagent dans d'autre partie du corps sont appelés métastases , le cancer prend la partie du corps ou il prend naissance par exemple un cancer qui se forme dans la vessie mais qui s'est tend au poumons [46].

## 3. Cancer de Cavum

Le cancer de Cavum est connu depuis des millénaires. Suspecté 3000 ans avant J.C sur des momies égyptiennes, il est le premier cancer des voies aéro-digestives supérieurs (VADS) dans nos régions, avec 1500 à 2000 nouveaux cas par an. Il est le 9<sup>eme</sup> cancer en Algérie. Contrairement aux autres cancers des (VADS), il touche les patients jeunes souvent non alcolo tabagiques, ils a une relation particulière avec le Verus d'Epstein-Barr (EBV).

### 3.1. Anatomie du Cavum

Le Cavum c'est la partie haute du pharynx (rhinopharynx) qui se situe en arrière des fosses nasales, en avant des vertèbres et sous la base du crâne (voir Figure 57). Sur le plan anatomique, il a schématiquement la forme d'un cube ouvert en avant d'où le terme Cavum (qui signifie creux en latin). Il mesure chez l'homme adulte: 40 mm de large, 30 à 40 mm de hauteur et 20 mm de grand axe antéropostérieur. Sa paroi latérale est constituée par la trompe d'Eustache qui communique avec l'oreille [47].

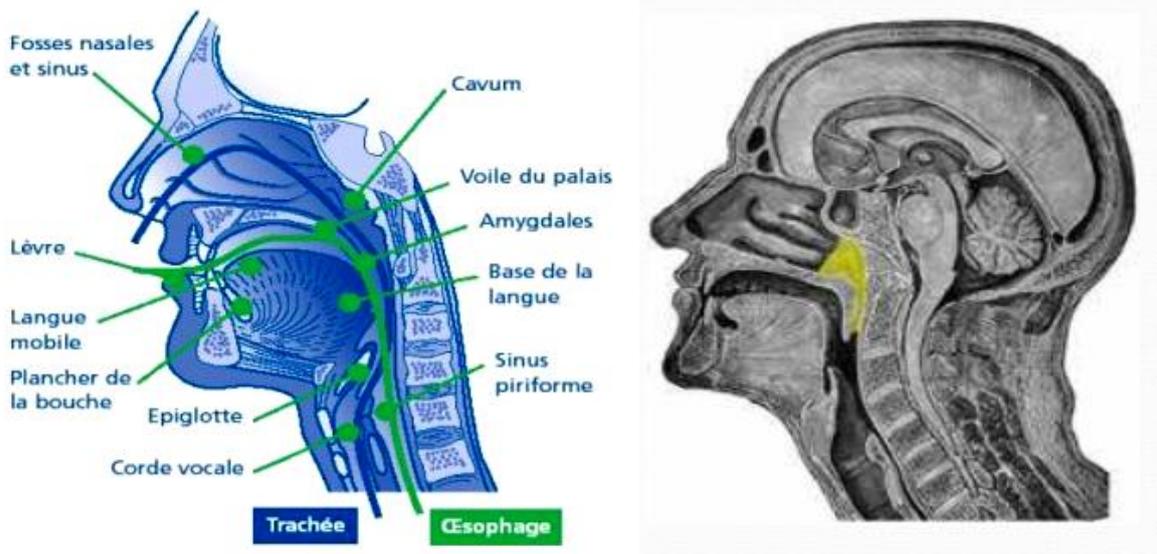


Figure 57: situation du Cavum, coupe du pharynx.

### 3.2. Traitement du Cavum

L'indication de radiothérapie a été posée conformément aux bonnes pratiques cliniques, notamment dans le cadre d'une réunion de concertation pluridisciplinaire (RCP), avec remise d'un plan personnalisé de soins aux patients avant la mise en traitement. L'oncologue radiothérapeute qui prend en charge et informe le patient met en œuvre cette radiothérapie : il assure la définition des volumes d'intérêt, la prescription des doses, coordonne et dirige l'ensemble du traitement en liaison avec le radiophysicien et les autres membres de l'équipe soignante de radiothérapie.

Cette procédure traite de l'irradiation exclusive ou associée à une chimiothérapie concomitante d'un cancer du Cavum [48].

### 3.3. Examens utiles pour préparer la radiothérapie

Le dossier du patient comprend habituellement [48]:

- L'observation médicale :
  - Interrogatoire:
    - antécédents médicaux, comorbidités.
    - origine géographique (UCNT).
    - habitudes (alcool, tabac...) pour les cancers épidermoïdes.
    - histoire de la maladie.
    - traitements en cours.
  - Examen clinique complet incluant un examen de la sphère ORL, une vérification de l'état nutritionnel (dont le poids) et un examen dentaire qui sera complété par une mise en état et une fluoration dentaire.
- Les comptes rendus de l'endoscopie ORL et du bilan d'imagerie permettant de mieux préciser l'extension locorégionale et de rechercher d'éventuelles localisations métastatiques: IRM (essentielle pour une évaluation correcte dans cette localisation tumorale) scanographe, PET scanographe... et synchrones en cas de carcinome épidermoïde bien différencié (ORL, bronche, œsophage). Ces données doivent être récentes.
- Bilan biologique récent notamment pour évaluer si une chimiothérapie concomitante peut être réalisée.
- Le compte rendu anatomopathologique des prélèvements biopsiques de la tumeur.
- Le compte rendu de concertation pluridisciplinaire.

### 3.4. Choix des volumes et des doses

L'oncologue radiothérapeute [48]:

#### 3.4.1. Définit les volumes à irradier

- GTV, CTV : ils sont déterminés d'après l'extension tumorale (en fonction des données cliniques, de l'endoscopie ORL, de l'imagerie, du compte rendu anatomopathologique), en tenant compte de l'histoire naturelle de la maladie.
- PTV : les marges de sécurité sont déterminées en fonction des mouvements internes des volumes et de la technique de repositionnement utilisée (contentions, repères...).

#### 3.4.2. Prescrit les doses aux points ICRU et aux différents volumes, décide du fractionnement et de la durée du traitement (Accord fort)

- Doses habituelles :
  - Tumeur primitive et adénopathies cervicales macroscopiquement envahies : 66 à 70 Gy (en fonction de la technique utilisée).

- Extensions microscopiques (tumorale et/ou ganglionnaire) : 50 à 56 Gy.
- Ganglions en rupture capsulaire prélevés sur un curage premier éventuel : 60 à 66 Gy.
- Fractionnement et étalement habituels :
  - 2 Gy par séance.
  - 5 séances par semaine.

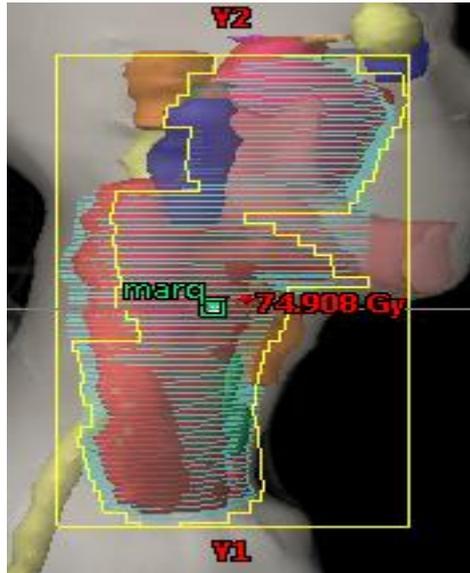


Figure 58: les faisceaux utilisés en dosimétrie

### 3.4.3. Détermine les organes à risque (OAR) et leurs contraintes de dose (Accord relatif)

Ces niveaux de dose peuvent éventuellement être dépassés sous réserve d'une justification liée au contrôle local et à la survie du patient, après information et accord de celui-ci. Ils doivent être appliqués en intégrant les comorbidités présentées par le patient et les traitements associés qui peuvent majorer le risque de complication [48].

- Tronc cérébral : à éviter
  - Dose maximale de 50 Gy.
  - Sur un volume très limité, la dose pourra atteindre 55 Gy.
- Nerf optique, Chiasma :
  - Dose maximale de 54 Gy.
- Moelle épinière cervicale :
  - Dose maximale de 45 Gy en fractionnement habituel.

- Dans certains cas, cette dose pourra être dépassée sur un petit volume sous réserve d'une dosimétrie en 3D avec contourage de la moelle, histogramme dose-volume et contrôle du positionnement.
- Cerveau (lobe temporal) :
  - Dose maximale de 60 Gy.
- Œil :
  - Dose moyenne < 35 Gy.
- Cristallin:
  - Dose la plus basse possible.
- Parotide controlatérale :
  - Sa protection est importante pour permettre le maintien à moyen terme d'une fonction salivaire satisfaisante.
  - La dose de 26 Gy ne devrait pas être délivrée dans plus de 50 % du volume parotidien quand l'extension loco régionale le permet :  $V_{26} \leq 50 \%$ .
  - Dose moyenne inférieure à 30 Gy.
- Parotide homolatérale :
  - Dose la plus basse possible.
- Articulation temporo-mandibulaire et mandibule :
  - Dose maximale inférieure à 65Gy.
  - Sur un petit volume, la mandibule peut recevoir une dose voisine de celle délivrée au volume cible.
- Conduit auditif, oreille moyenne et interne :
  - Dose maximale de 50-55 Gy si l'extension loco régionale le permet.
- Langue (hors PTV) :
  - Dose maximale de 55 Gy.
- Larynx sain :
  - Dose maximale de 20 Gy dans toute partie du volume quand l'extension locorégionale le permet.
- Thyroïde :
  - Organe à contourer et dose à documenter pour le suivi à long terme du patient.

