

République Algérienne Démocratique et Populaire
Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche Scientifique

Université Abou Bekr Belkaid Tlemcen
Faculté des Sciences
Département de Physique

MÉMOIRE
Pour l'obtention du diplôme de
MASTER en Physique Médicale
Option : Radioprotection et Imagerie Médicales

Sujet

Systeme de double calcul dosimétrique

Réalisé par

DAHI el hadj

MEHERCHI Lamia

Jury :

Mr Mustapha BENMOUNA Professeur (université Tlemcen)

Président

Mr Belkacem HATTALI Physicien médicale (CAC d'Oran)

Encadreur

Mr Bachir LIANI Professeur (université Tlemcen)

Examineur

Mr Abdelkrim MERAD docteur(université Tlemcen)

Examineur

Année universitaire : 2010-2011

Remerciement

Ce travail a été effectué au sein du service de Radiothérapie de l'Etablissement Hospitalier Anti-Cancer EL AMIR ABD EL KADAR d'Oran. Nous tenons à remercier le Professeur AIDE (chef de service de radiothérapie) de nous avoir accueillies dans son Service durant la réalisation de ce mémoire.

Nous exprimons à Messieurs le Professeur BENMOUNA Mustapha responsable de la physique médicale, pour nous avoir fait l'honneur d'être le rapporteur de notre travail de thèse.

Voudrions remercier aussi les membres du jury, le Docteur MERAD Abdelkrim maître de conférences et le Professeur LIANI Bachir pour avoir accepté d'examiner ce travail.

Nous tenons plus particulièrement à témoigner toute notre reconnaissance à Monsieur Hattali Belgacem physicien médical de l'établissement hospitalier contre le cancer EL AMIR ABD EL KADAR d'Oran, qui a su nous encadrer et sans lequel ce travail n'aurait jamais pu être réalisé. Nos remerciements les plus sincères pour sa disponibilité, la patience avec laquelle il a répondu à nos nombreuses questions, ses conseils et son aide. Encore une fois, nos remerciements pour toute sa disponibilité et son état réceptif.

Nous n'oublierons pas de remercier Monsieur BOUROUINA Mourad (physicien médical). Nos remerciements pour tout le temps qu'il a consacré pour nous, pour sa gentillesse, sa disponibilité et son aide le long de ce travail.

Nos remerciements vont également à tous les membres de l'équipe de physique pour leur accueil chaleureux, leur amitié et leur bonne humeur constante.

Enfin, nous tenons à exprimer notre gratitude pour tous ceux que nous n'avons pas cités et qui ont contribué de près ou de loin à la réalisation de ce mémoire et à l'accomplissement de ce projet.

A tous, merci infiniment.

Table des matières

<i>INTRODUCTION GENERALE</i>	2
------------------------------------	---

Chapitre I

INTERACTION RAYONNEMENT MATIERE

<i>INTRODUCTION</i>	4
<i>II. LES DIFFERENTS RAYONNEMENTS IONISANTS</i>	4
<i>II.1 Directement ionisants</i>	4
<i>II.2 Indirectement ionisants.</i>	4
<i>III. INTERACTION DES RAYONNEMENTS IONISANTS AVEC LA MATIERE</i>	5
<i>III.1 Rayonnements directement ionisants (Particules chargées)</i>	5
<i>III.1.1 Caractéristique de l'interaction</i> 6	6
<i>III.1.1.1 Pouvoir d'arrêt</i> 6	6
<i>III.1.1.2 Pouvoir d'arrêt par collision</i>	6
<i>III.1.1.3 Pouvoir d'arrêt par freinage</i>	6
<i>III.1.1.4 Transfert d'énergie linéaire(TEL)</i>	6
<i>III.1.1.5 Densité linéique d'ionisation(DLI)</i>	7
<i>III.1.1.6 Le parcours</i>	7
<i>III.1.2 particules chargées légères : électrons (négatons et positons)</i>	8
<i>III.1.2.1 Collision radiative, $b \ll a$</i>	8
<i>III.1.2.2 Collision dure (hard collision), $a \approx b$</i>	8
<i>III.1.2.3 Collision molle (soft collision), $b \gg a$</i>	8
<i>III.1.2.4 Cas particulier de positons</i>	9
<i>III.1.3 particules chargées lourdes (proton, α)</i>	10
<i>III.2 Rayonnements indirectement ionisants (photons, neutron)</i>	10
<i>III.2.1 Rayonnements électromagnétique</i>	10
<i>III.2.1.1 Section efficace</i>	11
<i>III.2.1.2 Coefficient linéique d'atténuation</i>	11
<i>III.2.1.3 Couche de demi atténuation</i>	11
<i>III.2.1.4 Effet Thomson</i>	12
<i>III.2.1.5 Effet photoélectrique</i>	12
<i>III.2.1.6 Effet Compton</i>	13
<i>III.2.1.7 Effet de création de paires</i>	13
<i>III.2.1.8 Importance relative des effets photoélectrique, Compton, et de création de paires</i>	14

<i>III.2.2 Les neutrons</i>	<i>15</i>
<i>III.2.2.1 L'absorption.....</i>	<i>15</i>
<i>III.2.2.2 Transmutation : (n, p) ou (n, α).....</i>	<i>15</i>
<i>III.2.2.3 Capture radiative — (n, γ).....</i>	<i>16</i>
<i>III.2.2.4 La fission.....</i>	<i>16</i>
<i>III.2.2.5 La diffusion.....</i>	<i>17</i>
<i>III.2.2.5.1 Diffusion élastique : (n, n).....</i>	<i>17</i>
<i>III.2.2.5.2 Diffusion inélastique : (n, nγ).....</i>	<i>17</i>

Chapitre II

LES MOYENS DE LA RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE

<i>I. INTRODUCTION... ..</i>	<i>18</i>
<i>II. LA RADIOTHERAPIE EXTERNE.....</i>	<i>18</i>
<i>III. RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE</i>	<i>18</i>
<i>III.1 LES ETAPES-CLES DE LA RADIOTHERAPIE CONFORMATIONNELLE.....</i>	<i>19</i>
<i>III.1.1 Acquisition des images 3D</i>	<i>19</i>
<i>III.1.1.1 Installation du patient</i>	<i>19</i>
<i>III.1.1.1.1 Objectifs et contraintes (problématique)</i>	<i>20</i>
<i>III.1.1.1.2 Objectifs</i>	<i>20</i>
<i>III.1.1.1.3 Les moyens de contention... ..</i>	<i>20</i>
<i>III.1.1.2 Lasers</i>	<i>21</i>
<i>III.1.1.3 Le scanner.....</i>	<i>21</i>
<i>III.1.1.3.1 Production des rayons X</i>	<i>22</i>
<i>III.1.1.3.1.1 Générateur</i>	<i>22</i>
<i>III.1.1.3.1.2 Tubes à rayons X.....</i>	<i>22</i>
<i>III.1.1.3.1.3 Détecteurs</i>	<i>23</i>
<i>III.1.1.3.1.4 Filtrage et collimation.....</i>	<i>24</i>
<i>III.1.2 La planification de traitement (TPS).....</i>	<i>25</i>
<i>III.1.2.1 Définition des volumes cibles.....</i>	<i>25</i>
<i>III.1.2.1.1 Le volume tumoral GTV.....</i>	<i>26</i>
<i>III.1.2.1.2 Le volume clinique ou CTV</i>	<i>26</i>
<i>III.1.2.1.3 Le volume planifié ou PTV</i>	<i>26</i>
<i>III.1.2.1.4 Volume traité TV</i>	<i>26</i>
<i>III.1.2.1.5 Volume irradié IV.....</i>	<i>26</i>
<i>III.1.2.1.6 Les organes à risques</i>	<i>26</i>
<i>III.1.2.2 Prescription de la dose</i>	<i>27</i>
<i>III.1.2.2.1 Dose totale</i>	<i>27</i>
<i>III.1.2.2.2 Etalement.....</i>	<i>28</i>

<i>III.1.2.2.3 Fractionnement</i>	28
<i>III.1.2.3 Simulation virtuelle et dosimétrie informatisée</i>	28
<i>III.1.2.3.1 Simulation du traitement</i>	28
<i>III.1.2.3.2 Dosimétrie prévisionnelle</i>	29
<i>III.1.3 Les accélérateurs linéaires (L'exécution du traitement)</i>	29
<i>III.1.3.1 Système d'injection</i>	29
<i>III.1.3.1.1 Le pistolet d'électrons</i>	29
<i>III.1.3.1.2 L'injecteur</i>	29
<i>III.1.3.2 Système de génération des radiofréquences(RF)</i>	30
<i>III.1.3.2.3 La source</i>	30
<i>III.1.3.2.4 Le modulateur</i>	30
<i>III.1.3.2.5 Guide d'onde</i>	30
<i>III.1.3.3 La cible</i>	30
<i>III.1.3.4 Système de collimation</i>	31
<i>III.1.3.4.1 Le collimateur primaire</i>	31
<i>III.1.3.4.2 Le cône égalisateur</i>	31
<i>III.1.3.4.3 La chambre d'ionisation monitrice</i>	32
<i>III.1.3.4.4 Le collimateur secondaire</i>	32
<i>III.1.3.4.5 Collimateur mutilâmes(MLC)</i>	33
<i>III.1.3.5 L'imagerie portale</i>	33
<i>III.2 ROLE DES DIFFERENTS ACTEURS</i>	35
<i>III.2.1 Identification des acteurs</i>	35
<i>III.2.1.1 Le radiothérapeute</i>	36
<i>III.2.1.2 Le physicien médicale</i>	36
<i>III.2.1.3 Le manipulateur en électroradiologie</i>	36
<i>III.2.1.4 L'ingénieur biomédical</i>	36
<i>III.2.1.5 Les fournisseurs</i>	36

Chapitre III

PARAMETRES DOSIMETRIQUES

<i>I. INTRODUCTION</i>	37
<i>II. LES QUANTITES ET LES UNITES DES RADIATIONS</i>	37
<i>II.1.1 Transport de l'énergie</i>	37
<i>II.1.1.1 Le flux particulaire</i>	37
<i>II.1.1.2 Le flux énergétique</i>	37
<i>II.1.1.3 Fluence particulaire</i>	37

<i>II.1.1.4 Débit de fluence particulaire</i>	<i>37</i>
<i>II.1.1.5 Fluence énergétique.....</i>	<i>38</i>
<i>II.1.1.6 Débit de fluence énergétique</i>	<i>38</i>
<i>II.1.1.7 Radiance particulaire.....</i>	<i>38</i>
<i>II.1.1.8 Radiance énergétique.....</i>	<i>38</i>
<i>II.2.2 Conversion de l'énergie</i>	<i>38</i>
<i>II.2.2.1 Kerma</i>	<i>39</i>
<i>II.2.2.2 Débit de kerma</i>	<i>39</i>
<i>II.2.2.3 Kerma dans l'air</i>	<i>39</i>
<i>II.2.2.4 L'exposition.....</i>	<i>40</i>
<i>II.2.2.5 Débit d'exposition</i>	<i>41</i>
<i>II.2.2.6 CEMA.....</i>	<i>41</i>
<i>II.2.2.7 Débit de CEMA</i>	<i>41</i>
<i>II.2.3 Déposition de l'énergie... ..</i>	<i>41</i>
<i>II.2.3.1 L'énergie impartie.....</i>	<i>42</i>
<i>II.2.3.2 L'énergie déposée.....</i>	<i>42</i>
<i>II.2.3.3 La dose absorbée</i>	<i>42</i>
<i>II.2.3.4 Le débit de la dose absorbée</i>	<i>42</i>
<i>II.2.3.5 Dose à une petite masse de milieu dans l'air</i>	<i>43</i>
III. LES PARAMETRES UTILISES POUR LE CALCUL DE LA DOSE.....	45
<i>III.1 Le champ équivalent</i>	<i>45</i>
<i>III.2 La loi de l'inverse carré de la distance</i>	<i>46</i>
<i>III.3 Pénétration d'un faisceau de photons dans un fantôme ou un patient.... ..</i>	<i>47</i>
<i>III.3.1 La dose à la surface.....</i>	<i>48</i>
<i>III.3.2 La région de build up</i>	<i>48</i>
<i>III.3.3 La profondeur de la dose maximale</i>	<i>48</i>
<i>III.3.4 La dose à la sortie.....</i>	<i>49</i>
<i>III.4 Facteur de collimateur</i>	<i>49</i>
<i>III.5 Le facteur de diffusions au pic.....</i>	<i>50</i>
<i>III.6 Le facteur de diffusions au pic normalisé</i>	<i>50</i>
<i>III.7 Facteur de dose relatif.....</i>	<i>51</i>
<i>III.8 Le rendement en profondeur... ..</i>	<i>51</i>
<i>III.9 La fonction de diffusion.....</i>	<i>52</i>
<i>III.10 Le rapport tissu-air.....</i>	<i>52</i>
<i>III.11 Rapport diffusé air.....</i>	<i>53</i>
<i>III.12 Rapport tissu-fantôme et le rapport tissu-maximum.....</i>	<i>53</i>
<i>III.13 Rapport diffusion –maximum.....</i>	<i>55</i>

<i>III.14 Rapport hors-axe</i>	55
<i>III.15 Le profil de dose</i>	55
<i>III.5.1 La région centrale</i>	56
<i>III.5.2 La pénombre (pénombre physique)</i>	56
<i>III.5.3 L'ombre</i>	56
<i>III.5.4 La planéité de faisceau</i>	57
<i>III.5.5 La symétrie</i>	57
<i>III.5.6 La distribution de l'isodose dans un fantôme d'eau</i>	57
<i>III.5.7 La distribution de l'isodose dans le patient</i>	58
<i>III.5.7.1 Algorithmes basés sur la correction</i>	58
<i>III.5.7.2 Correction des contours irréguliers et de l'incidence oblique du faisceau</i>	59
<i>III.5.7.3 Correction par des différentes méthodes de calculs</i>	59
<i>III.5.7.3.1 Méthodes de SSD effective</i>	59
<i>III.5.7.3.2 Méthode du TAR ou TMR</i>	60
<i>III.5.7.3.3 Méthode de déplacement de l'isodose</i>	60
<i>III.5.7.3.4 Compensation par l'utilisation des filtres en coins et les bolus</i>	60
<i>III.5.7.3.5 Corrections d'inhomogénéités</i>	60
<i>III.5.7.3.6 Algorithmes basés sur les modélisations</i>	61
<i>IV. CALCULE DES UNITES MONITEURS</i>	61
<i>IV.1 méthode de TPR</i>	62
<i>IV.2 méthode de TAR</i>	62

Chapitre IV

LE LOGICIEL SDCD

<i>I. MATERIEL UTILISE</i>	63
<i>I.1 MEPHYSTO mc²</i>	63
<i>I.2 Fantôme d'eau</i>	64
<i>I.3 Chambre d'ionisation</i>	65
<i>II LES DONNEES REQUISES</i>	66
<i>II.1 Les données générales</i>	66
<i>II.2 Les données à scanner</i>	66
<i>II.3 Les données non scannées</i>	67
<i>III. ARCHITECTURE GENERALE</i>	67
<i>III.1 sources de données (data source)</i>	68
<i>III.1.1 L'identification de la machine</i>	68
<i>III.1.2 Les données générales</i>	69

<i>III.1.3 Les données physiques</i>	70
<i>III.2 dosimétrie (dosimetry)</i>	71
<i>III.2.1 L'identification du patient</i>	71
<i>III.2.2 Donnée démographique</i>	73
<i>III.2.3 Paramètres de faisceau</i>	73
<i>III.2.4 résultat finale</i>	76
<i>IV COMPARAISON DES RESULTATS</i>	76
<i>Conclusion</i>	78
<i>Annexes</i>	79
<i>Bibliographie</i>	82

INTRODUCTION GENERALE :

Le traitement des cancers par rayonnements ionisants ou radiothérapie a un peu plus d'un siècle. Dans son histoire, la radiothérapie a connu de nombreuses évolutions car elle s'est toujours enrichie des avancées scientifiques relevant de la physique théorique, de la médecine, des sciences de l'ingénierie et maintenant de l'informatique.

La planification de traitement en radiothérapie est un processus complexe ; il a plusieurs étapes qui représentent des risques potentiels, comme il nécessite de multiples sources de données et des informations concernant le patient et l'équipement de traitement, et l'interaction de multiples professionnels en radiothérapie tel que les médecins, les physiciens et les techniciens.

Le calcul dosimétrique réalisé au cours de la planification de traitement diffère d'un logiciel à l'autre selon les protocoles de calcul, les algorithmes utilisés, et les paramètres de traitement introduits.

Il est important de s'assurer que la dose calculée par le logiciel de planification de traitement correspond à la dose mesurée, dans toutes les conditions géométriques du faisceau d'irradiation.

A cause des erreurs potentielles qui peuvent conduire soit à un sous dosage qui résulte des récurrence tumorale ou un surdosage qui peut générer des complications sanitaires après le traitement, une vérification de la dose à délivrer par un deuxième système de calcul pour chaque faisceau avant le traitement est recommandé.

Le système de double calcul dosimétrique est un logiciel secondaire permettant un calcul dosimétrique plus simple qui utilise les mêmes conditions et les mêmes données que le principal mais des différents protocoles et différents algorithmes ; son intérêt est de pouvoir mettre en évidence une erreur de calcul dans certaines conditions d'irradiation. Il est indispensable d'établir des critères de comparaison et de tolérance propres aux logiciels que l'on utilise.

Le présent mémoire est subdivisé en quatre chapitres. Dans le chapitre I, nous avons donné une description générale sur les rayonnements ionisants et leurs interactions avec la matière. Le second chapitre est consacré à l'organisation et les moyens de la radiothérapie conformationnelle.

Introduction générale.

Dans le troisième chapitre nous avons défini les quantités, les unités, et les paramètres dosimétriques les plus utilisées pour décrire un faisceau d'irradiation. Une description générale de notre logiciel est représentée dans le chapitre IV avec une comparaison des résultats avec le système de planification de traitement. Enfin, nous avons terminé avec la conclusion et les perspectives concernant notre travail.

CHAPITRE I

interactions rayonnement matiere

I. INTRODUCTION :

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

Un rayonnement est dit ionisant quand il est susceptible d'arracher des électrons à la matière. Une définition plus exhaustive est donnée : « un rayonnement ionisant est un transport d'énergie sous la forme des particules ou d'ondes électromagnétiques d'une longueur d'ondes inférieure ou égale à 100 nanomètres, soit d'une fréquence supérieure ou égale à 3×10^{15} hertz, pouvant produire des ions directement ou indirectement. ». L'équivalent en énergie correspond à 12,4 eV. Parmi ces rayonnements, on distingue ceux qui sont directement ionisants, particules chargées, de ceux qui sont dits indirectement ionisants car n'étant pas chargés.

II LES DIFFERENTS RAYONNEMENTS IONISANTS:

II.1 Directement ionisants :

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

II.2 Indirectement ionisants :

Ils comprennent les neutrons et les rayonnements électromagnétiques (photons X, et γ) qui déposent l'énergie au milieu par deux étapes [1]:

- Au premier temps une particule chargée est libérée dans le milieu absorbant (le photon libère un électron ou une paire électron/positon, et le neutron libère un proton ou un noyau de recul).
- Dans la deuxième étape les particules libérées déposent l'énergie au milieu absorbant par des interactions coulombiennes avec les électrons orbitales des atomes.

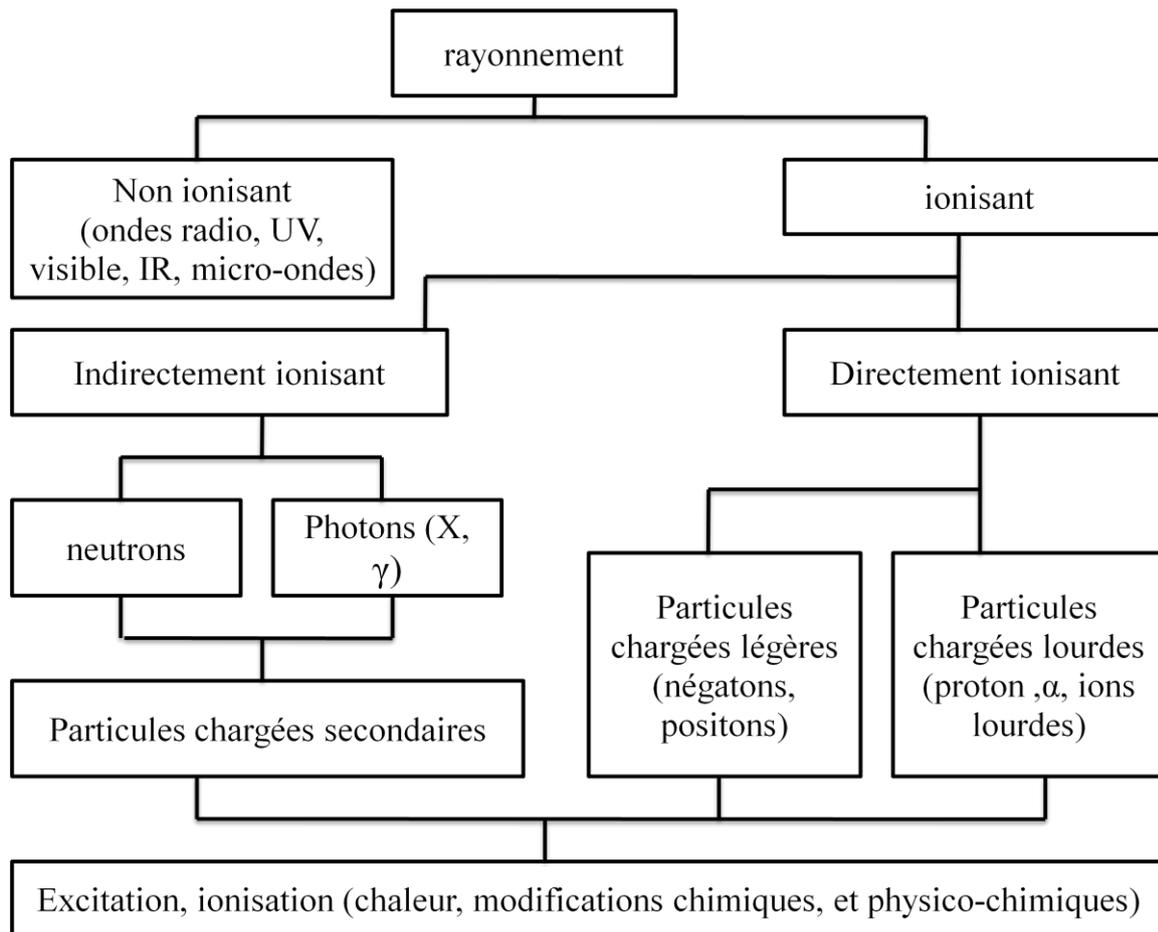


Figure 1.1: les différents types de rayonnements.

III INTERACTION DES RAYONNEMENTS IONISANTS AVEC LA MATIERE :

III.1 Rayonnements directement ionisants (Particules chargées) :

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

Quelque soit le mécanisme d'interaction entre les particules chargées et la matière, il y a transfert progressif d'énergie et ralentissement des particules incidente [2].

III.1.1 Caractéristiques de l'interaction:

III.1.1.1 Pouvoir d'arrêt :

Le pouvoir d'arrêt S est la perte moyenne d'énergie de la particule par distance parcourue, mesurée par exemple en $\text{KeV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$.

$$S = S_c + S_f \quad (1.1)$$

III.1.1.2 Pouvoir d'arrêt par collision :

Le pouvoir d'arrêt par freinage est défini comme la perte de l'énergie cinétique de la particule chargée incidente par le processus collision avec les électrons atomique le long de son parcours [2].

$$S_c = \frac{\Delta E_c}{\Delta x} \quad (1.2)$$

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

ΔX : la longueur du parcours de la particule incidente dans la matière.

III.1.1.3 Pouvoir d'arrêt par freinage :

Le pouvoir d'arrêt par freinage est défini comme la perte de l'énergie cinétique de la particule chargée incidente par le processus de freinage (radiation) le long de son parcours.

$$S_f = \frac{\Delta E_f}{\Delta x} \quad (1.3)$$

ΔE_f : L'énergie cinétique perdue lors de l'émission par freinage.

ΔX : la longueur du parcours de la particule incidente dans la matière.

III.1.1.4 Transfert d'énergie linéaire(TEL) :

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 $\text{KeV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$ [3].

$$TEL = S_c \quad (1.4)$$

III.1.1.5 Densité linéique d'ionisation(DLI) :

On définit la densité linéique d'ionisation comme le nombre d'ionisations produit par une particule incidente, par unité de longueur de trajectoire. La DLI s'exprime en (paires d'ion). μm^{-1} [3].

$$DLI = \frac{TEL}{W_i} \quad (1.5)$$

W_i est l'énergie moyenne transférée pour chaque ionisation.

III.1.1.6 Le parcours :

Les électrons ont une trajectoire très sinueuse : en effet, on observe généralement une déviation lors de chaque mode d'interaction (ionisation, excitation, freinage).

Certains peuvent même subir une déviation de 180° (phénomène de rétrodiffusion).

Pour caractériser la trajectoire d'électrons ou de rayonnements électroniques, deux grandeurs peuvent être définies [4].

– le parcours : il s'agit de la longueur réelle de la trajectoire de l'électron. Cette grandeur est peu utilisée en radioprotection.

– la portée : elle représente la profondeur maximale atteinte par un faisceau d'électrons dans un milieu considéré. Cette grandeur est très utilisée en radioprotection lors de la conception d'écran.

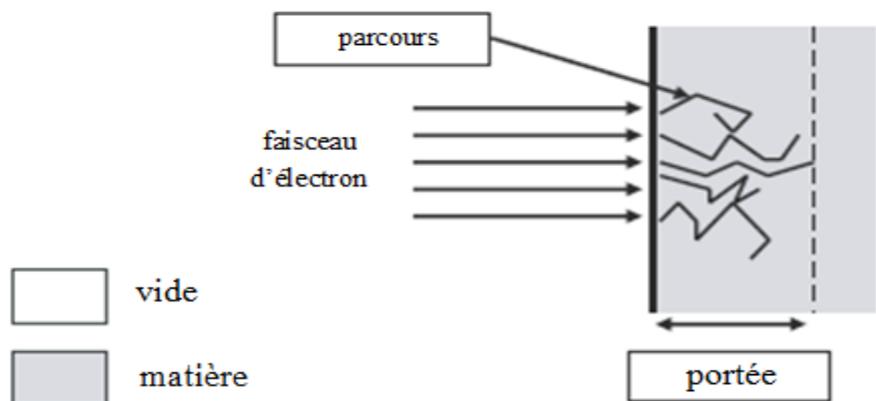


Figure 1.2: parcours et portée d'un faisceau d'électron.

III.1.2 particules chargées légères : électrons (négatons et positons) :

Les électrons en mouvement rapides sont obtenus par :

- l'émission β des radioéléments
- des accélérateurs d'électrons
- la projection d'électrons secondaires par des photons X ou γ .

Leur énergie cinétique, E_c , se situe entre quelques keV et quelques MeV.

Les interactions des électrons peuvent être divisées selon le rayon de l'atome cible (a) et la distance entre la particule incidente et le noyau (b) de cet atome en 3 catégories :

Collision radiative, Collision dure, Collision mou [2].

III.1.2.1 Collision radiative, $b \ll a$:

L'électron interagissant avec le noyau de l'atome cible subit soit une diffusion élastique ou inélastique, accompagnée d'un changement de sa direction.

La majorité de ces interactions sont élastiques ; où l'électron ne perd qu'une quantité d'énergie cinétique insignifiante.

Cependant un faible pourcentage de ces interactions est inélastique, où la perte d'énergie

III.1.2.2 Collision dure (hard collision), $a \approx b$:

Les électrons peuvent avoir des interactions coulombiennes directes avec les électrons orbitaux.

L'énergie communiquée à ces électrons leur permet soit :

- De les déplacer de leur niveau à un niveau supérieur (excitation).
- Ou de s'éjecter avec une énergie cinétique (ionisation).

Le nombre de collisions dures est généralement faible, mais l'énergie transférée associée à cette collision est relativement importante (50% de l'énergie cinétique d'électron incident).

III.1.2.3 Collision molle (soft collision), $b \gg a$:

L'électron incident est affecté par la force coulombienne de l'atome entier. L'énergie transférée aux électrons orbitaux est très faible. Cependant le nombre de collisions mous est généralement important.

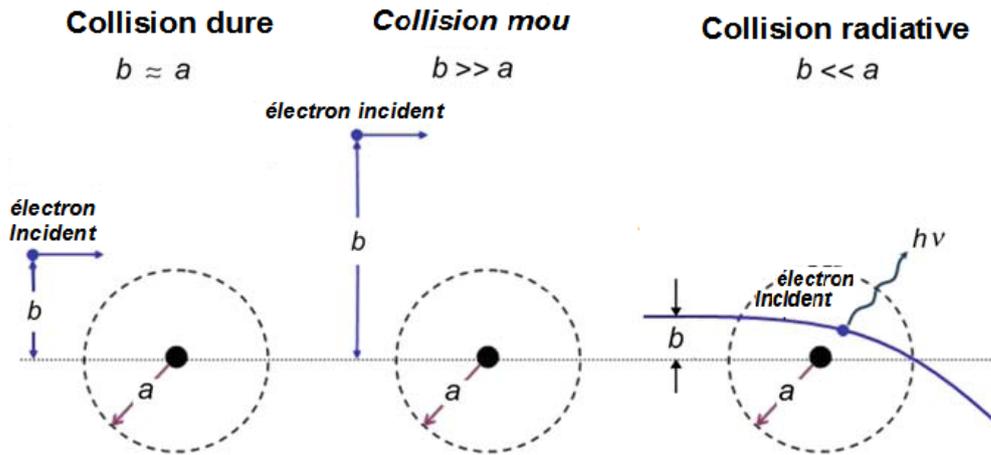


Figure1.3: Les différentes collisions des particules chargées légères (électrons/positons) avec la matière.

III.1.2.4 Cas particulier de positons :

L'interaction d'un positon dans la matière commence par une phase de ralentissement très rapide (3 à 6 picosecondes) au cours de laquelle, il perd son énergie par les mêmes processus que l'électron et se comporte de façon similaire.

Une fois thermalisé (énergie cinétique de quelques 10-2eV), le positon continue sa pénétration dans la matière par une phase de diffusion ; au cours de laquelle il passe la plupart du temps dans les régions interatomiques où il est repoussé par le potentiel positif des noyaux. En fin de diffusion, au bout de quelques centaines de picosecondes, il s'annihile avec un électron libre du milieu (la paire électron-positon disparaît). L'énergie correspondante, soit 1,022MeV ($2m_e.c^2$), apparaît sous forme de deux photons, émis dans des directions opposées et emportant chacun une énergie de 511keV [5].