## CHAPITRE IV : TRAITEMENT DE CANCER DE CAVUM ET DE COL UTERIN PAR RADIOThERAPIE

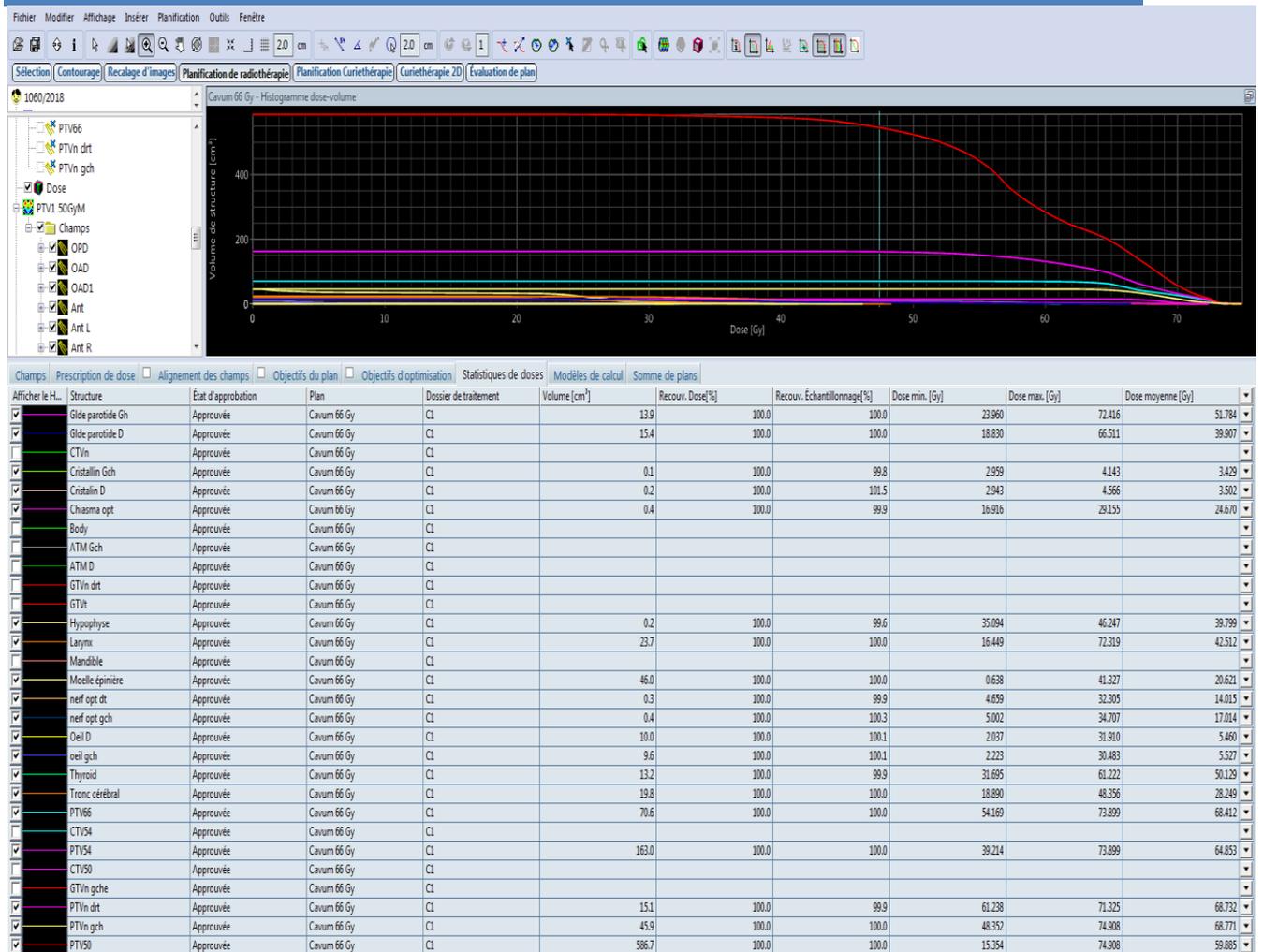


Figure 59: Histogramme dose volume Cancer Cavum 66 Gy d'un patient à l'hôpital CAC à Sidi Bel Abbas

### 3.5. Techniques de traitement (traitement avec simulation virtuelle RC3D)

- Choix de la position de traitement et immobilisation
  - Définition de la position de traitement : décubitus dorsal.
  - Contention : masque thermoformé.
- Acquisition des données anatomiques :
  - Scanographie, éventuellement avec injection.
  - Acquisition de la totalité des volumes d'intérêt.
  - Reconstitution des volumes d'intérêt par rapport à un repère tridimensionnel matérialisé sur le patient ou sur la contention, qui a pu être établi préalablement au simulateur.
  - Fusion éventuelle avec d'autres imageries diagnostiques.
- Transfert des données sur une console de contourage.
- Détermination des volumes d'intérêt (contourage GTV, CTV, PTV, OAR) et des marges de sécurité.

- Étude balistique et dosimétrique avec mise en place des faisceaux d'irradiation
  - Choix de l'énergie des photons : 4 à 10 MV.
  - Choix de l'énergie des électrons : 9 à 10 MeV habituellement.
  - Protection des OAR par caches personnalisés et/ou collimateur multilame : utilisation de la fonction Beam Eye View (BEV) du TPS.
  - Détermination des faisceaux orthogonaux de positionnement.
  - Optimisation de la balistique et des pondérations en considérant la dose aux volumes à irradier et les contraintes de dose aux OAR.
- Représentation graphique des doses
  - Calcul et tracé de la distribution de dose résultante par TPS, au minimum dans trois plans orthogonaux principaux.
  - Calcul des histogrammes dose-volume recommandé.
  - Calcul des unités moniteur. Le double calcul par deux méthodes indépendantes est recommandé.
- Validation et visa du plan de traitement, conjointe par l'oncologue radiothérapeute et le radiophysicien.
- Il est recommandé de transférer les paramètres vers les appareils de traitement de façon automatisée, par un système informatique d'enregistrement et de vérification de ces paramètres.