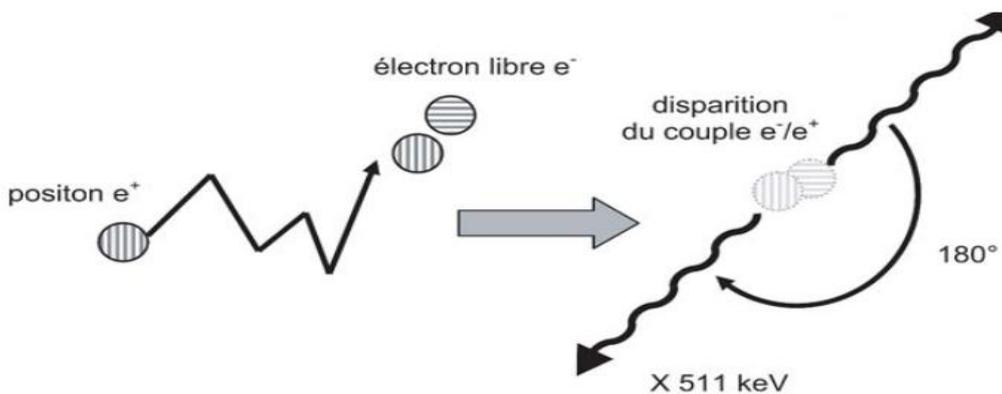


Figure1. 4: le phénomène d'annihilation.

III.1.3 particules chargées lourdes (proton, α) :

Une particule chargée lourde (la masse d'un proton est environ 1840 fois plus grande que celle d'un électron) ; pénétrant dans un milieu, interagit avec les atomes du milieu et se ralentit. La force d'interaction dominante est la force coulombienne entre la particule incidente, chargée positivement, et les électrons atomiques, chargés négativement. Les interactions avec les noyaux, que ce soit par l'intermédiaire des forces coulombiennes ou des forces nucléaires, sont exceptionnelles (environ 10 fois moins fréquentes qu'avec les électrons) et peuvent être négligées dans le processus de ralentissement. On distingue alors trois processus d'interaction majoritaires:

-Si l'interaction est assez intense, le transfert d'énergie peut être suffisant pour arracher un électron de l'atome auquel il était lié : c'est le phénomène d'ionisation. Il y a création d'une paire d'ions (ion positif et électron) dans le milieu.

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

-Un troisième type de processus concerne la capture électronique au cours de laquelle le projectile capture, sur une de ses orbitales externes, un électron de l'atome cible.

En conséquence, les particules chargées lourdes, étant beaucoup plus lourdes, elles ne sont pas sujettes au rayonnement de freinage. Les transferts d'énergie sont importants et la trajectoire est approximativement rectiligne.

Dans l'eau, le TLE est à peu près de $150 \text{ keV} \cdot \mu\text{m}^{-1}$, DLI de $4500 \text{ paire d'ions} \cdot \mu\text{m}^{-1}$. La longueur des trajectoires, est presque égale à la profondeur de pénétration. Cette profondeur ne dépasse pas quelques cm dans l'air et quelques dizaines de μm dans l'eau [2].

III.2 Rayonnements indirectement ionisants (photons, neutron) :

III.2.1 Rayonnements électromagnétique:

L'atténuation d'un faisceau de photons par la matière homogène est un phénomène qui est la conséquence de plusieurs types d'interactions physiques élémentaires qui conduisent soit à un

changement de direction du faisceau de photons (diffusion), soit à un transfert d'une partie de leur énergie à la matière (absorption totale ou partielle) [5].

III.2.1.1 Section efficace :

Du fait de la neutralité électrique du photon, son interaction avec la matière est un phénomène aléatoire dont la probabilité est proportionnelle à l'épaisseur de la matière traversée.

La probabilité d'une interaction entre un photon et un atome (ou l'un de ses électrons) est donnée par la section efficace σ , rapport entre le nombre d'interactions par seconde et le nombre de photons incidents par unité de surface et par seconde. La section efficace σ a donc la dimension d'une surface.

Dans la pratique de la physique atomique, on exprime généralement les sections efficaces au moyen d'une unité de surface mieux adaptée à cette échelle, le barn (b). Par définition, 1 barn vaut 10^{-28}m^2 [5].

III.2.1.2 Coefficient linéique d'atténuation:

La probabilité d'interaction μ d'un photon par unité de longueur est appelée coefficient linéique d'atténuation.

C'est le produit de la section efficace σ par la densité atomique n (nombre d'atomes par unité de volume) :

$$\mu = n\sigma = \frac{dN'}{N' \cdot dx} \quad (1.6)$$

Le coefficient linéique d'atténuation a la dimension de l'inverse d'une longueur; l'intégration de cette relation conduit à une loi exponentielle décroissante liant l'intensité du faisceau de photons émergent du milieu sans y avoir interagi à l'épaisseur traversée x :

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (1.7)$$

III.2.1.3 Couche de demi atténuation :

Le coefficient linéique d'atténuation est inversement proportionnel à une grandeur appelée couche de demi-atténuation (CDA), qui est l'épaisseur de matériau nécessaire pour atténuer la moitié des photons incidents. En effet, en écrivant $\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\mu \text{CDA}}$, il vient immédiatement:

$$\mu = \frac{\ln 2}{\text{CDA}} \quad (1.8)$$

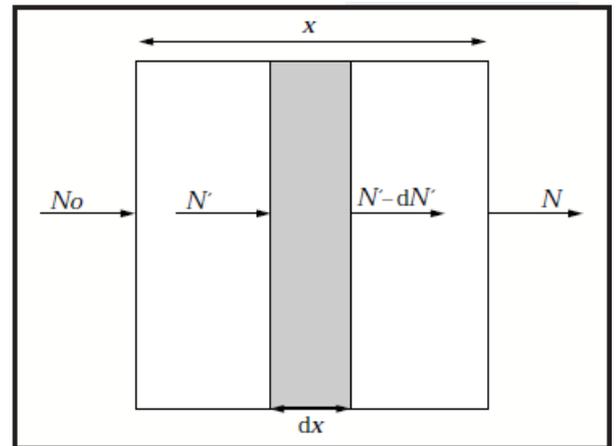


Figure1. 5: l'atténuation d'un faisceau de photons dans la matière.

III.2.1.4 Effet THOMSON :

La diffusion d'un photon de faible énergie s'effectue sur un électron, assez fortement lié à l'atome pour que se soit l'ensemble de l'atome qui absorbe le recul.

Le transfert d'énergie à l'atome est alors négligeable : le photon est diffusé sans perte d'énergie.

III.2.1.5 Effet photoélectrique :

C'est un phénomène d'absorption totale. Le photon incident disparaît après avoir donné toute son énergie à un électron d'un atome du milieu.

L'électron éjecté emporte une énergie cinétique E_c égale à la différence entre l'énergie $E_{h\nu}$ du photon incident et son énergie de liaison W .

$$E_c = E_{h\nu} - W \quad (1.9)$$

A la suite de l'expulsion de l'électron par effet photoélectrique, il ya réarrangement électronique avec émission de photons de fluorescence

- Soit de photon X pour les atomes lourd
- Soit de photons ultra-violetes pour les atomes légers.

Le photon de fluorescence peut à son tour expulser un deuxième électron de l'atome ; dans ce cas on dit qu'il s'agit d'un électron Auger.

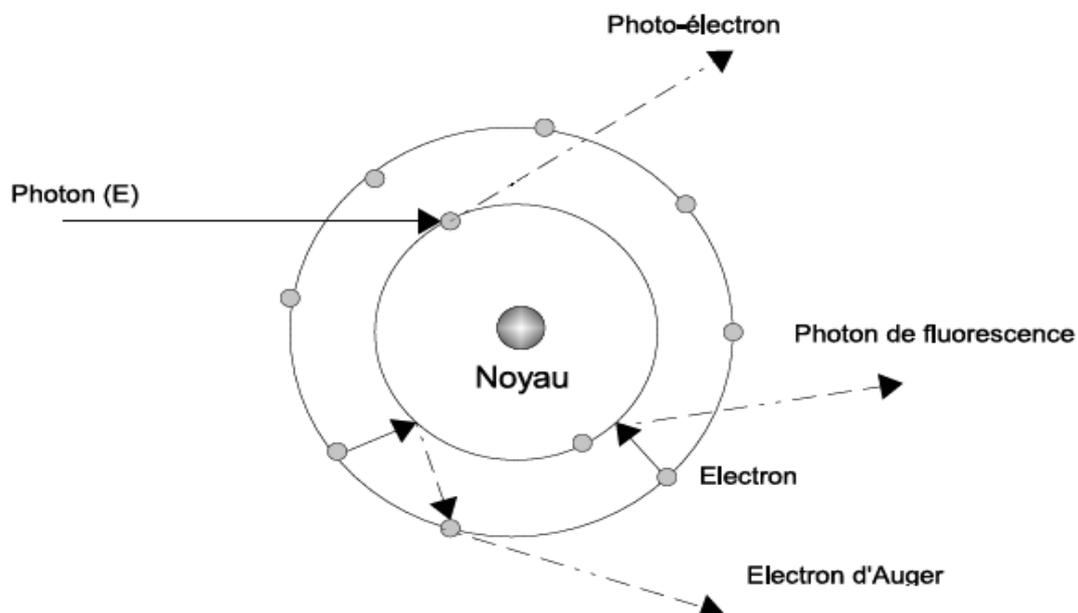


Figure1. 6: l'effet photoélectrique.

III.2.1.6 Effet COMPTON :

La diffusion Compton correspond à un choc entre un photon $h\nu$ et un électron de valence faiblement lié. Le photon est alors diffusé avec une énergie inférieure à son énergie incidente $h\nu_0$ (avec $\nu_0 < \nu$). L'électron dit de recul est éjecté avec une énergie cinétique E_{cin} complémentaire de l'énergie du photon diffusé ($h\nu = h\nu_0 + E_{\text{cin}}$) et un angle Φ . Cet électron de recul peut provoquer des ionisations ultérieures. L'angle de diffusion de l'électron de recul peut être calculé à l'aide de la formule suivante :

$$\Delta\lambda = \frac{h}{m_e c} (1 - \cos\Phi) \quad (1.10)$$

Où $\Delta\lambda$ est la différence de longueur d'onde entre le photon incident et le photon diffusé, m_e est la masse de l'électron.

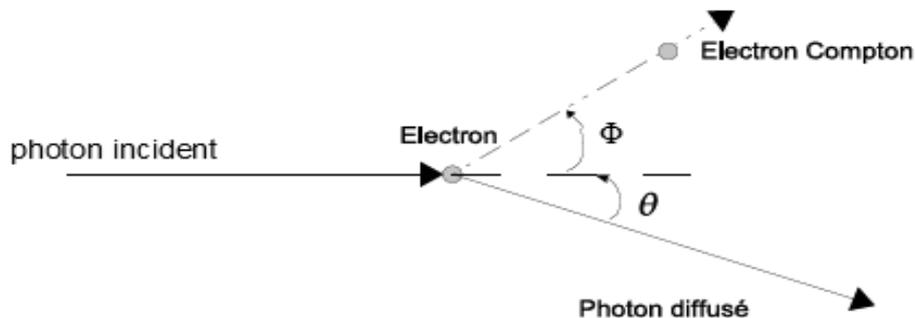


Figure1.7: effet Compton.

III.2.1.7 Effet de création de paires :

Dans le champ électrique intense qui règne au voisinage du noyau, le photon peut se matérialiser sous forme d'un électron et d'un positon. Une énergie supérieure à 1,022MeV, correspondante à leurs masses, est dépensée pour créer l'électron et le positon. L'excédent d'énergie se répartit, sous forme d'énergie cinétique, entre les deux particules.

$$E_c = h\nu - 2m_e \quad (1.11)$$

L'électron et le positon sont ensuite ralentis dans la matière par suite de collisions. Lorsqu'il est suffisamment lent, le positon rencontre un électron du milieu et les deux particules s'annihilent en émettant deux photons de 0,51 MeV.

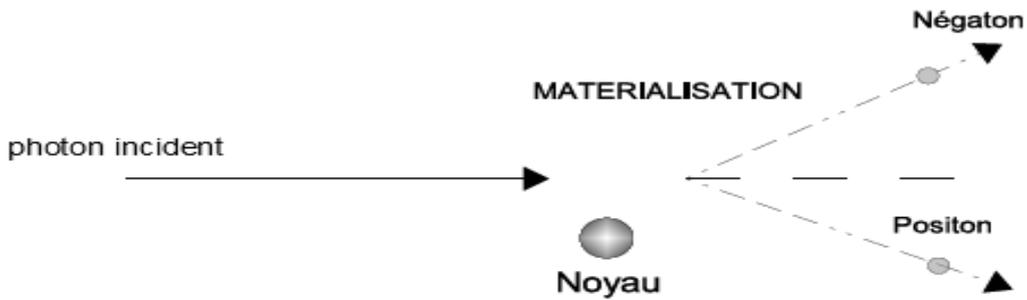


Figure 1.8: le processus de création de paires.

III.2.1.8 Importance relative des effets photoélectrique, Compton, et de création de paires :

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 [1].

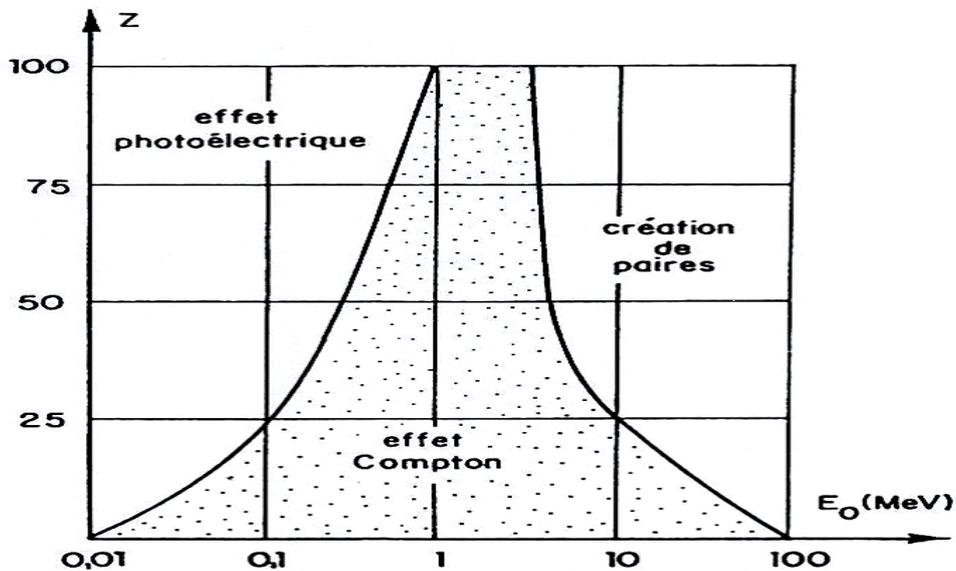


Figure 1.9: l'importance relative des trois effets en fonction de l'énergie $h\nu$ du photon et du numéro atomique Z du milieu.

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).

III.2.2 Les neutrons:

Les neutrons présentent peu d'intérêt en radiothérapie, sauf dans le domaine de la recherche. Par contre ces particules posent de nombreux et difficiles problèmes de radioprotection (centre de production d'électricité nucléaire, bombe thermonucléaire à neutrons).

Les neutrons sont généralement classés en fonction de leur énergie.

Les neutrons rapides: $E_{cin} > 0.8$ MeV.

Les neutrons épithermiques: $1 \text{ eV} < E_{cin} < 0.8$ MeV

Les neutrons thermiques: $E_{cin} < 1\text{eV}$

En raison de leur charge nulle, les neutrons ont une interaction négligeable avec les électrons ; Leur énergie cinétique est absorbée par les interactions avec les noyaux. Ces interactions se divisent en deux catégories : celles qui entraînent la disparition du neutron, que l'on nomme absorptions et celles qui ne contribuent qu'à diminuer l'énergie du neutron que l'on nomme diffusions [5] [6].

III.2.2.1 L'absorption :

Au cours de laquelle le neutron disparaît ; ce processus est dominant pour les neutrons lents ou thermiques ($< 0,5$ eV).