## CHAPITRE IV : TRAITEMENT DE CANCER DE CAVUM ET DE COL UTERIN PAR RADIOThERAPIE

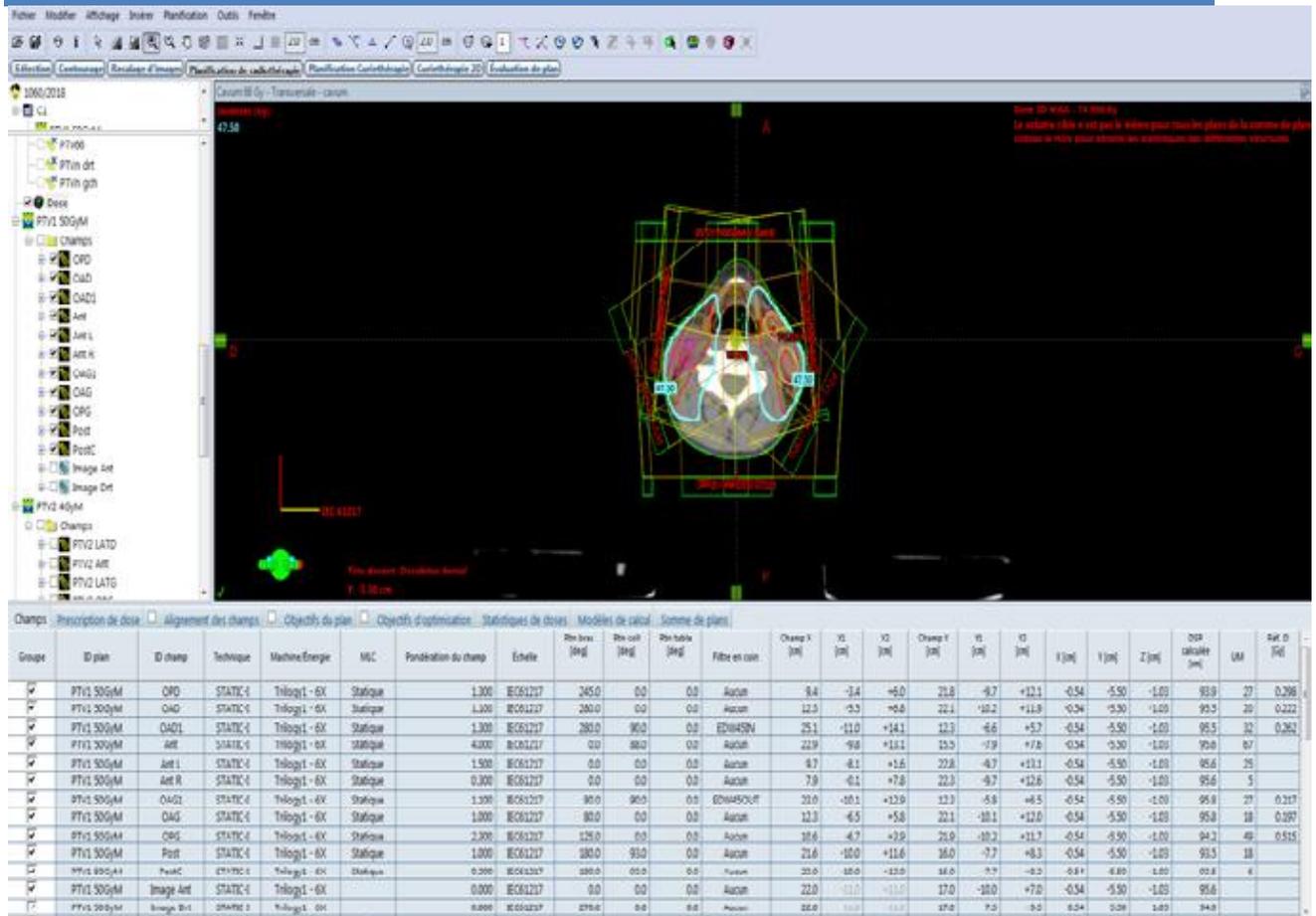


Figure 60: les faisceaux utilisés en dosimétrie d'un patient à l'hôpital CAC à Sidi Bel Abbas

### 3.6. Déroulement et contrôle du traitement

- Mise en place sous l'appareil de traitement [48]:
  - Appel des données sur l'ordinateur de l'appareil de traitement.
  - Installation en salle de traitement : mise en place du patient en utilisant le dispositif de contention utilisé pour la préparation du traitement. Utilisation du système de coordonnées permettant le repérage et la mise en place sous l'appareil (X/Y/Z, distance source axe/peau).
  - Vérification de l'identité du patient et des paramètres de l'irradiation.
- Contrôle de la balistique par imagerie :
  - Le contrôle du bon positionnement du patient et de l'isocentre.
  - La dose résultante des imageries de contrôle doit être prise en compte dans la prescription et le compte rendu de fin d'irradiation.
- Délivrance du traitement :
  - Surveillance permanente au cours de la séance (caméra, interphone) assurée par les manipulateurs (qui peuvent intervenir à chaque instant si nécessaire).

- Tous les faisceaux d'une même séquence doivent être traités le même jour.
- Les données de délivrance du traitement sont vérifiées et enregistrées à chaque séance sur fiche, ou mieux sur un système informatique d'enregistrement et de vérification.
- Le patient est vu en consultation hebdomadaire pendant son traitement par le médecin:
  - Enregistrement des toxicités aiguës, selon une échelle internationale validée et datée, modification éventuelle de la dose totale et de l'étalement selon la toxicité et la réponse tumorale, traitement médical des effets secondaires.
  - Surveillance du poids (un amaigrissement important peut en outre conduire à refaire une contention et une dosimétrie).

## 4. Cancer du col utérin

Un cancer du col de l'utérus est une maladie qui se développe sur la muqueuse du col de l'utérus, autrement dit sur le tissu qui le recouvre. Plus précisément, elle prend naissance dans la première couche de la muqueuse qui porte le nom d'épithélium. Selon les statistiques de l'Organisation mondiale de la Santé (OMS), pas moins de 569.495 cas confirmés de cancer du col de l'utérus ont été enregistré en 2018, dont 311.365 décès, a fait savoir la même source, ajoutant que le CHU Benbadis constantine a enregistré 16 cas confirmés en 2017.

### 4.1. Anatomie du col utérin

Le col de l'utérus fait partie de l'appareil reproducteur féminin. C'est la partie basse et étroite de l'utérus, Il relie le corps de l'utérus au vagin. Il est constitué de deux parties : l'endocol, partie interne du col, et l'exocol (voir Figure 60).

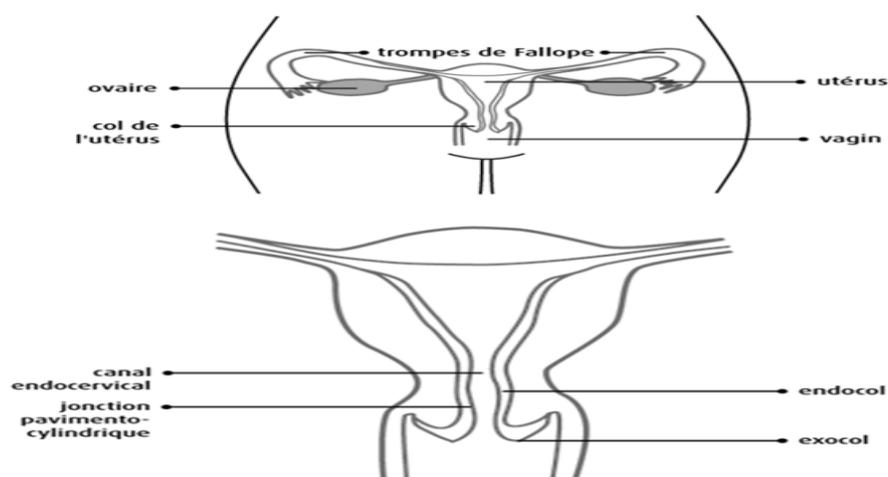


Figure 60: Anatomie de l'appareil reproducteur féminin

## 4.2. Traitement du col utérin

L'indication de radiothérapie a été posée conformément aux bonnes pratiques cliniques, notamment dans le cadre d'une réunion de concertation pluridisciplinaire (RCP), avec remise d'un plan personnalisé de soins à la patiente avant la mise en traitement. L'oncologue radiothérapeute qui prend en charge et informe la patiente met en œuvre cette radiothérapie : il assure la définition des volumes d'intérêt, la prescription des doses, coordonne et dirige l'ensemble du traitement en liaison avec le radiophysicien et les autres membres de l'équipe soignante de radiothérapie. Cette procédure traite de l'irradiation exclusive ou postopératoire d'un cancer du col utérin.

### 4.2.1. Bilan pré thérapeutique

#### 4.2.1.1. Imagerie

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est le meilleur examen pour évaluer la taille tumorale et son extension locorégionale (paramètres, utérus, vagin, vessie, rectum, paroi pelvienne). Elle comprend des séquences en pondération T2 sans suppression de graisse, des séquences de diffusion, et des séquences dynamiques T1 après injection de produit de contraste au gadolinium. Sur les images en séquence T2, les cancers du col utérin apparaissent en signal intermédiaire, généralement plus élevé que le signal du stroma cervical, ce qui permet aisément de repérer une infiltration paramétrable.

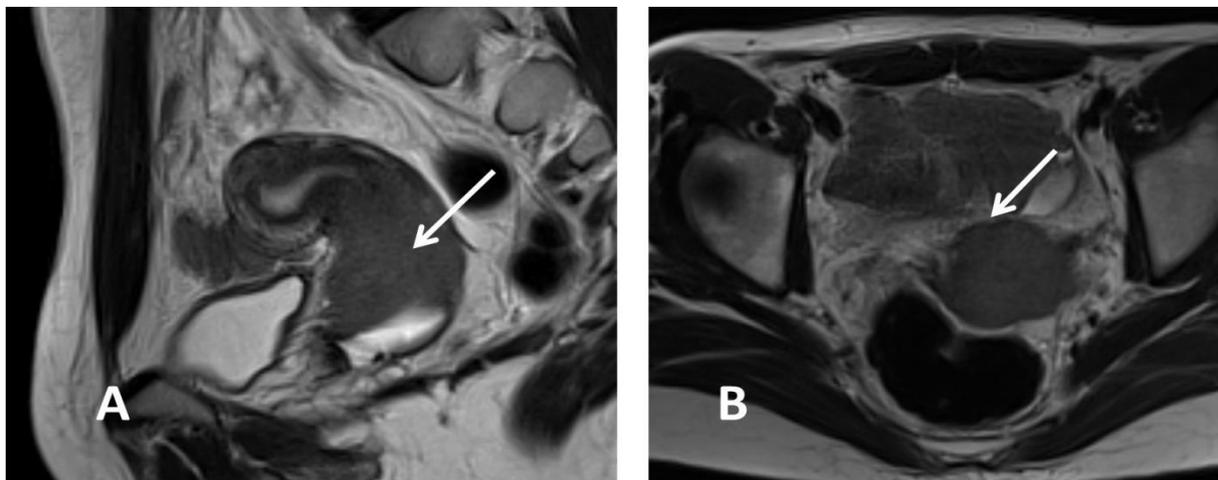


Figure 61: IRM pelvienne d'une tumeur infiltrant les paramètres. A : sagittale. Flèche : tumeur. B : axiale. Flèche : persistance du stroma cervicale en avant. Effraction du stroma à droite comme à gauche

La tomographie par émission de positons au 18 Fluorodésoxyglucose (TEP-TDM) fait partie du bilan d'extension pour des tumeurs de plus de 4 cm (à partir du stade IB2, voir plus loin la classification de la FIGO). Cette imagerie métabolique est très performante pour détecter les adénopathies avec une sensibilité de 70 à 86% au niveau lombo-aortique, allant jusqu'à 96% au niveau pelvien [49]. La tomodensitométrie est quant à elle largement insuffisante dans la

recherche d'extension lombo-aortique avec seulement 34% de détection dans une étude du GOG. Cependant, le taux de faux négatifs au niveau lombo-aortique est de l'ordre de 12% ce qui justifie par certaines équipes entraînées une lymphadénectomie lombo-aortique initiale de stadification [50].

#### 4.2.1.2. *Biologie*

Le bilan est à adapter aux antécédents de la patiente ainsi qu'à la nature de son traitement et peut comporter un hémogramme, un bilan rénal et hépatique. Pour les carcinomes épidermoïdes, le dosage du marqueur SCC (Squamous Cell Carcinoma) peut être utile pour le suivi [51].

#### 4.2.1.3. *Classification FIGO*

La classification la plus rependue est l'échelle proposée par la FIGO (Fédération Internationale de Gynécologie Obstétrique), révisée en 2009 [52].

<b><i>Cancer strictement limité au col utérin</i></b>		
<b>Stade IA</b>	cancer invasif identifié uniquement par examen microscopique infiltration stromale : profondeur maximum de 5 mm, largeur maximum de 7 mm	
	<b>IA1</b>	profondeur $\leq$ 3 mm, largeur $\leq$ 7 mm
	<b>IA2</b>	3 mm < profondeur $\leq$ 5 mm et largeur $\leq$ 7 mm
<b>Stade IB</b>	cancer clinique limité au col visible macroscopiquement ou cancer microscopique de dimension supérieure au IA	
	<b>IB1</b>	Taille $\leq$ 4 cm
	<b>IB2</b>	Taille >4 cm

Figure 62: Classification des cancers du col utérin, définie par la FIGO en 2009 stade 1

<b><i>Cancer étendu au-delà du col mais n'atteignant pas la paroi pelvienne ni le tiers inférieur du vagin</i></b>		
<b>Stade IIA</b>	Atteinte jusqu'au deux tiers supérieurs du vagin	
	<b>IIA1</b>	Taille $\leq$ 4 cm
	<b>IIA2</b>	Taille >4 cm
<b>Stade IIB</b>	Atteinte des paramètres (proximaux)	

Figure 63: Classification des cancers du col utérin, définie par la FIGO en 2009 stade 2

## CHAPITRE IV : TRAITEMENT DE CANCER DE CAVUM ET DE COL UTERIN PAR RADIOTHERAPIE

<b>Cancer étendu jusqu'à la paroi pelvienne et/ou au tiers inférieur du vagin (y compris hydronéphrose)</b>	
<b>Stade IIIA</b>	Atteinte vaginale jusqu'au tiers inférieur
<b>Stade IIIB</b>	Fixation à la paroi pelvienne (ou hydronéphrose ou rein muet)

Figure 64: Classification des cancers du col utérin, définie par la FIGO en 2009 stade 3

<b>Cancer étendu au petit bassin ou à la muqueuse vésicale et/ou rectale</b>	
<b>Stade IVA</b>	Atteinte par contiguïté d'un organe adjacent
<b>Stade IVB</b>	Extension à distance, y compris ganglions lombo-aortiques

Figure 65: Classification des cancers du col utérin, définie par la FIGO en 2009 stade 4

Les cancers localement avancés sont définis comme les lésions de stade IB2 et plus, ou IB1 avec invasion ganglionnaire.

### 4.2.2. La radiothérapie

La radiothérapie externe associée à une chimiothérapie concomitante suivie d'une curiethérapie utéro vaginale est le traitement standard des stades IB1 avec envahissement ganglionnaire et des stades IB2, II, III, IVA, et certains IVB. En situation post opératoire, la radiothérapie est indiquée en cas de marge positive, d'atteinte ganglionnaire ou paramétriale. Seule la radiothérapie externe est développée dans cette section.

#### 4.2.2.1. Imagerie de planification

La préparation d'une radiothérapie externe conformationnelle voire avec modulation d'intensité requiert un scanner de repérage. La patiente est généralement installée en décubitus dorsale, bras relevés au-dessus de la tête ou repliés sur la poitrine [48].

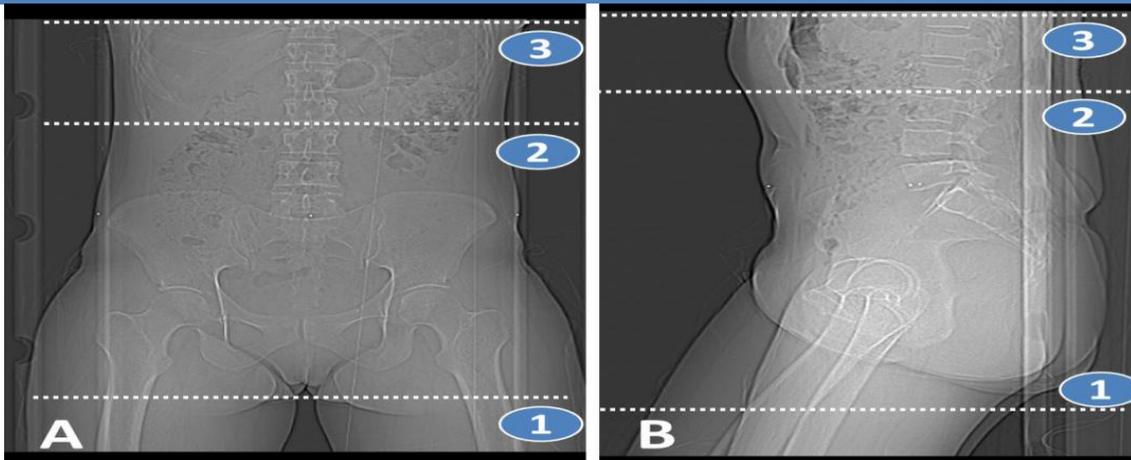


Figure 66: Limites d'acquisition en vue d'une irradiation pelvienne (repères 1 à 2) ou pelvienne et lombo-aortique (repères 1 et 3). A : Vue de face, B : Vue de profil. « Scout View » de tomodynamétrie de centrage.

#### 4.2.2.2. Choix des volumes et des doses

L'oncologue radiothérapeute :

##### 4.2.2.2.1. Définit les volumes à irradier

- GTV, CTV : ils sont déterminés d'après l'extension tumorale (en fonction des données cliniques, de l'imagerie, du compte rendu opératoire, du compte rendu anatomopathologique), en tenant compte de l'histoire naturelle de la maladie.
- PTV : les marges de sécurité sont déterminées en fonction des mouvements internes des volumes et de la technique de repositionnement utilisée (contentions, repères...).

##### 4.2.2.2.2. Prescrit les doses aux points ICRU et aux différents volumes, décide du fractionnement et de la durée du traitement (Accord fort)

- Doses habituelles :
  - Pelvis (tumeur et aires ganglionnaires) : 46 à 66 Gy.
  - Tumeur : surimpression de 16 à 20 Gy.
  - Paramètres envahis et aires ganglionnaires macroscopiquement envahies : surimpression de 16 à 20 Gy (en tenant compte de la contribution de la curiethérapie).
- Fractionnement et étalement habituels :
  - 1,8 à 2 Gy par séance.
  - 5 séances par semaine.

ID fractionnement	Dose/Fraction [Gy]	Nombre de fractions	Dose totale [Gy]	Volume cible	Point de référence principal (type de volume)	Dose totale au Principal [Gy]	Dose relative au principal [%]	Pourcentage prescrit [%]	Mode Normalisation des plans	Valeur de normalisation du plan [%]
F1	2,000	23	46,000	PTV1	PTV1 (PTV1)	46,000	100,0	100,0	95,00% couvre 99,00% du volume cible	99,4