L'absorption neutronique se fait par la transmutation, la capture radiative ou la fission.

III.2.2.2 Transmutation : (n, p) ou (n, α) :

Un noyau peut absorber un neutron pour former un noyau composé qui se désexcitera en émettant une particule chargée : un proton ou une particule alpha. Un noyau différent est produit par cette réaction nommée transmutation. La transmutation est la transformation d'un élément en un autre, par réaction nucléaire.

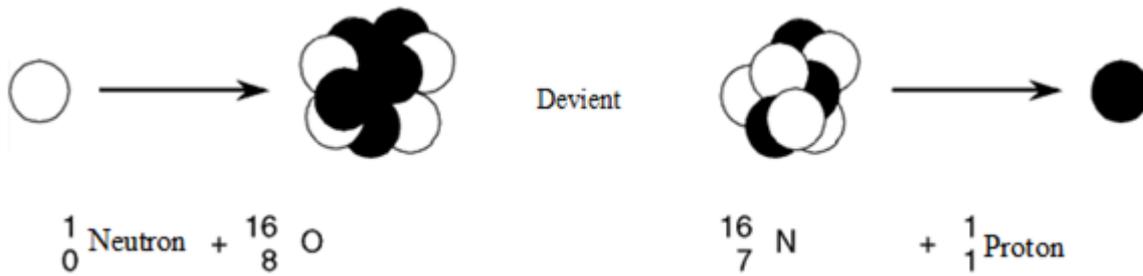


Figure 1.10: la transmutation.

III.2.2.3 Capture radiative — (n, γ):

C'est la réaction nucléaire la plus courante. Le noyau composé ainsi formé, après une brève durée de vie, émet un rayonnement gamma. En d'autres termes, le noyau produit est un isotope du noyau cible.

Exemples

La capture radiative la plus simple est l'absorption d'un neutron par un noyau d'hydrogène pour former du deutérium (ou hydrogène lourd).

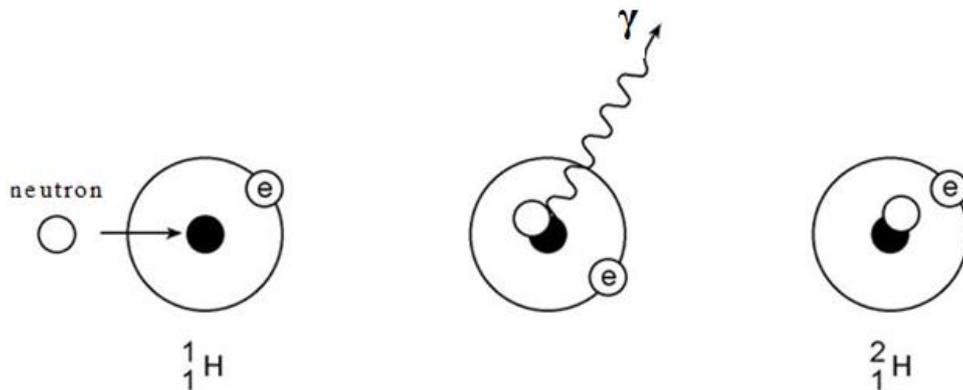


Figure 1.11: capture radiative.

Le deutérium formé est un noyau stable. Toutefois, plusieurs noyaux produits par la capture radiative sont radioactifs et émettent des bêtas et des gammas.

III.2.2.4 La fission :

Les réactions de fissions sont généralement induites par des neutrons sur certains noyaux lourds :

L'absorption du neutron provoque une excitation de tous les nucléons.

Le noyau se déforme et se scinde en 2 fragments de fission.

Deux ou trois neutrons sont émis simultanément et instantanément à la fission, on parle de neutrons prompts de fission (neutrons rapides).

Remarque :

Les neutrons obtenus peuvent induire à leur tour de nouvelles fissions (réaction en chaîne).

III.2.2.5 La diffusion :

Au cours de laquelle le neutron perd de l'énergie cinétique et change de direction; ce processus est dominant pour les neutrons rapides (\sim MeV).

III.2.2 .5.1 Diffusion élastique : (n, n) :

La diffusion élastique rappelle la collision entre des boules de billard.

Un neutron frappe un noyau, lui transfère de l'énergie et rebondit dans une direction différente. (Parfois le noyau absorbe le neutron puis le réémet avec la même énergie cinétique.) La fraction de l'énergie de départ qui sera absorbée par le noyau dépend de l'angle d'incidence — en plein « front » ou avec un angle — tout comme une boule frappée par la boule de choc sur un billard. Le noyau cible absorbe l'énergie perdue par le neutron et se déplace ensuite à plus grande vitesse.

III.2.2.5.2 Diffusion inélastique : (n, n γ) :

Lors d'une collision avec un noyau, un neutron peut être absorbé momentanément.

Ce noyau composé sera dans un état excité. Il se désexcitera en émettant un nouveau neutron, moins énergétique, et un photon gamma qui emportera la différence d'énergie.

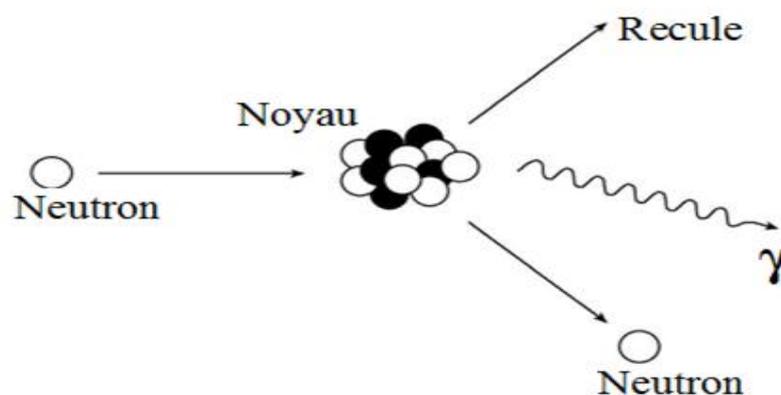


Figure 1.12: diffusion inélastique.

CHAPITRE II

*les moyens de la radiothérapie
conformationnelle*

I. INTRODUCTION :

La radiothérapie est une technique médicale qui utilise les rayonnements ionisants pour détruire des cellules, principalement les cellules de tumeurs cancéreuses (Les cellules cancéreuses en voie de prolifération sont plus sensibles aux rayonnements que les cellules saines, c'est le fondement de leur utilisation dans le traitement des tumeurs). Son objectif est de délivrer de la manière la plus précise possible la dose de rayonnement prescrite au volume de la tumeur, en épargnant au mieux les tissus sains avoisinants.

Plus de la moitié des patients atteints d'un cancer sont traités par radiothérapie à une étape de leur parcours de soin.

II LA RADIOTHERAPIE EXTERNE :

Elle regroupe l'ensemble des techniques d'irradiation où la source est placée à distance du patient à traiter. On parle aussi de télé radiothérapie transcutanée. Les appareillages les plus utilisés à l'heure actuelle sont les accélérateurs linéaires de particules (photons X et électrons). Toutefois, notons l'existence d'appareils utilisant une source radioactive de cobalt 60 (rayons γ), on parle alors de cobalthérapie.

III. RADIOTHERAPIE 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 .

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

- des moyens assurant la reproductibilité du traitement (immobilisation du patient, contention...);
- une imagerie tridimensionnelle de la totalité des volumes irradiés (scanographie éventuellement complétée par l'IRM, la TEP, et la fusion d'images...);
- une délimitation des volumes cibles et des organes critiques auxquels sont appliquées des marges de sécurité adaptées ;

- une balistique et une collimation personnalisée des faisceaux (caches personnalisés, collimateurs mutilâmes) déterminées à partir d'un calcul tridimensionnel de la distribution de doses dans les différents volumes (GTV, CTV, PTV, organes à risques) ;
- un contrôle de la reproductibilité du traitement (imagerie portale, gammagraphie).

III.1 Les étapes-clés de la radiothérapie conformationnelle:

Trois étapes peuvent être schématiquement décrites :

L'acquisition des données décrivant le patient et la maladie.

La planification du traitement.

L'exécution du traitement.

III.1.1 Acquisition des images 3D :

L'acquisition des données anatomiques est réalisée selon la 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.

III.1.1.1 Installation du patient :

En radiothérapie conformationnelle, l'installation du patient est réalisée sous contrôle médical. Elle résulte d'une réflexion menée parallèlement à la prescription des volumes ; elle doit intégrer les critères d'efficacité et de qualité de traitement mais aussi de faisabilité et de reproductibilité.

L'installation du patient nécessite une extrême rigueur et beaucoup de conscience professionnelle de la part du manipulateur qui doit connaître les objectifs à atteindre.

Le patient, bien informé des modalités du traitement participera activement à son installation.

III.1.1.1.1 Objectifs et contraintes :

La prescription médicale des volumes s'effectue en deux temps : le premier, plus abstrait se concrétise par le deuxième, plus concret qui consiste en un tracé précis des contours des structures, sur des coupes obtenues sur un appareil d'imagerie dédié à la radiothérapie conformationnelle.

L'installation du patient doit donc faire l'objet d'une décision précise et définitive dès le premier positionnement du patient sous l'appareil d'imagerie.

III.1.1.1.2 Objectifs:

L'objectif visé est de répondre aux critères de la radiothérapie conformationnelle qui consiste en un centrage extrêmement précis sur le volume planifié.

Le premier impératif est de rendre « accessible » le territoire à traiter et « d'écarter » les structures saines.

Le deuxième impératif est d'immobiliser le patient puisqu'il ne doit pas bouger pendant toute la durée de la séance (10 minutes environ).

Le troisième est d'intégrer d'emblée la notion de reproductibilité, sachant que les séances de traitement seront répétées, et que tous les points liés au point doivent se retrouver strictement au même endroit, à chaque séance, dans la configuration géométrique de l'appareil.

III.1.1.1.3 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 servent à assurer l'immobilisation du patient pendant le traitement afin d'éviter toute irradiation intempestive des régions anatomiques non souhaitées.

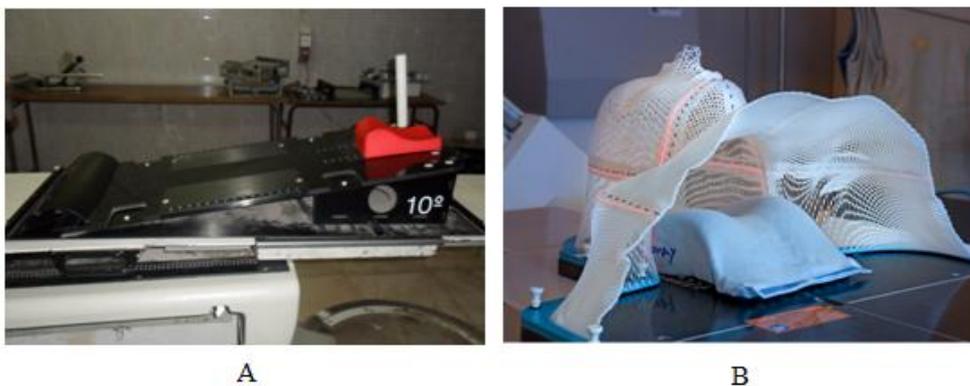


Figure 2.1: moyens de contention, A: plan incliné, B: masque thermoformé.

III .1.1.2 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.

III.1.1.3 Le scanner:

Le scanographe dédié devient un standard dans un service de radiothérapie. Le parc des simulateurs est progressivement renouvelé par l'imagerie scanné tridimensionnelle. Du fait de la variation de densité des tissus sur les images de scanographe et de l'identification des organes hyper vascularisés par injection intraveineuse de produit de contraste, on obtient une image 3 D très riche en information. La précision des organes cibles et critiques est ainsi augmentée.

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

Les scanners « dédiés » ont la particularité de proposer une ouverture de tunnel plus importante que ceux réservés pour le diagnostic (supérieur à 80 cm contre 60 cm) ceci afin de permettre le passage du patient avec sa contention.

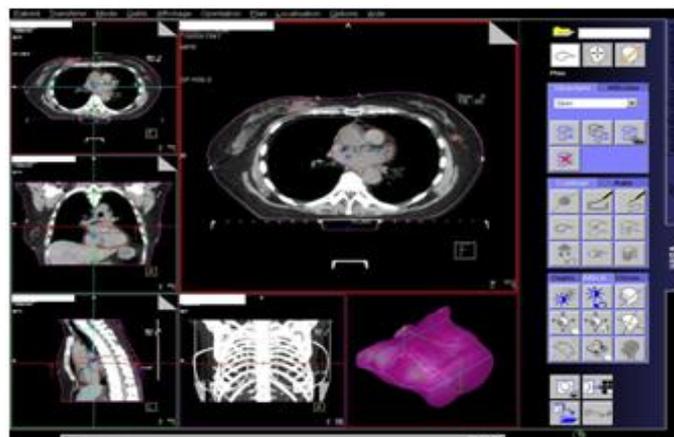


Figure 2 .2: acquisition des images scanographique pour la planification de traitement.

III.1.1.3.1 Production des rayons X :

III.1.1.3.1.1 Générateur :

Les générateurs fournissent, en particulier, la tension (de l'ordre de 130 kV) et le courant nécessaires à l'accélération des électrons dans le tube à rayons X. Les générateurs sont du type tension constante, pour assurer un flux énergétique quasi constant. L'invariabilité est essentielle puisqu'elle conditionne la valeur μ du coefficient d'atténuation mesuré. Une stabilité meilleure que 1/1000 permet d'apprécier une différence en atténuation de l'ordre de 0,3 %.

Pour obtenir une énergie effective supérieure à 60 keV, les générateurs doivent fournir des tensions comprises entre 90 kV et 140 Kv sous un courant de 50 à 300 mA en mode continu ou de 100 à 700 mA en mode pulsé. Pour les régimes de fonctionnement en mode pulsé, la durée d'impulsion réglable peut varier de 1 à 7 ms avec une fréquence de 100 à 200 impulsions par seconde, conditionnant l'acquisition des projections. Dans le cas d'un fonctionnement en mode continu la mesure est échantillonnée au niveau des détecteurs, pendant une durée variant de 1 à 7 ms par projection. Avec ce mode de fonctionnement on peut réaliser jusqu'à 1000 projections par seconde.

III.1.1.3.1.2 Tubes à rayons X :

Pour les appareils actuels, les puissances élevées nécessaires exigent l'utilisation de tubes à anode tournante. La double exigence de l'ouverture importante du faisceau de rayons X (50 degrés) et de la limitation des effets gyroscopiques nécessite une orientation de l'axe longitudinal du tube (ou de l'anode tournante), perpendiculaire au plan du mouvement de rotation.

1. Le tube radiogène est constitué d'une cathode et d'une anode entourée par des enveloppes de protection.
2. La cathode est la source des électrons. Il s'agit d'un filament en forme de spirale, composé généralement de tungstène, qui s'échauffe lors de la mise en route du tube pour laisser s'échapper les électrons.
3. Les électrons sont accélérés entre la cathode et l'anode par une forte différence de potentiel, délivré par le générateur.
4. L'anode est la cible des électrons et le lieu de production des rayons x. La surface de bombardement des électrons sur l'anode s'appelle le foyer.

La surface de l'anode est oblique par rapport à la direction du faisceau d'électron de manière à permettre à d'avantage de rayons x de pouvoir sortir du tube.

5. Le tube radiogène, mis sous vide, est entouré de plusieurs enveloppes de protection permettant d'assurer une protection thermique, électrique et mécanique.