Figure 67: prescription de dose

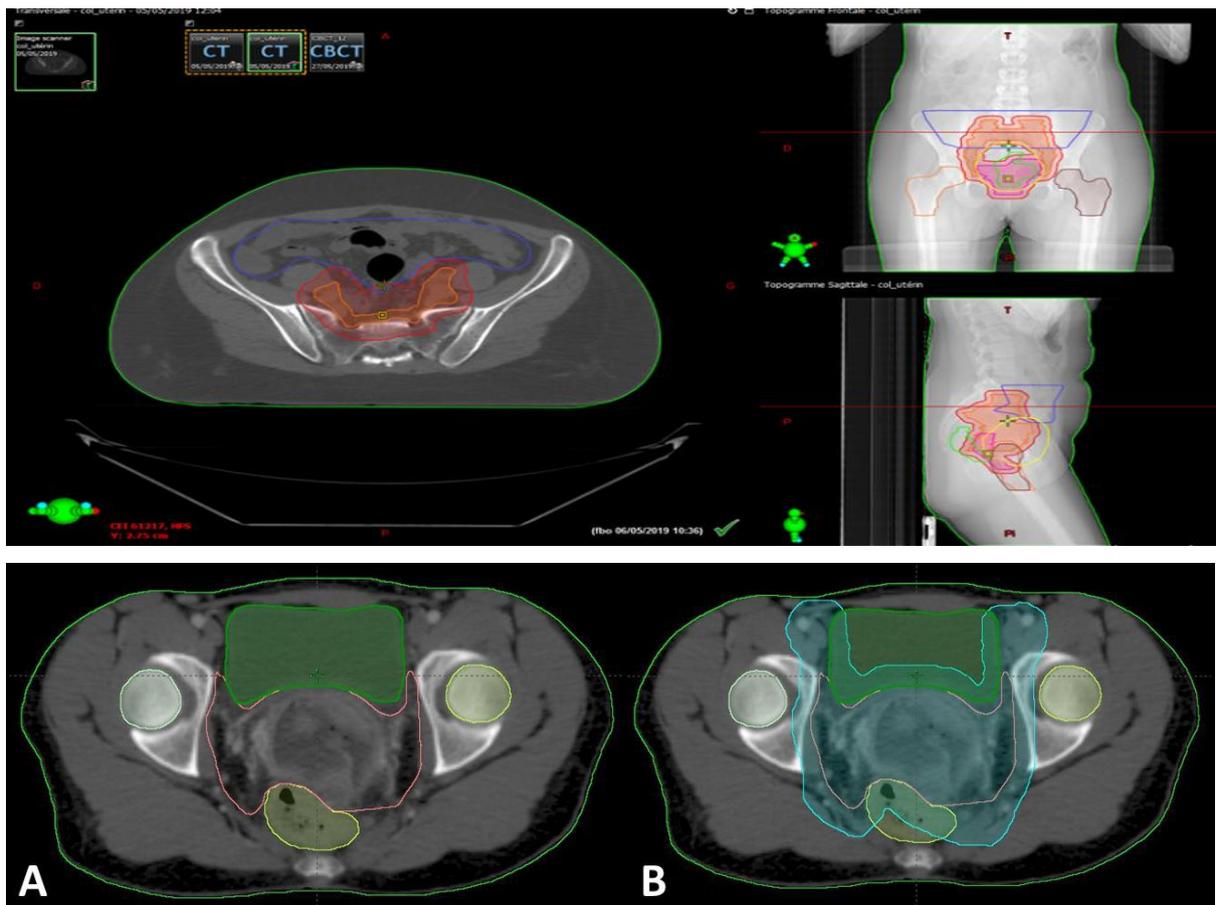


Figure 68: Génération d'un PTV (B) par application de marges autour du CTV (A). Coupe axiale de tomographie assistée par ordinateur. En rose, CTV; en bleu, PTV; en vert : vessie; en jaune, rectum.

#### 4.2.2.2.3. Détermine les organes à risque (OAR) et leurs contraintes de dose (Accord relatif)

Ces niveaux de dose peuvent éventuellement être dépassés sous réserve d'une justification liée au contrôle local et à la survie de la patiente, après information et accord de celle-ci. Ils doivent être appliqués en intégrant les comorbidités présentées par la patiente et les traitements associés qui peuvent majorer le risque de complication, notamment la curiethérapie.

##### ➤ Rectum :

- La dose de 74 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 5 % du volume rectal :  
 $V_{74} \leq 5 \%$ .
- La dose de 70 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 25 % du volume rectal:  
 $V_{70} \leq 25 \%$ .
- La dose de 60 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 50 % du volume rectal:  
 $V_{60} \leq 50 \%$ .

- Dose maximale de 25-30 Gy au niveau de la paroi postérieure du rectum pour tenir compte de la contribution ultérieure de la curiethérapie gynécologique si celle-ci doit être réalisée.
- Ces contraintes de dose totale doivent tenir compte d'une curiethérapie associée.
- Vessie :
  - La dose de 70 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 25 % du volume vésical :  $V70 \leq 25 \%$ .
  - La dose de 60 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 50 % du volume vésical,  $V60 \leq 50 \%$ . Protection de l'urètre et du méat urinaire si possible.
  - Le traitement « vessie pleine » est un des moyens efficaces pour exclure une grande partie du volume vésical des champs latéraux.
- Canal anal :
  - Organe à contourer et dose à documenter.
- Intestin grêle :
  - C'est un organe extrêmement mobile d'un jour sur l'autre et souvent difficile à visualiser et contourer sur les scanographies de dosimétrie.
  - $V15Gy < 830ml$  et  $V45Gy < 150ml$
- Vagin :
  - Considéré comme un organe à risque lorsqu'il est indemne d'extension tumorale.
  - Organe à contourer et dose à documenter.
- Têtes fémorales et grands trochanters :
  - La dose de 50 Gy ne doit pas être délivrée dans plus de 10 % d'un volume osseux contouré par convention du sommet des têtes fémorales au petit trochanter exclu:  $V 50 \leq 10 \%$ .

## CHAPITRE IV : TRAITEMENT DE CANCER DE CAVUM ET DE COL UTERIN PAR RADIOTHERAPIE

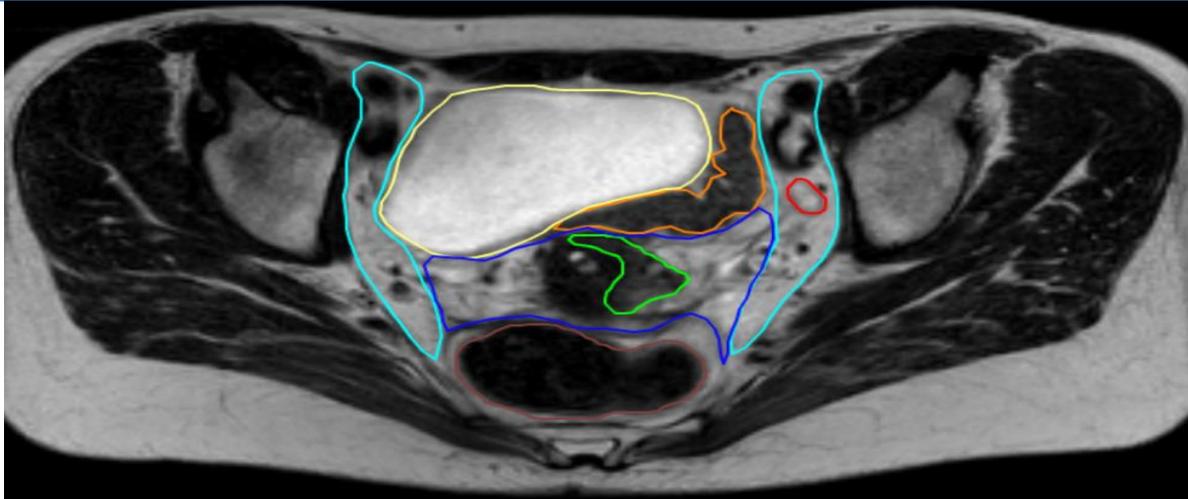


Figure 69: Délimitation des volumes d'intérêt pour la radiothérapie externe d'une lésion de stade IIB. IRM, séquence T2, coupe axiale. Bleu ciel : CTV ganglionnaire. Vert : GTV. Bleu foncé : CTV centro pelvien (col et paramètres), rouge : GTV adénopathie ilio-obtu

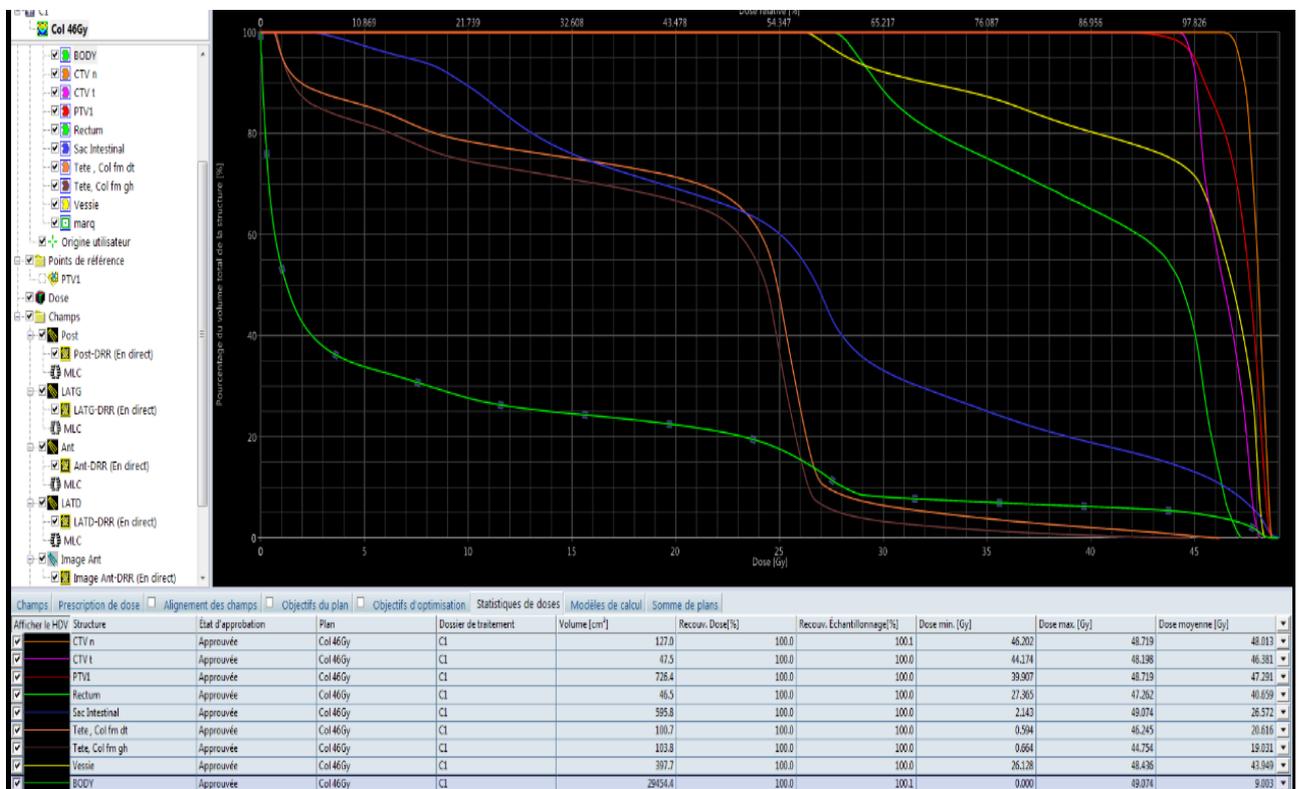


Figure 70: histogramme dose volume du cancer du col 46Gy

La technique d'irradiation conformationnelle 3D est recommandée car elle permet de couvrir dans tous les cas le volume cible en totalité et de diminuer d'environ 10 % les volumes de vessie et de rectum irradiés.

### 4.2.2.3. Techniques de traitement (Traitement avec simulation virtuelle RC3D)

- Choix de la position de traitement et immobilisation :

- Définition de la position de traitement : décubitus dorsal ou ventral avec bras sur la poitrine.
- Contention : cale sous les pieds ou les genoux, matelas de contention possible, pas de moule thermoformé.
- Acquisition des données anatomiques :
  - Scanographe, éventuellement avec injection. Toute scanographie montrant un rectum anormalement distendu doit être refaite.
  - Acquisition de la totalité des volumes d'intérêt.
  - Reconstitution des volumes d'intérêt par rapport à un repère tridimensionnel matérialisé sur la patiente ou sur la contention, qui a pu être établi préalablement au simulateur.
  - Fusion éventuelle avec d'autres imageries diagnostiques.
- Transfert des données sur une console de contourage.
- Détermination des volumes d'intérêt (contourage GTV, CTV, PTV, OAR) et des marges de sécurité.
- Étude balistique et dosimétrique avec mise en place des faisceaux d'irradiation
  - Choix de l'énergie des photons :  $\geq 10$  MV.
  - Protection des OAR par caches personnalisés et/ou collimateur multilame : utilisation de la fonction Beam Eye View (BEV) du TPS.
  - Détermination des faisceaux orthogonaux de positionnement.
  - Optimisation de la balistique et des pondérations en considérant la dose aux volumes à irradier et les contraintes de dose aux OAR.
- Représentation graphique des doses
  - Calcul et tracé de la distribution de dose résultante par TPS, au minimum dans trois plans orthogonaux principaux.
  - Calcul des histogrammes dose-volume recommandé.
  - Calcul des unités moniteur. Le double calcul par deux méthodes indépendantes est recommandé.

## CHAPITRE IV : TRAITEMENT DE CANCER DE CAVUM ET DE COL UTERIN PAR RADIOTHERAPIE

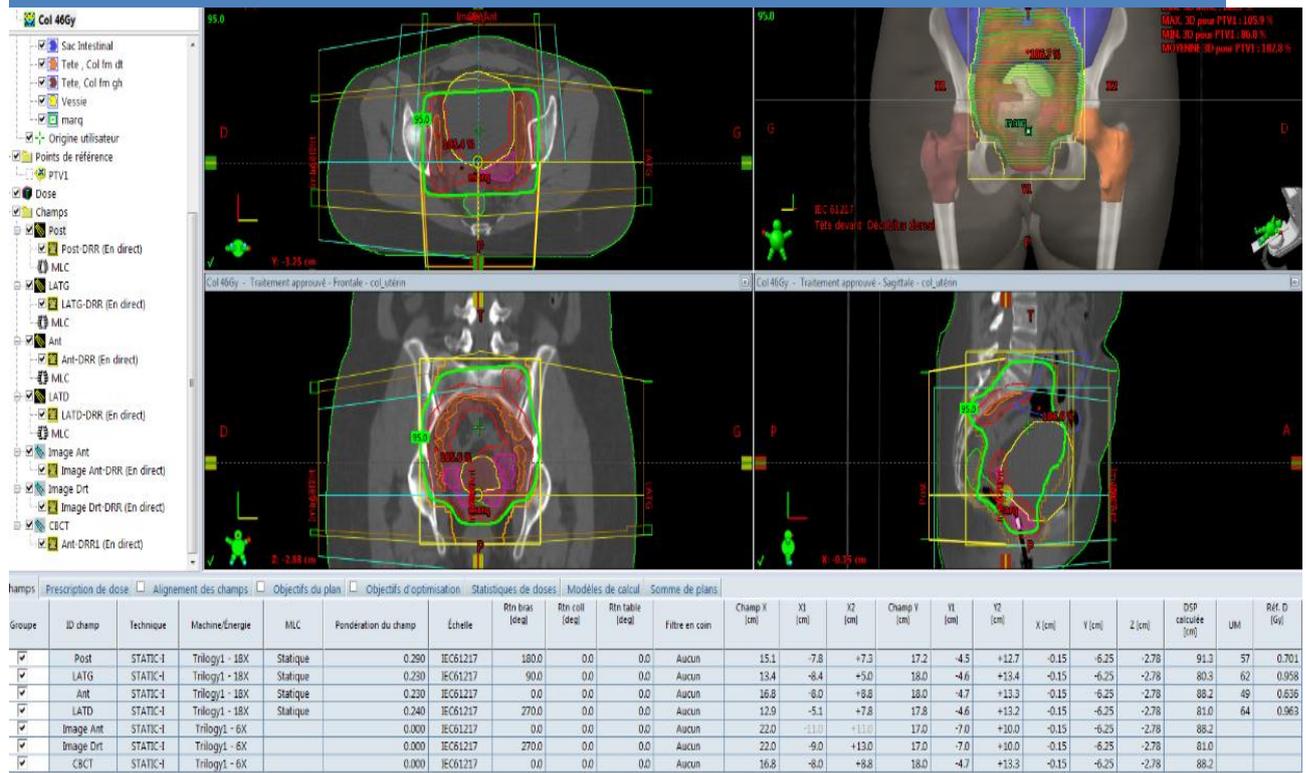


Figure 71: fenêtre de la planification de la radiothérapie

- Validation du plan de traitement, conjointe par l'oncologue radiothérapeute et le radiophysicien.
- Il est recommandé de transférer les paramètres vers les appareils de traitement de façon automatisée, par un système informatique d'enregistrement et de vérification de ces paramètres.

#### 4.2.2.4. Déroulement et contrôle du traitement

- Mise en place sous l'appareil de traitement :
  - Appel des données sur l'ordinateur de l'appareil de traitement.
  - Installation en salle de traitement : mise en place de la patiente en utilisant le dispositif de contention utilisé pour la préparation du traitement. Utilisation du système de coordonnées permettant le repérage et la mise en place sous l'appareil (X/Y/Z, distance source axe/peau).
  - Vérification de l'identité de la patiente et des paramètres de l'irradiation.
- Contrôle de la balistique par imagerie :
  - Les bons positionnements de la patiente et de l'isocentre sont habituellement vérifiés par la réalisation d'une imagerie de contrôle au cours des 2 à 3 premières séances de la première semaine, de façon hebdomadaire par la suite, et à chaque modification du traitement. Ces contrôles s'accompagnent du

repérage laser et du renouvellement des marques de repérage en cas de menace de disparition.

- La forme des faisceaux de traitement est vérifiée pour chaque faisceau ou modification de faisceau.
- Le contrôle du positionnement de la patiente et de l'isocentre se fait habituellement à des images en KV en deux façons Antérieures et postérieures. Des structures de référence sont identifiées pour calculer la déviation par rapport au plan de référence, et la corriger en fonction de la marge d'incertitude tolérée. La radiothérapie guidée par l'imagerie (IGRT) s'intègre progressivement dans ces démarches de contrôle de repositionnement.
- La dose résultante des imageries de contrôle doit être prise en compte dans la prescription et le compte rendu de fin d'irradiation

✓	Image Ant	STATIC-I	Trilogy1 - 6X		0.000	IEC61217	0.0	0.0	0.0
✓	Image Drt	STATIC-I	Trilogy1 - 6X		0.000	IEC61217	270.0	0.0	0.0
✓	CBCT	STATIC-I	Trilogy1 - 6X		0.000	IEC61217	0.0	0.0	0.0

- Délivrance du traitement :
  - Surveillance permanente au cours de la séance (caméra, interphone) assurée par les manipulateurs (qui peuvent intervenir à chaque instant si nécessaire).
  - Tous les faisceaux d'une même séquence doivent être traités le même jour.
- Les données de délivrance du traitement sont vérifiées et enregistrées à chaque séance sur fiche, ou mieux sur un système informatique d'enregistrement et de vérification.
- Le patient est vu en consultation hebdomadaire pendant son traitement par le médecin:
  - Enregistrement des toxicités aiguës, selon une échelle internationale validée et datée, modification éventuelle de la dose totale et de l'étalement selon la toxicité et la réponse tumorale, traitement médical des effets secondaires.
  - Surveillance du poids (un amaigrissement important peut en outre conduire à refaire une contention et une dosimétrie).