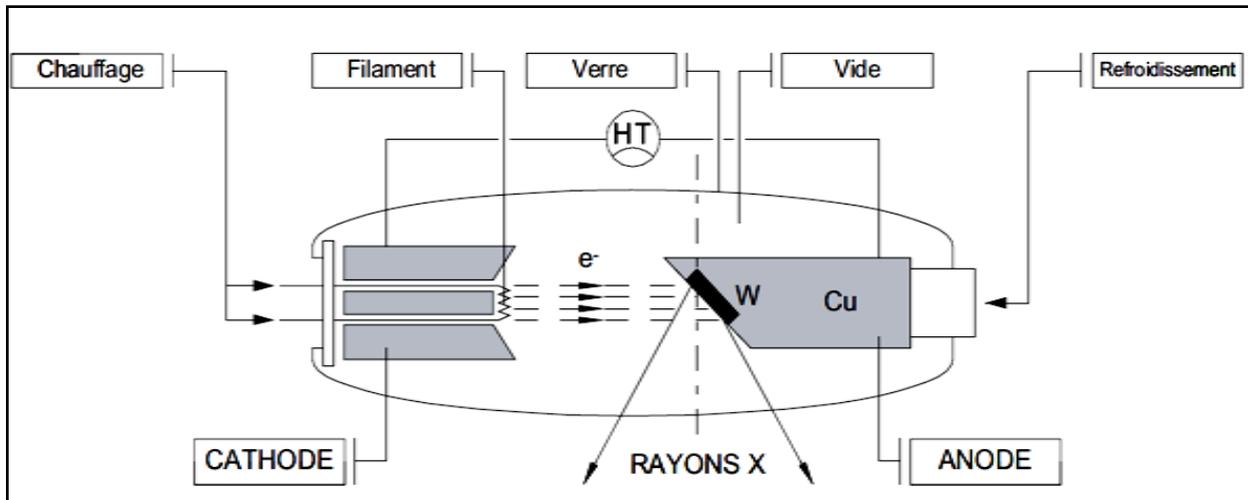


Figure 2.3: principe de fonctionnement du tube à rayons X.

III.1.1.3.1.3 Détecteurs :

Les caractéristiques essentielles des détecteurs sont :

L'efficacité de détection quantique qui représente le rapport entre le nombre de photons absorbés par le détecteur et le nombre de photons incidents. En pratique, le paramètre utile est l'efficacité globale de détection qui est le produit de l'efficacité quantique du détecteur et de l'efficacité géométrique.

La dynamique des mesures : quelque soit le type de détecteur utilisé, la dynamique de mesure est de 1:10⁶ (cela correspond à la différence d'atténuation qui existe entre le faisceau dans l'air et le faisceau atténué par 70 cm de tissu mou).

Par ailleurs, les détecteurs doivent présenter les caractéristiques géométriques suivantes :

- une largeur suffisante, supérieure ou égale à 20 mm afin de détecter le plus large faisceau de rayons X disponible.
- une épaisseur suffisamment petite (de l'ordre de 1 à 2 mm) qui conditionne la largeur du rayon de mesure et donc de la résolution spatiale.
- une profondeur (ou longueur) dans le sens de propagation du rayonnement suffisante pour absorber une forte proportion de rayonnement (de 2 à 50 mm, en fonction du type de détecteur).

Deux principes de détection sont utilisés: l'effet radioluminescent dans les détecteurs solides et l'ionisation dans les détecteurs à gaz.

III.1.1.3.1.3.1 Détecteurs solides :

Ils sont utilisés par la plupart des scanners actuels. Les photons X sont absorbés par un scintillateur et convertis en photons lumineux, eux mêmes convertis en signal électrique par une photodiode. Leur efficacité est excellente. Ils offrent des temps de réponse rapides; toutefois, ils présentent une faible rémanence. Les dimensions d'un détecteur solide sont d'environ 2 mm d'épaisseur, 20 mm de largeur et 2 mm de longueur.

III.1.1.3.1.3.2 Détecteurs à gaz :

Il s'agit d'une chambre à ionisation contenant du xénon sous pression. Le xénon est un gaz lourd ($A = 131$, $Z = 54$), sa densité est 4,5 fois supérieure à celle de l'air dans les mêmes conditions de température et de pression. Pour augmenter son efficacité de détection on utilise le xénon sous pression de l'ordre de $2,5 \cdot 10^5$ Pa.

La chambre comporte des électrodes de champ et des électrodes de collection des ions. Chaque série d'électrodes forme une cellule et la chambre de détection peut comporter jusqu'à 1000 cellules élémentaires déployées sur un arc de cercle de 45 ou 50 degrés. Les dimensions de ces cellules sont de l'ordre de 1 mm en épaisseur, 30 mm en largeur et 50 mm en profondeur et les cellules sont espacées de 0,2 à 1,2 mm. L'efficacité de détection quantique de l'ordre de 50 à 60 % est fonction de la pression du gaz.

III.1.1.3.1.3.3 Filtrage et collimation :

Le filtrage et la collimation permettent la mise en forme du faisceau de rayons X.

Filtrage :

Il est effectué par une lame métallique de faible épaisseur. Il permet d'obtenir un spectre de rayonnement étroit, et d'approcher le monochromatisme.

Collimations primaires et secondaires :

La collimation primaire est située en aval du filtrage. Elle calibre le faisceau de rayons X en fonction de l'épaisseur de coupe désirée. Elle limite l'irradiation inutile.

Le collimateur secondaire a pour but de minimiser la quantité de rayonnement diffusé responsable de la dégradation du contraste.

Le collimateur secondaire peut être constitué de lamelles de plomb focalisées sur le foyer du tube et placées sur la chaîne des détecteurs. La structure des électrodes des détecteurs à gaz, de par leur profondeur, favorise la collimation.

III.1.2 La planification de traitement (TPS) :

La préparation du traitement est réalisée grâce à un système de planification de traitement TPS pour déterminer la distribution de dose dans la tumeur et les zones avoisinantes. Cette distribution de dose doit être optimum de manière à ce que les tissus normaux autour reçoivent le minimum de dose. Plusieurs TPS sont utilisés dans les structures hospitalières. Ils intègrent des algorithmes de calcul de la distribution de dose, des outils de traitements des images médicales et de "contourage" de tumeur pour définir les volumes cibles.

Suivant le degré de complexité et les risques associés au traitement, la modélisation et la simulation seront plus ou moins complexifiées. Les différentes étapes de la planification de traitement sont :

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

III.1.2.1 Définition des volumes cible:

A partir des images médicales, les médecins et les physiciens médicaux délimitent les volumes cibles à traiter et les organes à risques à protéger.

Le radiothérapeute dessine sur les différentes coupes d'images scanné du patient, l'ensemble des structures saines à protéger ainsi que les différents volumes à irradier. Ces notions de volumes ont été données dans le rapport N°50 de l'ICRU [ICRU-50, 1993] qui distingue [7] :

III.1.2.1.1 Le volume tumoral GTV (Gross Tumor Volume) :

Il correspond à la tumeur et aux tissus envahis macroscopiquement par du tissu cancéreux ; ils sont visibles à l'examen clinique, endoscopique ou grâce aux techniques d'imagerie.

III.1.2.1.2 Le volume clinique ou CTV (Clinical Target Volume) :

Correspond au volume tumoral ou à son « lit d'exérèse », additionné des tissus à forte probabilité d'envahissement infra clinique.

Ces volumes peuvent être continus (tissus de proximité) ou discontinus (territoire ganglionnaire) ; ils sont déterminés directement grâce à la connaissance des différents cancers, à leur type histologique et leur « capacité » à l'extension ou la dissémination.

III.1.2.1.3 Le volume planifié ou PTV (Planning Target Volume) :

Correspond au volume clinique augmenté d'une marge dite « de sécurité ».

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

III.1.2.1.4 Volume traité TV (Treated Volume):

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.

III.1.2.1.5 Volume irradié IV (Irradiated Volume) :

Découle également de la balistique, il correspond au volume recevant une certaine proportion de la dose prescrite (par exemple 50%), suffisante pour être prise en compte par rapport à la tolérance des tissus traversés.

III.1.2.1.6 Les organes à risques (moelle, cristallin, rectum, vessie...) :

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.

En pratique :

Pour la définition des volumes, le médecin radiothérapeute mènera son action en deux temps : Dans un premier temps, il prend en compte le cas clinique, la forme histologique du cancer, l'histoire de la maladie et le type d'évolution : la prescription « se formalise » (elle prend forme suite à une logique de déduction) ;

Dans un second temps, grâce à un logiciel de dosimétrie informatisée il trace, sur des images en coupe, les contours, soit du CTV soit du GTV ou bien du PTV : la prescription « se concrétise » (elle prend forme suite à la matérialisation des limites des volumes par un tracé).

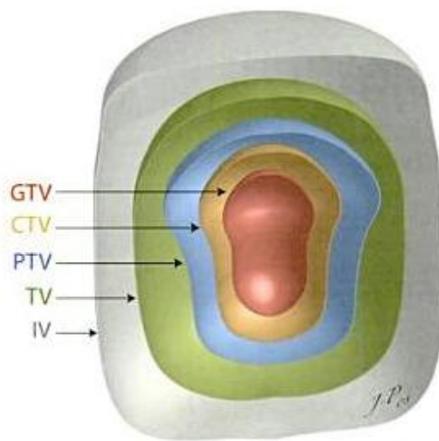


Figure 2.4: les différents volumes définis lors de la planification de traitement.

III.1.2.2 Prescription de la dose :

Des études ont démontré que tout surdosage supérieur à 5% est susceptible d'entraîner de graves complications et tout sous-dosage dans les mêmes proportions augmente le risque de récurrence de la maladie.

Au vu de ces risques, chaque prescription comporte donc le difficile compromis à trouver entre :

Détruire les cellules cancéreuses pour contrôler la maladie.

Préserver les cellules saines pour limiter les complications.

La définition des doses relève uniquement de la compétence médicale.

Elle associe obligatoirement la dose totale à l'étalement et au fractionnement.

Les trois paramètres offrent au radiothérapeute la possibilité d'introduire également dans la prescription, la notion de traitement curatif ou palliatif, et donc d'opter pour des traitements « adaptés » à chaque patient.

III.1.2.2.1 Dose totale :

La dose totale correspond à la dose qui doit être délivrée de la façon la plus homogène possible à l'ensemble du PTV avec la distinction nécessaire dans le cas où le volume planifié comporte plusieurs volumes partiels nécessitant des niveaux de dose différents.

La dose totale est déterminante pour atteindre les objectifs de la radiothérapie.

Elle est variable et sera fonction du type histologique du cancer, des cas cliniques et des traitements annexes.

Pour donner un ordre de grandeur, la dose curative dans la plupart des localisations cancéreuses, se situe entre 50 et 80 Gy et à auteur de 45 Gy pour les territoires ganglionnaires.

III.1.2.2 Etalement :

Il concerne la durée totale de traitement entre la première et la dernière séance.

Il peut s'exprimer en nombre de jours (y compris ceux où il n'y a pas de séances) ou le plus souvent, pour la radiothérapie externe, en nombre de semaines.

La notion d'étalement vient obligatoirement compléter la valeur de la dose totale dans la prescription de la dose. Vu l'importance du facteur temps en radiobiologie, (Une dose de 10 Gy délivrée en une séance n'aura pas les mêmes effets biologiques qu'une dose de 10 Gy délivrée en une semaine).

Cette notion est donc indispensable pour évaluer l'efficacité biologique.

II.1.2.2.3 Fractionnement :

Le fractionnement vient compléter la notion d'étalement ; il précise le nombre de séance effective contenue dans la durée totale de traitement, il indique donc indirectement la dose par séance.

Un traitement peut être multifractionné, c'est-à-dire qu'il peut comporter deux à plusieurs séances par jour.

III.1.2.3 Simulation virtuelle et dosimétrie informatisée :

Dans la pratique actuelle, pour les besoins de la radiothérapie conformationnelle, la simulation virtuelle et l'étude dosimétrique ont pris une place décisive. Elles relèvent de la compétence de la personne spécialisée en radio physique qui garantit que la dose délivrée aux différents volumes, répond à la prescription médicale [7].

III.1.2.3.1 Simulation du traitement :

A ce stade de la préparation du traitement, le positionnement du patient est arrêté.

Pour la simulation d'un traitement, les choix porteront sur les faisceaux d'irradiation :

Leur qualité (nature et énergie du rayonnement) ;

- Leur nombre, leur porte d'entrée, leur direction (rotation du bras) ;
- Leur contribution à la dose totale (la pondération) ;
- Leur dimension (ouverture du collimateur, protection) ;
- L'utilisation de modification de faisceaux.

A noter que les rotations du bras et de la table définissent l'entrée et la sortie du faisceau et donc les structures traversées.

III.1.2.3.2 Dosimétrie prévisionnelle:

La dosimétrie prévisionnelle est réalisée par ordinateur. Le calcul prévisionnel des distributions de dose au sein du patient virtuel est indispensable car il permet une liberté de choix de la balistique du traitement et l'optimisation des différents faisceaux pour les orienter de la façon et de la forme les plus adaptées. Les logiciels de dosimétrie disponibles sont hétérogènes.

III.1.3 Les accélérateurs linéaires (L'exécution du traitement) :

Actuellement l'accélérateur linéaire est la machine la plus utilisée pour le traitement par la radiothérapie externe. Dans ce dispositif les électrons sont accélérés à des énergies élevées de l'ordre de 25 MeV, et sont utilisés pour produire deux types des faisceaux cliniques :

Un faisceau de rayons X de freinages de 4 à 25 MV.

Un faisceau d'électrons de 4 à 25 MeV. Au contraire du tube à rayons X, les électrons sont accélérés d'une manière, discrète par des champs électromagnétique de radiofréquences synchronisées [7] [8] [9].

III.1.3.1 Système d'injection :

III.1.3.1.1 Le pistolet d'électrons :

C'est la source des électrons, essentiellement un simple accélérateur électrostatique d'électrons basé sur le principe thermoionique où les électrons sont libérés par une cathode chauffé et accélérés ver l'anode grâce à une différence de potentiel.

III.1.3.1.2 L'injecteur :

Permet de contrôler la quantité et la vitesse des électrons et réaliser la stabilité de la sortie du pistolet.

III.1.3.2 Système de génération des radiofréquences(RF) :

Son rôle est la production des micro-ondes utilisées pour l'accélération des électrons dans le guide d'ondes. Il consiste en une source de radiofréquence et un modulateur.

III.1.3.2.1 La source:

Les radiofréquences sont obtenues par l'un des deux dispositifs :

Magnétron : est un oscillateur qui génère directement les radiofréquences. Il est utilisé généralement pour les énergies moyennes (15MV pour les photons et 14MeV pour les électrons).

Klystron : contrairement au magnétron, le klystron est un amplificateur des ondes de radiofréquences générées par un autre dispositif appelé le pilote de radiofréquence (RF driver). Le klystron est utilisé pour les machines de hautes énergies (23 MV pour les photons et 21 MeV pour les électrons).

III.1.3.2.2 Le modulateur

Il fournit la haute tension, le haut courant, et les pulsations courtes requis pour la source de radiofréquences et le système d'injection des électrons.

III.1.3.2.3 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 transmet les ondes de radiofréquences de la source vers le guide d'onde accélérateur où les électrons sont accélérés [2].

III.1.3. 3 La cible :

La cible permettant la création de photons par le phénomène de bremsstrahlung est épaisse de quelques millimètres. Elle est composée de matériaux ayant un numéro atomique élevé (Tungstène) vis-à-vis duquel les interactions par bremsstrahlung sont grossièrement proportionnelles. D'autre part, les énergies utilisées dans le domaine médical (entre 4 MeV et 25 MeV) sont telles que la majorité des électrons incidents est arrêtée par la cible. Les

photons émis majoritairement lors du bremsstrahlung, sont concentrés à la sortie de la cible dans un angle solide de quelques degrés d'ouverture.