## Conclusion générale

Le cancer est une pathologie qui se caractérise par la présence d'une ou plusieurs tumeurs due à une instabilité génétique.

La radiothérapie est énormément utilisée pour combattre le cancer. En effet, à partir de la découverte de la radioactivité, on a pu créer la radiothérapie. Celle-ci, se sert de rayonnements multiples pour empêcher la prolifération des cellules cancéreuses (les rayons dépendent du type de radiothérapie utilisé, de la profondeur de la tumeur et de la localisation de celle-ci). Malgré les effets secondaires indésirables, la radiothérapie est une des méthodes les plus concluantes.

Notre étude nous a permis de voir que la radiothérapie parvient à détruire les cellules cancéreuses grâce à l'utilisation de radiations ionisantes qui, en interagissant avec les tissus, créent des lésions et induisent ainsi des altérations de l'ADN. Ces dommages, étant souvent trop importants, bloquent la capacité des cellules à se diviser et conduisent alors à leur mort. Les radiations ionisantes, pouvant être chargées ou non (électron ou photon), sont émises par des accélérateurs de particules (LINAC). Ces particules sont accélérées à l'aide de champs magnétiques ou électroniques, et sont ensuite dirigées vers la tumeur pour détruire les cellules cancéreuses.

Des études scientifiques ont défini les doses de radiothérapie à administrer en fonction du type et du stade du cancer, de l'organe à traiter, de l'âge et les traitements antérieurs du patient. Ce sont les doses standards.

L'oncologue radiothérapeute précise aussi les limites de doses acceptables par les organes à risque situés à proximité de la tumeur. Outre les types de rayons à utiliser, la dimension et l'orientation des faisceaux, l'étape de dosimétrie consiste à déterminer, par une étude informatisée, la distribution (autrement dit la répartition) de la dose de rayons à appliquer à la zone à traiter. Avec l'oncologue radiothérapeute, le physicien et le dosimétriste optimisent ainsi l'irradiation de façon à traiter au mieux la tumeur tout en épargnant les tissus sains voisins. Cette étape ne nécessite pas la présence du patient.

Le plan de traitement définitif établit notamment la dose et ses modalités de délivrance (dose par séance, nombre de séances, espacement des séances, etc.).

J'ai déjà cité deux exemple de traitement de cancer par radiothérapie cancer de cavum, et de col utérin là où j'ai défini les différentes étapes de parcours de patient dans le service de radiothérapie au Centre Anti Cancer de Sidi Bel Abbes.

Il existe plusieurs techniques de radiothérapie externe qui ont pour but commun de focaliser les rayons le plus précisément possible sur la tumeur en évitant au maximum les tissus sains et organes avoisinants.

Cependant, malgré la précision de ces techniques, il est impossible d'éviter totalement les tissus sains et organes voisins lors de l'irradiation même s'ils sont de moins en moins touchés grâce aux progrès et développement de ces techniques. Cela engendre alors de nombreux effets secondaires qui peuvent aussi bien être immédiats que tardifs. De plus, un traitement de radiothérapie peut également provoquer d'autres cancers, dits radio-induits, des années plus tard.

Cette nouvelle méthode qu'est la radiothérapie s'avère plutôt efficace dans le traitement des cancers, malgré quelques limites. En effet, en cancérologie, le taux de mortalité régresse alors que l'incidence ne cesse d'augmenter, ce qui est très positif. Espérons que ces avancées scientifiques et réalisations techniques ne s'arrêteront pas là et surmonteront les limites auxquelles elles sont confrontées, et que la médecine fera encore de nombreux progrès en ce qui concerne le traitement des cancers.

## Bibliographie

- [1] J. Christine et M. Henri , Personne compétente en radioprotection: principes de radioprotection réglementation Coordonné, CEA Institutnational des sciences et techniques nucléaires (INSTN), 2007.
- [2] [En ligne]. Available: <http://www.laradioactivite.com/site/pages/expositionauxrayonscosmiques.htm>.
- [3] [En ligne]. Available: <http://www.laradioactivite.com/site/pages/NoyauxRadioactifs.htm>.
- [4] Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students, Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.
- [5] B. ERVIN , Radiation Physics for Medical Physicists, 2 éd., Springer, 2010.
- [6] MEGHELLI, Interactions entre les rayonnements ionisants et la matière, Tlemcen: Biophysique-Médicale. Service Médecine Nucléaire, CHU.
- [7] G. Catherine et G. Céline, «La radiothérapie Après un siècle d'évolution, des nouveaux traitements « sculptés » à la forme de la tumeur,» 2003.
- [8] [En ligne]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=78X0-mZYxWg>.
- [9] H. RUSSELL K et R. BRADLEY J, Intermediate Physics for Medicine and Biology, 4 éd., Springer, 2007.
- [10] M. JOSEPH et G. JEAN , Radioactivity · Radionuclides · Radiation, Springer.
- [11] Y. ARNOUD, Interactions et Détecteurs, LPSC GRENOBLE, 2008/2009.
- [12] ERVIN B et PODGORSKAK, Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, Q. C. Department of Medical Physics McGill University Health Centre Montréal, Éd., Vienna: International Atomic Energy Agency, 2005.
- [13] Ç. MALIKA, Interaction des rayonnements ionisants avec la matière, Rabat: Université Mohamed V-Souissi, 2009.
- [14] M. ASMA , Projet de Fin d'Etudes, Etude d'une solution d'Alanine par Spectrophotométrie UVVisible, Carthage: Institut national de Sciences Appliquées et de Technologie. Université de 7 Novembre, 2007.
- [15] HIGH-DOSE DOSIMETRY, Vienna: IAEA, International Atomic Energy Agency, 1985.
- [16] H. BERKOK et A. FARSI, Projet de Fin d'Etudes, Détermination de la qualité des faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie à l'aide des différents fantômes, Oran: Physique médicale. Université de Science et de la Technologie- Mohamed Boudiaf, 2009.
- [17] C. CHRISTOPHE, Interaction des ondes et des particules avec la matière biologique, Metz: Laboratoire de physique moléculaire et des collisions, Institut de physique de Metz, Université de Metz, Technopôle, 2000.

- [18] A. MISDAQ, Introduction à la physique et aux techniques nucléaires, Afrique-Orient, Éd., Casablanca, 1990.
- [19] HATTALI Belkacem, Dosimétrie des faisceaux de haute énergie (photons et électrons) à l'aide de dosimètres thermoluminescents, Alger: université des sciences et de la technologie Houari Boumediene.
- [20] I. 33, *International Commission of Radiological Units and measurement*.
- [21] Harold Elford Johns et John Robert Cunningham, THE PHYSICS OF RADIOLOGY, 4e éd.
- [22] D.-J. GAMBINI et R. GRANIER, Manuel pratique de radioprotection.
- [23] Pr JEAN PHILIPPE VUILLEZ, Biophysique chapitre 4 Dosimétrie, université Joseph FOURIER.
- [24] Radiation Oncology Physics ; Sponsored by the IAEA.
- [25] [En ligne]. Available: <https://slideplayer.fr/slide/7338261/>.
- [26] S. SIMEON , MODELISATION ET VALIDATION DE LA VERSION 7.4F DU TPS (Treatment Planning System) PINNACLE, UNIVERSITE BLAISE PASCAL, 2006.
- [27] [En ligne]. Available: [https://sofia.medicalistes.fr/spip/IMG/pdf/dosimetrie\\_document\\_CERMEP\\_.pdf](https://sofia.medicalistes.fr/spip/IMG/pdf/dosimetrie_document_CERMEP_.pdf).
- [28] [En ligne]. Available: <http://www.adacuser.free.fr/modules/archives/download.php?id=2>.
- [29] S. DERREUMAUX, G. BOISSERIE, G. BRUNET, I. BUCHHEIT, T.SARRAZIN, M. CHEA, C. HUET, I. ROBBES et F. TROMPIER, Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de Photons de très petites dimensions utilisés en Radiothérapie stéréotaxique, Rapport final du groupe de travail IRSN/SFPM/SFRO. Rapport DRPH/SER n° 2008-18, S. F. d. P. Médicale, Éd., 2008.
- [30] O. Khadidja, Développement d'un système de dosimétrie relative des faisceaux de photons de haute énergie à l'aide de dosimètres thermoluminescents, Master en physique médicale, Alger: Université des sciences et de la technologie Houari Boumediene (USTHB), 2012.
- [31] K. FAIZ MOHAMED, Physics of Radiation Therapy, 4e éd., W. & Wilkins, Éd., 2010.
- [32] «PARAMETRES DOSIMETRIQUES CARACTERISANT LES FAISCEAUX DE PHOTONS,» [En ligne]. Available: [http://www.techradiotherapie.info/modules/articles/art/para\\_dosi.pdf](http://www.techradiotherapie.info/modules/articles/art/para_dosi.pdf).
- [33] DR. PYCHLAU GMBH, "Radiation medicine QA". PTW-Freiburg Physikalisch- Technische Werkstätten..
- [34] F. ERIC , Modélisation et validation de l'accélérateur PRIMUS de SIEMENS par le code Monte Carlo PENELOPE dans le cadre de la Radiothérapie du Cancer, nice: PHYSIQUE. Ecole Doctorale de Sciences Fondamentales et Appliquées. UNIVERSITE DE NICE-SOPHIA ANTIPOLIS - UFR Sciences, 2007.
- [35] Dr Bruno CHAUVET et Pr Jean-Jacques MAZERON, livre blanc de la radiothérapie en France, Société française de radiothérapie oncologique, 2013.
- [36] Y. Mingchao , Optimisation des plans de traitement en radiothérapie grâce aux dernières techniques de calcul de dose rapide, paris: UNIVERSITE PARIS-SUD.

- [37] Y. BENSENANE et M. A. OURAIBA , Utilisation de la radiothérapie conformationnelle dans le traitement des néoplasies pulmonaires, TLEMCEN: Université ABOU BEKR BELKAID, 2011.
- [38] P.Galle et R.Paulin, Biophysique radiobiologie radiopathologie, Paris: Masson, 2000.
- [39] D. MARC , Primus basic functional description, SIEMENS AG MEDICAL SOLUTIONS CS TSC2.
- [40] [En ligne]. Available: <http://www.directindustry.fr/prod/e2v-scientific-instruments/product-60092-2038906.html>.
- [41] [En ligne]. Available: <https://fr.wikipedia.org/wiki/Klystron>.
- [42] C. Myriam et G. Boris, évolution technologique en radiothérapie externe, université de technologie compiègne, 2001.
- [43] La radiothérapie Après un siècle d'évolution, des nouveaux traitements « sculptés » à la forme de la tumeur, 2003.
- [44] S. MECCHI , MEMOIRE POUR L'OBTENTION DU DIPLOME DE MASTERE PROFESSIONNEL EN GENIE BIOMEDICAL, Dosimétrie en Tomodensitométrie et contrôle qualité de son fonctionnement, 2011.
- [45] [En ligne]. Available: <http://www.doctissimo.fr/html/sante/imagerie/irm.htm>.
- [46] [En ligne]. Available: <https://www.e-cancer.fr/Dictionnaire/C/cancer>.
- [47] [En ligne]. Available: <https://www.universalis.fr/encyclopedie/pharynx/1-rhinopharynx/>.
- [48] Société Française de Radiothérapie Oncologique, Guide des Procédures de Radiothérapie Externe, Haute autorité de santé ,société française de physique médical ,institut national du cancer ,autorité de sécurité nucléaire, 2007.
- [49] Haie-Meder C, Mazon R et Magne N, Clinical evidence on PET-CT for radiation therapy planning in cervix and endometrial cancers, Radiother Oncol, 2010, pp. 96: 351-355.
- [50] Gouy S, Morice P, Narducci F, Uzan C, Gilmore J, Kolesnikov-Gauthier H, Querleu D, Haie-Meder C et Leblanc E, Nodal-staging surgery for locally advanced cervical cancer in the era of PET, Lancet Oncol, 2012, pp. 13: e212-220.
- [51] Cao KI, Mazon R et Barillot I, Follow-up after radiation therapy for cervical cancer, Cancer Radiother, 2015.
- [52] Pecorelli S, Zigliani L et Odicino F, Revised FIGO staging for carcinoma of the cervix, Int J Gynaecol Obstet, 2009, pp. 105: 107-108.

## Résumé

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.

Les rayonnements ionisants sont délivrés à partir de l'accélérateur de particules par l'intermédiaire d'un logiciel de planification des traitements (TPS) qui permet de définir une balistique de traitement et de calculer la dose à délivrer aux patients. Il faut donc que le calcul des faisceaux d'irradiation issu du TPS soit le plus proche possible des mesures effectuées sous l'accélérateur de particules.

La radiothérapie externe a bénéficié ces dernières années d'importants développements technologiques. Ces améliorations ont abouti à des modifications dans la conception du traitement de radiothérapie, imposant notamment la technique conformationnelle et la précision qu'elle implique. Cela a été possible, grâce aux accélérateurs linéaires (Linac) qui a été impliqué dans ce processus afin d'assurer une meilleure délivrance de dose au volume à irradier tout en limitant l'irradiation aux tissus sain.

Le présent document présente la mise en place de la dosimétrie dans le traitement du cancer du cavum et de col au sein du Centre Anti Cancer Sidi Bel Abbes. L'irradiation a été effectuée à l'accélérateur linéaire (Varian) des photons d'énergie 6MeV et 18 MeV selon la profondeur de la tumeur.

L'objectif de ce travail est de réaliser les différentes étapes de traitement dans le service de la radiothérapie, et surtout la précision des doses à délivrer pour éviter toutes complications en protégeant les organes avoisinantes.

**Mots clés :** *Radiothérapie externe, rayonnements ionisants, TPS, accélérateurs linéaires*

## Summary

External radiotherapy uses ionizing radiation for the treatment of tumors. The use of this radiation requires the greatest vigilance on the part of the medical physicist and the staff who uses them. However, the results of the treatment depend a lot on the accuracy of the dose delivered to the tumor. Ionizing radiation is delivered from the particle accelerator by through a treatment planning software (TPS) that allows you to define a ballistic treatment and calculate the dose to be delivered to patients. It is therefore necessary that the calculation

irradiation beams from the TPS is as close as possible measurements under the particle accelerator.

In recent years, external radiotherapy has benefited for important technological developments. These improvements have led to changes in the design of the radiotherapy treatment, notably imposing the conformational technique and the precision it implies. this has been possible thanks to linear accelerators (Linac) which has been involved in this process in order to ensure a better dose delivery to the volume to be irradiated while limiting irradiation to healthy tissues.

This document presents the implementation of dosimetry in the processin cancer nasopharyngeal and neck in the Anti Cancer Center Sidi Bel Abbes.

Irradiation was performed with the linear accelerator ( Varian ) of 6 MeV energy photons and 18 MeV depending on the depth of the tumor.

The objective of this work is to realize different stages of treatment in the radiotherapy department, in particular the precision of the doses to be administered to avoid any complication by protecting the neighboring organs.

**Keywords:** External radiotherapy, ionizing radiation, TPS , linear accelerators

## ملخص

العلاج الإشعاعي الخارجي يستخدم الإشعاعات المؤينة لعلاج ورم. استخدام هذا الإشعاع يتطلب أقصى درجات اليقظة من جانب الفيزيائي الطبي والموظفين الذين يستخدمونها. ومع ذلك ، فإن نتائج العلاج تعتمد كثيرا على دقة الجرعة المقدمة للورم.

يتم تسليم الإشعاعات المؤينة من معجل الجسيمات بواسطة من خلال برنامج تخطيط العلاج (TPS) الذي يسمح لك بتحديد العلاج الباليستية وحساب الجرعة ليتم تسليمها للمرضى. لذلك من الضروري أن الحساب أشعة الحزم من TPS هي أقرب ما يمكن من القياسات التي اتخذت تحت مسرع الجسيمات.

في السنوات الأخيرة ، استفاد العلاج الإشعاعي الخارجي من التطورات التكنولوجية الهامة ، وقد أدت هذه التحسينات إلى تغييرات في تصميم العلاج الإشعاعي ، ولا سيما فرض التقنية المطابقة والدقة التي ينطوي عليها. لقد كان ذلك ممكناً بفضل المعجلات الخطية (Linac) التي شاركت في هذه العملية من أجل ضمان توصيل جرعة أفضل إلى الحجم المراد تشعيه مع الحد من التشعيع على الأنسجة السليمة.

تعرض هذه الوثيقة تنفيذ قياس الجرعات لعلاج سرطان عنق الرحم وسرطان عنق الرحم في مركز سيدي بلعباس لمكافحة السرطان.

تم إجراء تشعيع باستخدام مسرع خطي (Varian) من 6 فوتونات طاقة MeV و 18 MeV اعتماداً على عمق الورم.

الهدف من هذا العمل هو تحقيق المراحل المختلفة للعلاج في قسم العلاج الإشعاعي ، وخاصة دقة الجرعات المراد تسليمها لتجنب أي مضاعفات عن طريق حماية الأعضاء المجاورة.

الكلمات المفتاحية: العلاج الإشعاعي الخارجي ، الإشعاعات المؤينة ، TPS ، المعجلات الخطية