II.1.3.4 Système de collimation:

Il contient plusieurs composantes qui influencent la production, la mise en forme, localisation, et le contrôle des faisceaux de photons ou des électrons [7] [8].

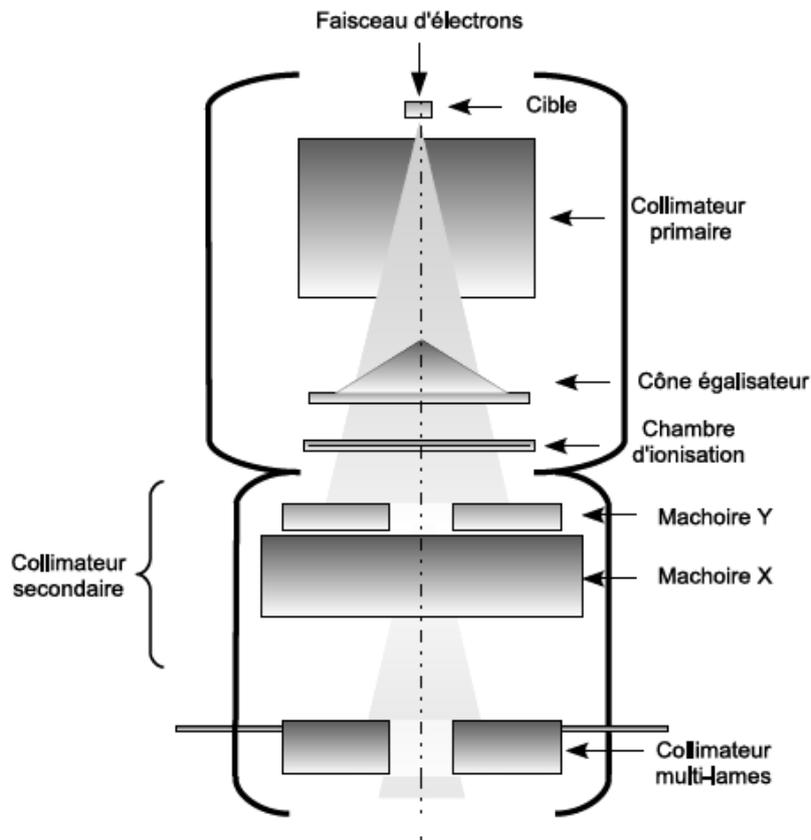


Figure 2.5: système de collimation et mise en forme du faisceau.

III.1.3.4.1 Le collimateur primaire :

Le collimateur primaire, situé à la sortie de la cible, limite la section du faisceau pour des raisons de radioprotection du patient. Il se matérialise par une ouverture conique dans un bloc de tungstène et définit ainsi le plus large champ circulaire disponible.

III.1.3.4.2 Le cône égalisateur :

Le cône égalisateur demeure le module le plus important dans l'optimisation de l'irradiation. Il est utilisé pour uniformiser la fluence. La forme de ce module est due à l'hétérogénéité du faisceau en sortie de la cible. Comme on l'a vu, les photons sont issus du phénomène de bremsstrahlung, tendant ainsi à créer plus de photons dans la direction privilégiée des

électrons incidents. Cependant, les diffusions multiples subies par les électrons dans la cible entraînent une homogénéisation énergétique en sortie. Il est donc nécessaire de compenser cette répartition en intensité en atténuant subséquemment le faisceau [8].

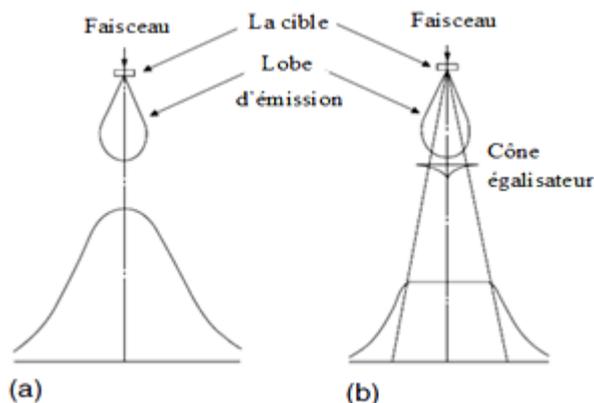


Figure 2.6: schéma explicatif de l'action du cône égalisateur sur le profil de dose.



Figure 2.7: image photographique du cône égalisateur.

III.1.3.4.3 La chambre d'ionisation monitrice :

Le débit de dose, l'homogénéité et la symétrie du faisceau sont contrôlés en continu pendant toute l'irradiation du patient par une chambre d'ionisation à transmission constituant le moniteur. Celle-ci est placée dans le champ entre le cône égalisateur et le collimateur secondaire. Pour la sécurité du patient, deux chambres d'ionisations reliées à deux systèmes de lecture indépendants sont utilisées. Les deux chambres sont constituées par l'intérieur d'une cavité scellées afin de garantir une réponse des chambres indépendante la température et à la pression. La réponse des chambres au débit de dose s'exprime en unité moniteur(UM). L'unité moniteur est une unité machine qui fixe la durée de l'irradiation, donc la quantité e dose délivrée. La sensibilité électronique des chambre est ajustée pour que 1 UM corresponde à une dose de 1 cGy déposée dans un fantôme d'eau à une profondeur de référence, sur l'axe de champ, pour une taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à la distance source-point de référence de 100 cm.

III.1.3.4.4 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 craniocaudal par rapport au patient(Y). Elles permettent de définir des champs carrés ou

rectangulaire pouvant atteindre 40 cm de coté à l'isocentre avec une possibilité d'asymétrie et de rotation par rapport à l'axe du champ.

III.1.3.4.5 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 [8].

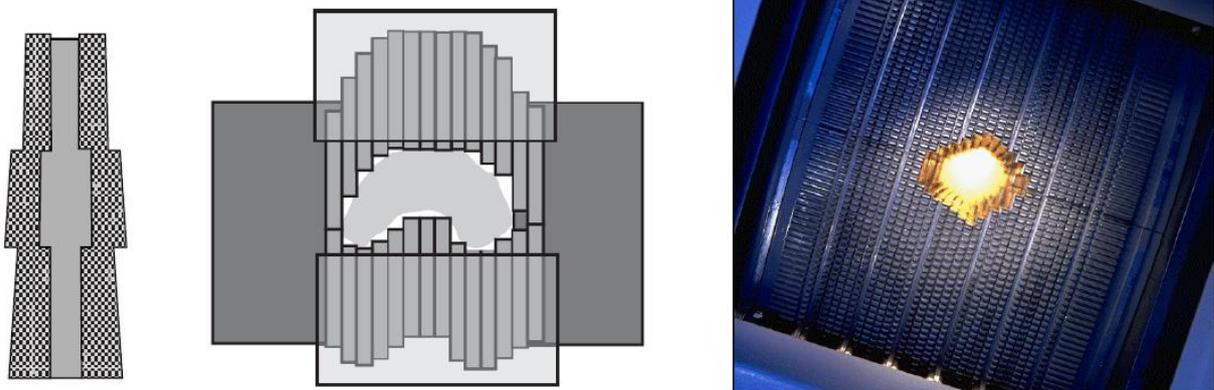


Figure2.8: chevauchement des lamelles et l'adaptation du collimateur mutilâmes avec le contour de la cible à traiter.

III.1.3.5 L'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 en précision et en reproductibilité [7].

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 qui est souhaitée. Elle permet

aussi de réaliser des acquisitions d'images en cours de traitement (impossible avec la technique des films radiologiques) et de visualiser ainsi les mouvements du patient afin d'essayer de les quantifier. L'utilisation quotidienne du portique d'imagerie joue un rôle important en contrôle qualité et pour la sécurité du patient. En effet, c'est un outil de traçabilité dans la mesure où il fournit un historique de la configuration quotidienne du traitement.

Un mauvais positionnement du patient de 5 à 10 mm suffit à diminuer la dose au volume cible jusqu'à ne plus être stérilisatrice. Des études ont montré que 10 à 20% des champs d'irradiation présentaient des erreurs de positionnement supérieures à 1 cm. Ceci est d'autant plus inquiétant que la marge de sécurité est souvent de cet ordre. Il y a une réelle corrélation entre ce type d'erreurs et les échecs thérapeutiques. Deux alternatives sont donc possibles :

- l'utilisation régulière du portique d'imagerie,
- l'augmentation de la marge de sécurité au risque d'endommager davantage de tissus sains.

Tous les systèmes d'imagerie portale actuellement disponibles fonctionnent selon le même schéma :

- le détecteur est situé dans le faisceau d'irradiation, il est généralement fixé à l'accélérateur à l'aide d'un support rétractable ;
- le signal réceptionné par ce détecteur est converti en un signal numérique par l'intermédiaire d'une interface et, sur un écran situé à proximité immédiate du pupitre de commande de l'accélérateur linéaire est alors visualisée une image numérique.

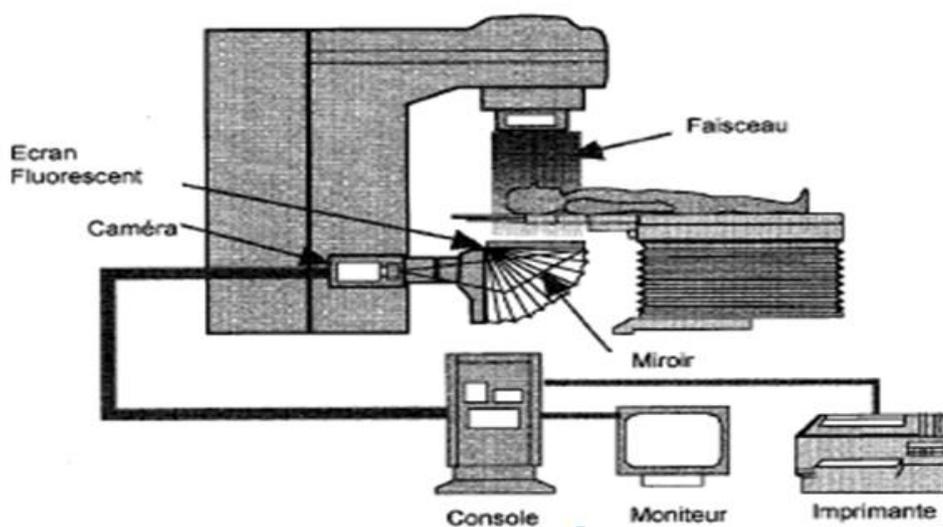


Figure 2.9 : principe de fonctionnement d'imagerie portale.

Les avantages de l'imagerie portale sont les suivants :

- simple d'utilisation et fiable ;
- permet une localisation précise par rapport à des points de repère anatomiques ;
- diminution de la dose au patient ;
- image disponible sur l'écran en une fraction de seconde ;
- possibilité d'utiliser l'imagerie en continue (image(s) simple ou multiples pour chaque champ) ;
- possibilité d'éliminer les artéfacts et erreurs systématiques (bruits et gain peuvent être ajustés par l'opérateur) ;
- possibilité d'intégration dans un réseau informatique hospitalier ;
- stockage informatique ;
- traitement d'images (rehaussement du contraste, des contours, dessin de structures anatomiques, mesures de distances, zoom, etc.) ;
- possibilité de superposer des images pour les comparer entre elles.

III.2 Rôle des différents acteurs

La radiothérapie comporte des aspects à la fois cliniques et techniques. Elle est donc prise en charge par une équipe multidisciplinaire [11].

III.2.1 Identification des acteurs

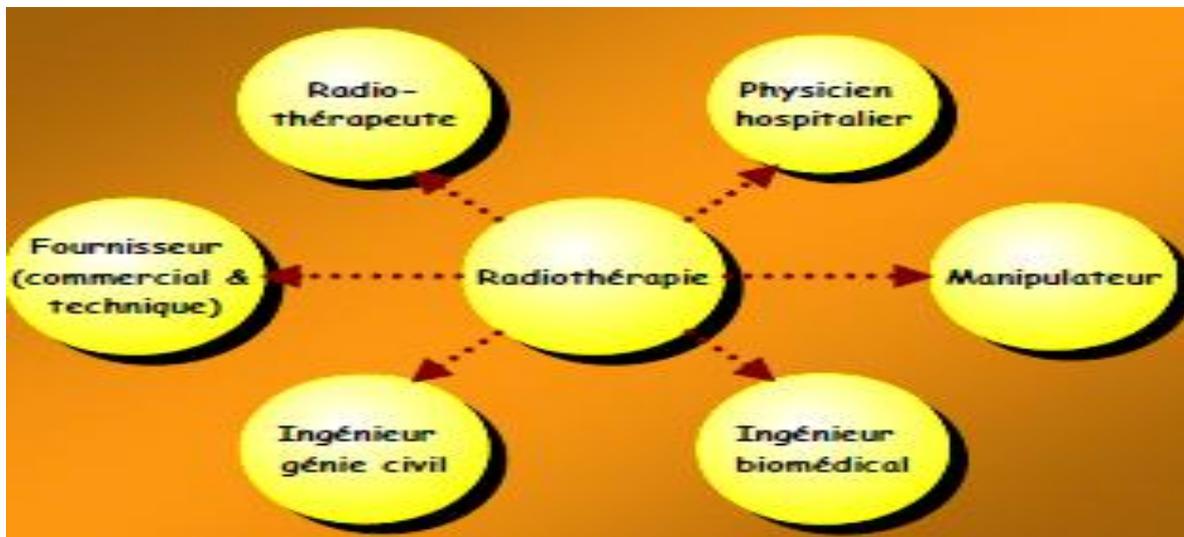


Figure2.10: Les différents acteurs en radiothérapie

III.2.1.1 Le radiothérapeute:

Est un médecin spécialisé dans l'utilisation des rayonnements ionisants pour le traitement du cancer. Il doit être détenteur d'un certificat approprié et/ou d'une qualification reconnue par l'ordre des médecins. Le certificat est celui d'études spéciales en électroradiologie ou d'études spéciales en électroradiologie avec option radiothérapie (1972), le DES (Diplôme d'Etudes Spéciales) de radiothérapie (1988) et le DES d'oncologie option radiothérapie (1992).

III.2.1.2 Le physicien médicale :

Est un spécialiste de la physique des rayonnements appliquée à la médecine. Il est obligatoirement titulaire d'un diplôme universitaire de 3ème cycle ou d'un titre équivalent en sciences physiques. Il a de plus suivi un enseignement concernant la physique des rayonnements et leurs applications médicales.

La présence d'un physicien dans les services de radiothérapie ainsi qu'en médecine nucléaire est obligatoire.

III.2.1.3 Le manipulateur en électroradiologie :

Est un technicien paramédical chargé de la pratique régulière du traitement du patient. Il est titulaire d'une école spécialisée agréée ou d'un brevet de technicien supérieur en électroradiologie.

III.2.1.4 L'ingénieur biomédical:

Est un ingénieur hospitalier associé à l'équipe de direction chargé de la gestion technique et financière de l'ensemble des dispositifs médicaux. Il est titulaire d'un diplôme universitaire de 3ème cycle en génie biomédical ou d'un diplôme d'ingénieur.

III.2.1.5 Les fournisseurs:

(Appareils de traitement, accessoires : lasers, vidéosurveillance...) interviennent par l'intermédiaire des techniciens ou d'ingénieurs (technico-commerciaux et de maintenance).

CHAPITRE III

paramètres dosimétriques

I. INTRODUCTION:

Les études et les mesures des effets des radiations requissent plusieurs caractéristiques concernant le champ d'irradiation dans le point d'intérêt. Dans ce chapitre nous définissons les quantités, les unités, et les paramètres dosimétriques les plus utilisées pour décrire un faisceau d'irradiation :

II. LES QUANTITES ET LES UNITES DES RADIATIONS:

II.1.1 Transport de l'énergie :

II.1.1.1 Le flux particulaire :

Le flux particulaire est défini comme étant le quotient dN par dt , où dN est le nombre de particules incidentes, et dt l'intervalle de temps [1] [12]:

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} \quad (s^{-1}) \quad (3.1)$$

II.2.1.2 Le flux énergétique :

Le flux énergétique est défini comme étant le quotient dE par dt , où dE est l'énergie des particules incidentes, et dt l'intervalle de temps :

$$\dot{E} = \frac{dE}{dt} \quad (j \cdot s^{-1}) \quad (3.2)$$

II.2.1.3 Fluence particulaire :

La fluence particulaire est définie comme étant le quotient dN par dA ; où dN est le nombre des particules incidente, et dA unité de surface :

$$\phi = \frac{dN}{dA} \quad (cm^{-2}) \quad (3.3)$$

II.2.1.4 Débit de fluence particulaire :

Le débit de fluence particulaire est défini comme étant le quotient $d\phi$ par dt ; où $d\phi$ est l'incrément de fluence particulaire, et dt l'intervalle de temps :

$$\dot{\phi} = \frac{d\phi}{dt} \quad (cm^{-2} \cdot s^{-1}) \quad (3.4)$$

II.2.1.5 Fluence énergétique :

La fluence énergétique est définie comme étant le quotient dE par dA , où dE est l'énergie des particules incidentes, et dA unité de surface :

$$\Psi = \frac{dE}{dA} \quad (j. m^{-2}) \quad (3.5)$$

II.2.1.6 Débit de fluence énergétique :

Le débit de fluence énergétique est défini comme étant Le quotient $d\Psi$ par dt ; où $d\Psi$ est l'incrément de fluence énergétique, et dt l'intervalle de temps :

$$\dot{\Psi} = \frac{d\Psi}{dt} \quad (w. m^{-2}) \quad (3.6)$$

II.2.1.7 Radiance particulaire :

La radiance particulaire est définie comme étant Le quotient $d\dot{\phi}$ par $d\Omega$; où $d\dot{\phi}$ est le débit de fluence particulaire par l'angle solide de propagation Ω :

$$\dot{\Phi}_{\Omega} = \frac{d\dot{\phi}}{d\Omega} \quad (m^{-2}.s^{-2}.sr^{-1}) \quad (3.7)$$

II.2.1.8 Radiance énergétique :

La radiance énergétique est définie comme étant Le quotient $d\dot{\Psi}$ par $d\Omega$; où $d\dot{\Psi}$ est le débit de fluence énergétique par l'angle solide de propagation Ω :

$$\dot{\Psi}_{\Omega} = \frac{d\dot{\Psi}}{d\Omega} \quad (w. m^{-2}.sr^{-1}) \quad (3.8)$$

II.2.2 Conversion de l'énergie :

La conversion de l'énergie signifie le transfert de l'énergie des particules ionisantes aux particules ionisantes secondaires.

II.2.2.1 Kerma:

Le kerma est défini comme étant Le quotient dE_{tr} par dm ; où dE_{tr} est la somme des énergies cinétiques initiales de toutes les particules chargées, libérées par les particules non chargées dans un volume de masse dm :

$$k = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (j. kg^{-1}) \quad (3.9)$$

L'unité du kerma dans le système international est le gray (Gy) : $1Gy = 1 j.kg^{-1}$

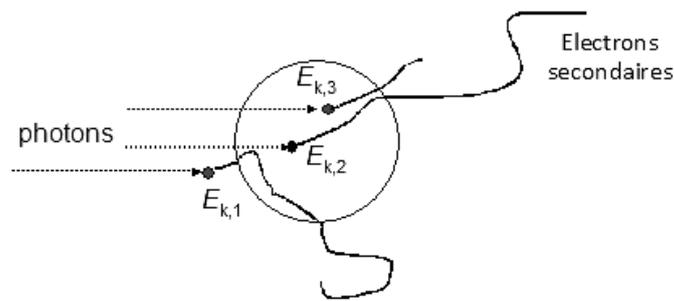


Figure 3.1: transport d'énergie (kerma)

II.2.2.2 Débit de kerma :

Le débit de kerma est défini comme étant Le quotient dk par dt ; où dk est l'incrément de kerma, et dt l'intervalle de temps :

$$\dot{k} = \frac{dk}{dt} \quad (j. kg^{-1}. s^{-1}) \quad (3.10)$$

II.2.2.3 Kerma dans l'air :

Pour un faisceau de photon mono-énergétique dans l'air, le kerma-air dans l'air, $(K_{air})_{air}$ à un point donné est proportionnel à la fluence de l'énergie Ψ ou la fluence de photons ϕ comme suit :

$$(K_{air})_{air} = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air} = \phi h\nu \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air} \quad (3.11)$$

$\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air}$ est le coefficient de transfert massique d'énergie de l'air pour l'énergie $h\nu$.

kerma est constitué de deux composantes : kerma de collision K^{col} , et kerma radiative K^{rad} .

$$K = K^{col} + K^{rad} \quad (3.12)$$

Kerma de collision K^{col} : est l'énergie transférée aux électrons secondaires, et qui est perdue lors des collisions.

Kerma radiative K^{rad} : est l'énergie transférée aux électrons, et qui est perdue par des processus radiatifs.

Pour les photons mono-énergétiques dans l'air, le kerma de collision K^{col} est proportionnel à la fluence énergétique Ψ ou fluence des photons ϕ comme la suite :

$$K^{col} = \Psi \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{air} = \phi h\nu \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{air} \quad (3.13)$$

$(\mu_{ab}/\rho)_{air}$ est le coefficient d'absorption massique d'énergie de l'air pour l'énergie $h\nu$.

Le coefficient de transfert massique d'énergie (μ_{tr}/ρ) et le coefficient d'absorption massique d'énergie (μ_{ab}/ρ) sont reliés par la relation suivante :

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \quad (3.14)$$

g est la fraction de l'énergie de l'électron qui est perdue par le phénomène de bremsstrahlung.

Pour les matériaux de Z faible et l'énergie des photons inférieure à 1 MeV, La fraction $g \approx 0$

$$\frac{\mu_{ab}}{\rho} \approx \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad \text{et} \quad K \approx K^{col} \quad (3.15)$$

II.2.2.4 L'exposition :

L'exposition est définie comme étant le quotient dQ par dm ; où dQ est la valeur absolue de la charge totale des ions de même signe, produits dans l'air où tous les électrons et les positons libérés par les photons sont complètement stoppés dans l'air.

$$x = \frac{dQ}{dm} \quad (C. kg^{-1}) \quad (3.16)$$

L'unité spéciale de l'exposition est le Roentgen (R), bien que l'unité de système international est $2,58 \times 10^{-4} C. kg^{-1}$, avec $1R = 2,58 \times 10^{-4} C. kg^{-1}$.

II.2.2.5 Débit d'exposition :

Le débit d'exposition est défini comme étant le quotient dx par dt ; où dx est l'incrément d'exposition, dt l'intervalle de temps.

$$\dot{x} = \frac{dx}{dt} \quad (C.kg^{-1}s^{-1}) \quad (3.17)$$

L'exposition dans l'air et le kerma de collision dans l'air $(K_{air}^{col})_{air}$ est relié par la relation suivante :

$$(K_{air}^{col})_{air} = X(W_{air}/e) \quad (3.18)$$

(W_{air}/e) est l'énergie moyenne requise pour créer un pair d'ion dans l'air (33,97 eV/pair d'ion).

$$(K_{air}^{col})_{air} = \left(2,58 \times 10^{-4} \frac{C}{Kg_{air} R} 33,97 \frac{J}{C}\right) X = \left[0,876 \frac{cGy}{R}\right] X \quad (3.19)$$

Avec l'exposition X donnée en roentgens.

II.2.2.7 CEMA :

Le cema C est défini comme étant le quotient dE_c par dm , où dE_c est l'énergie perdue par les particules chargées, à l'exception des électrons secondaires, et dm unité de masse.

$$C = \frac{dE_c}{dm} \quad (j.kg^{-1}) \quad (3.20)$$

II.2.2.8 Débit de CEMA :

Le débit de cema est défini comme étant le quotient dC par dt ; où dC est l'incrément de cema, et dt l'intervalle de temps :

$$\dot{C} = \frac{dC}{dt} \quad (j.kg^{-1}.s^{-1}) \quad (3.21)$$

II.2.3 Déposition de l'énergie :

La déposition de l'énergie dans la matière est un processus stochastique est les quantités discutées au dessous pour le décrire sont stochastiques.

II.2.3.1 L'énergie impartie :

Considérons un volume qui entoure un point. L'énergie moyenne impartie à la matière dans ce volume est :

$$\varepsilon = R_{in} - R_{ex} + \Sigma Q \quad (3.22)$$

R_{in} est l'énergie radiante incidente, c'est-à-dire la somme des énergie de toutes les particules ionisantes qui pénétrant dans le volume.

R_{ex} est l'énergie radiante sortant du volume, c'est-à-dire la somme des énergie de toutes les particules ionisantes qui sortent de volume.

ΣQ est la somme de toutes les modification de l'énergie de masse des noyaux et des particules qui résultent de toutes les transformations qui se produisent dans la volume.

II.2.3.2 L'énergie déposée :

L'énergie déposée dans un volume donné se définit comme la somme de tous les énergies impartie dans ce volume :

$$\bar{\varepsilon} = \Sigma \varepsilon \quad (3.23)$$

II.2.3.3 La dose absorbée :

La dose absorbée est reliée à des quantités stochastiques de l'énergie impartie. Elle est définie comme le quotient de ε par dm , où $d\bar{\varepsilon}$ est l'énergie moyenne impartie par les radiations ionisantes, et dm unité de masse pour un volume fini V .

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \quad (j. kg^{-1}) \quad (3.24)$$

II.2.3.4 Le débit de la dose absorbée :

Le débit de la dose absorbée est défini comme étant le quotient dD par dt ; où dD est l'incrément de la dose, et dt l'intervalle de temps :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (j. kg^{-1}.s^{-1}) \quad (3.25)$$

II.2.3.5 Dose à une petite masse de milieu dans l'air :

Le concept 'dose à une petite masse de milieu dans l'air', aussi connu comme 'la dose dans l'espace libre', introduit pour caractériser la sortie d'une unité de radiation et d'acquérir la dose de référence pour les calculs dosimétriques; impliquant le rapport tissu-air (TAR) et le facteur de diffusion au pic (PSF). La «dose à une petite masse de milieu dans l'air" est désignée comme étant le D'_{med} et est basée sur la mesure de kerma air dans l'air. Ce concept est utilisé généralement dans l'orthovoltage et la cobalthérapie, mais avec utilité limitée dans la radiothérapie par mégavoltage [1] [13].

Les étapes impliquées dans la détermination de la «dose à une petite masse de milieu dans l'air", D'_{med} , au point P dans un faisceau de rayonnement à partir d'un signal mesuré M_p avec une chambre d'ionisation centrée au point P dans l'air sont:

$$M_p \xrightarrow{(1)} X_p \xrightarrow{(2)} (K_{air})_{air} \xrightarrow{(3)} (K_{\Delta m})_{air} \xrightarrow{(4)} (K_{med})_{air} \xrightarrow{(5)} D'_{med} \quad (3.26)$$

M_p Est le signal mesuré avec une chambre d'ionisation au point P et corrigé par les grandeurs d'influence, tels que la température de l'air, pression atmosphérique, et la perte par recombinaison. La chambre d'ionisation doit avoir la propriété de build-up et le facteur de calibration de l'exposition dans l'air N_x ou le facteur de calibration de kerma-air dans l'air N_k

Etape 1 :

Détermination de l'exposition X_p au point P :

$$X_p = M_p N_x \quad (3.27)$$

Etape 2 :

Détermination de kerma-air dans l'air $(K_{air})_{air}$ au point P :

$$(K_{air})_{air} = 0.876 \frac{cGy}{R} X_p \quad (3.28)$$

$(K_{air})_{air}$ Peut-être déterminé directement à partir de M_p , si le N_k de la chambre connue :

$$(K_{air})_{air} = M_p N_k \quad (3.29)$$

Etape 3 :

Détermination du Kerma de collision à Δm , une masse extrêmement petite de n'importe quel matériau (par exemple l'eau), dans l'air :

$$(K_{\Delta m})_{air} = (K_{air})_{air} \left(\frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho} \right)_{air}^{\Delta m} \quad (3.30)$$

$(\bar{\mu}_{ab}/\rho)_{air}^{\Delta m}$ est le rapport du coefficient d'absorption massique d'énergie de Δm et de l'air.

Etape 4 :

Détermination du Kerma de collision à une masse sphérique d'un milieu centré au point P, ayant le rayon r_{med} suffisamment large pour assurer l'équilibre électronique au point P :

$$(K_{med})_{air} = (K_{\Delta m})_{air} k(r_{med}) \quad (3.31)$$

Où $k(r_{med})$ est un facteur de correction tenant compte de l'atténuation du faisceau de photon dans la masse sphérique de milieu :

$$k(r_{med}) \approx e^{-\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{med} \rho_{med} r_{med}} \quad (3.32)$$

Où $(\bar{\mu}_{ab}/\rho)_{med}$ est le coefficient d'absorption massique d'énergie du milieu et ρ sa densité. Pour l'eau, qui est généralement choisie comme milieu, la valeur doit être $k(r_{med}) \approx 0.987$ pour le cobalt-60 et approximativement 1 pour les photons de faible énergie.

Etape 5 :

La dose à petite masse de milieu dans l'espace libre est obtenue par la relation suivante :

$$D'_{med} = \beta (K_{med})_{air} = \beta 0.876 \frac{cGy}{R} \left(\frac{\mu_{ab}}{\rho} \right)_{air}^{med} X_p k(r_{med}) \quad (3.33)$$

Où β la constante de proportionnalité égale à 1.003, 1.001, et 1.0 pour le cobalt-60, cesium137, et les rayons X inférieur à 350 kV, respectivement.

III. LES PARAMETRES UTILISES POUR LE CALCUL DE LA DOSE :

La radiothérapie externe avec les faisceaux de photons comporte trois types de machines de traitement : unités des rayons X, unité de téléthérapie isotopique (unités de cobalt-60), et les accélérateurs linéaires. Les principaux paramètres qui affectent la livraison de la dose sont [1] :

- La distance source-surface pour la méthode d'irradiation non isocentrique.
- La distance source-axe pour la méthode d'irradiation isocentrique.
- La profondeur de traitement
- La taille de champ
- L'énergie du faisceau de photons.

III.1 Le champ équivalent:

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 [1].

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.

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

$$\frac{ab}{2(a+b)} = \frac{a_{eq}^2}{4a_{eq}} \quad \text{où} \quad a_{eq} = \frac{2ab}{a+b} \quad (3.34)$$

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

$$a^2 = \pi r_{eq}^2 \quad \text{où} \quad r_{eq} = \frac{a_{eq}}{\sqrt{\pi}}. \quad (3.35)$$

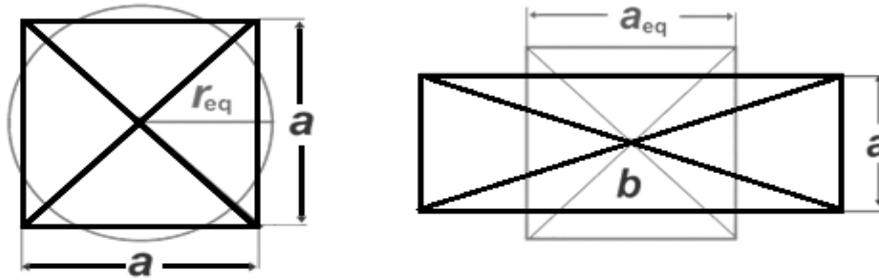


Figure 3.2: champ carré équivalent.

III.2 La loi de l'inverse carré de la distance :

En radiothérapie externe, les sources des photons sont assimilées comme étant des sources ponctuelles et les faisceaux qu'ils produisent sont divergents.

Supposons que nous avons une source ponctuelle des photons S, si un champ carré ayant la côte a (surface $A = a^2$) à une distance f_a de la source, et un champ carré ayant la côte b (surface $B = b^2$) à une distance de f_b de la source, les deux champs sont géométriquement liés comme suit:

$$\operatorname{tg} \beta = \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b} \quad (3.36)$$

Où β est l'angle entre l'axe du faisceau central et le bord du faisceau géométrique.

La source S émet des photons et produit une fluence ϕ_A à la distance f_a et une fluence ϕ_B à distance f_b . Le nombre total de photons N_{tot} traversant la zone A est égal au nombre total de photons traversant la zone B (en supposant aucune interaction photon-air entre la zone A et la zone B), nous pouvons écrire :

$$N_{tot} = \phi_A A = \phi_B B \quad \text{et} \quad \frac{\phi_A}{\phi_B} = \frac{B}{A} = \frac{b^2}{a^2} \quad (3.37)$$

L'exposition X, Kerma air dans l'air, et la dose à petite masse de milieu sont directement proportionnelles à la fluence de photons au point P ; donc il est raisonnable de conclure que les trois quantités : X, $(K_{air})_{air}$, et D'_{med} suivent la loi de l'inverse carré de la distance.

$$\frac{X(f_a)}{X(f_b)} = \frac{(K_{air}(f_a))_{air}}{(K_{air}(f_b))_{air}} = \frac{D'_{med}(f_a)}{D'_{med}(f_b)} = \left(\frac{f_b}{f_a}\right)^2 \quad (3.38)$$

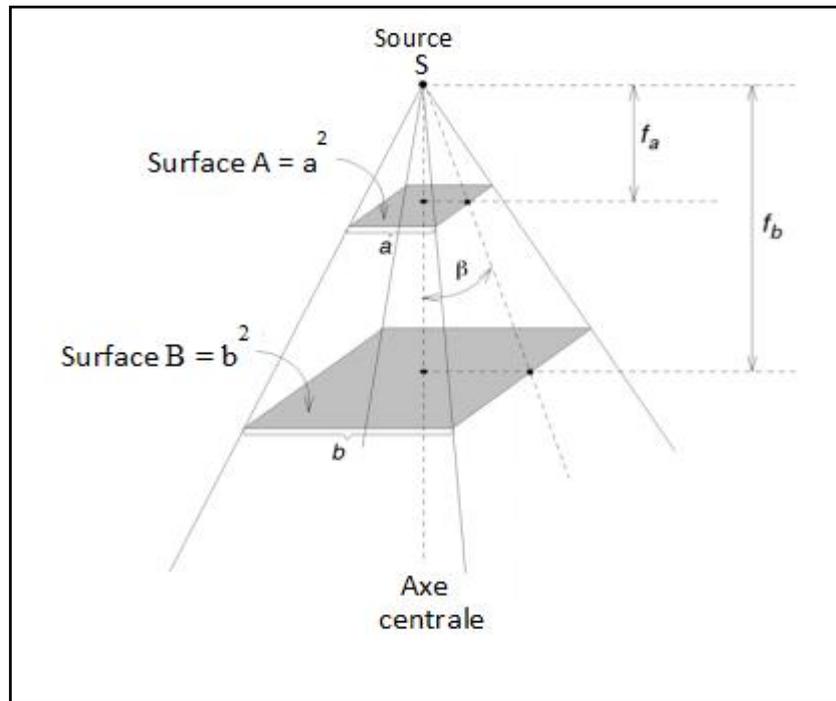


Figure3.3: la divergence du faisceau

III.3 Pénétration d'un faisceau de photons dans un fantôme ou un patient :

Un faisceau propageant dans l'air ou le vide, est gouverné par la loi de l'inverse carré de la distance ; en plus de cette dernière sa propagation dans un fantôme ou patient est affectée par l'atténuation et la diffusion. Ces trois effets rendent la déposition et le calcul de la dose, en un processus compliqué [1].

La distribution de la dose sur l'axe centrale , pour un faisceau de photon de mégavoltage pénétrant, dans un patient, est représentée dans la figure suivante :

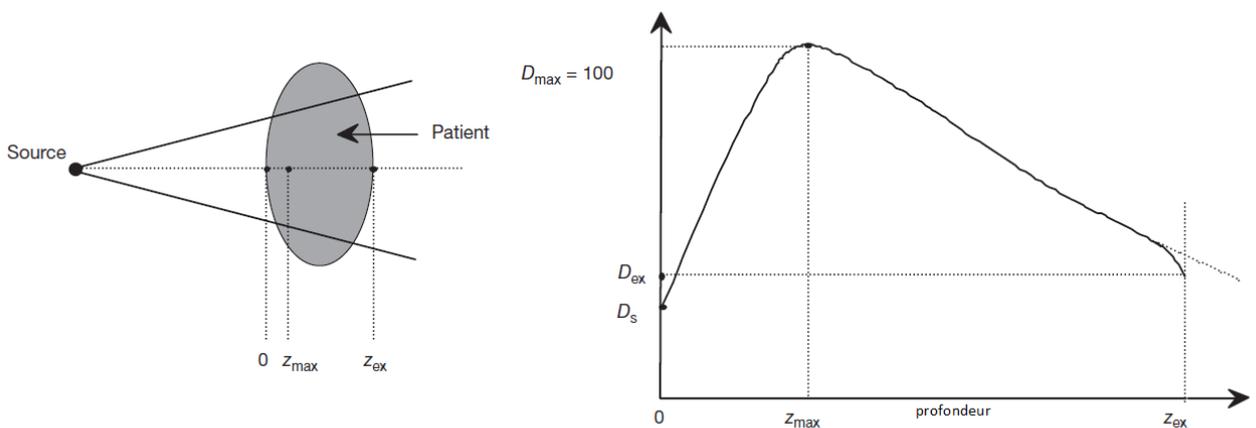


Figure 3.4: pénétration d'un faisceau de photon dans un fantôme.

III.3.1 La dose à la surface :

Pour les faisceaux de megavoltage, 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.

III.3.2 La région de build up :

La région entre la profondeur $z = 0$ et la profondeur $z = z_{\max}$ est considéré comme la région de build-up qui résulte d'une gamme relativement longue de particules secondaires chargées et énergétiques (électrons et positons) qui sont libérés dans le patient, par les interactions des photons (effet photoélectrique, effet Compton, la production de paires) et déposant par la suite leurs énergies cinétiques.

Dans la région immédiatement en dessous de la surface du patient, la condition de l'équilibre électronique n'existe pas et la dose absorbée est très faible que le kerma de collision. Cependant, lorsque la profondeur z augmente, l'équilibre électronique est atteint à $z = z_{\max}$, et, où la dose devient comparable avec le kerma de collision.

Au-delà de z_{\max} la dose et le kerma de collision, diminuent à cause de l'atténuation des photons, dans le patient.

III.3.3 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.

III.3.4 La dose à la sortie :

La dose délivrés au patient, au point de la sortie des faisceaux est appelée dose à la sortie. Tout près de la sortie du faisceau, la distribution de la dose s'incurve légèrement vers le bas, par rapport à l'extrapolation de la courbe. Cet effet est attribué à la disparition de la contribution des diffusés, au point de la sortie du faisceau.

II.4 Facteur de collimateur :

L'exposition dans l'air, kerma de l'air dans l'air, et la dose de petite masse de milieu dans l'air à un point P donné dans l'air sont constitués de deux composantes: primaire et diffusée.

- La composante primaire : elle est majeure, vient directement de la source et ne dépend pas de la taille de champ.

-La composante de diffusés : elle est mineure, mais non-négligeable, et est constituée par les photons diffusés principalement par le collimateur, l'air et le filtre égalisateur de l'accélérateur.

L'exposition X, le Kerma-air dans l'air, et la dose de petite masse de milieu dans l'air dépendent de la taille de champ A et d'un paramètre référé sous le facteur de collimateur(CF).

Ce dernier est défini sous [1][14]:

$$CF(A, hv) = \frac{X(A, hv)}{X(10, hv)} = \frac{(k_{air}(A, hv))_{air}}{(k_{air}(10, hv))_{air}} = \frac{D'(A, hv)}{D'(10, hv)} \quad (3.39)$$

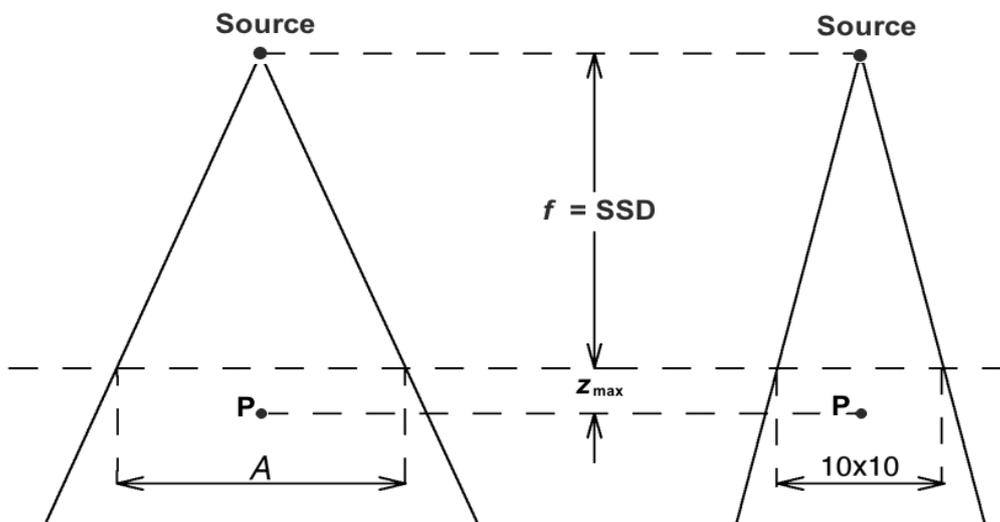


Figure 3.5: géométrie correspondante à la mesure de CF

III.5 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 :

$$\text{PSF}(A, hv) = \frac{D_p(Z_{\max}, A, f, hv)}{D'_p(A, f, hv)} \quad (3.40)$$

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.

Les valeurs typiques du PSF :

$\text{PSF} \approx 1$ pour les petits champs des faisceaux de mégavoltage,

$\text{PSF} \approx 1,054$ pour les champs de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ pour le cobalt-60,

$\text{PSF} \approx 1,50$ pour les champs de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ pour les rayons X en orthovoltage.

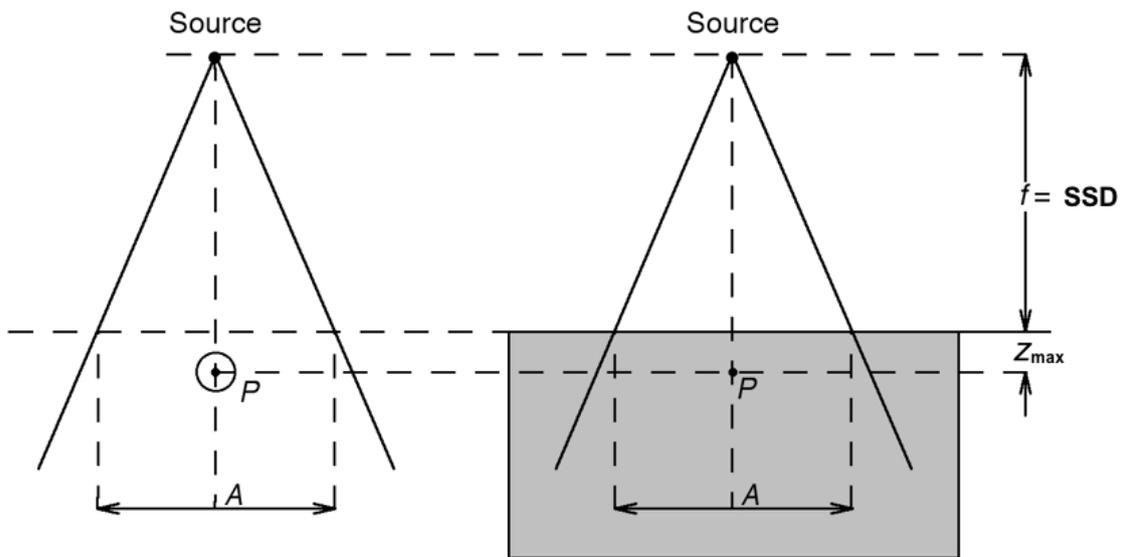


Figure 3.6: géométrie correspondante à la mesure de PSF

III.6 Le facteur de diffusions au pic normalisé :

Les diffusions supplémentaires dues au capuchon affectent les valeurs de PSF. Pour cette raison, on a normalisé le PSF par rapport à une valeur de référence, et ceci afin que le rapport des deux valeurs puisse compenser l'erreur due aux diffusions [1][14].

$$\text{NPSF}(A) = \text{SF}(A, hv) = \frac{\text{PSF}(A, hv)}{\text{PSF}(10, hv)} \quad (3.41)$$

III.7 Facteur de dose relatif :

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 .

$$RDF(A, hv) = S_{c,p}(A, hv) = \frac{D_P(Z_{\max}, A, f, hv)}{D_P(Z_{\max}, 10, f, hv)} \quad (3.42)$$

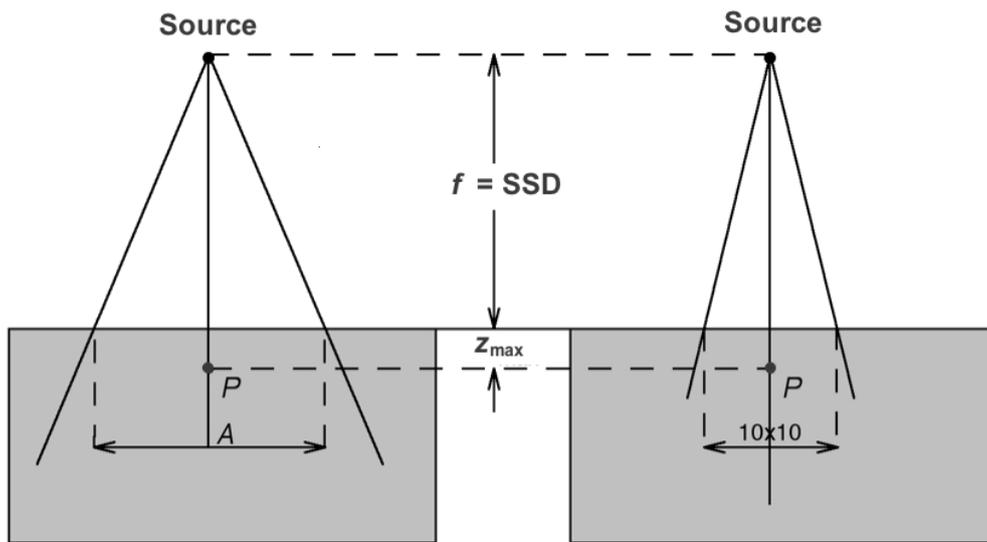


Figure3.7: géométrie correspondante à la mesure de RDF

III.8 Le rendement en profondeur:

Le PDD est défini comme le rapport en pourcentage de la dose absorbée D à une profondeur Z sur l'axe centrale, sur la dose absorbée maximale D_{\max} sur même axe.

$$PDD(z, A, f, hv) = \frac{D_Q}{D_P} \times 100 \quad (3.43)$$

Le PDD dépend de quatre paramètres : la profondeur dans le fantôme, la taille de champ A, la distance source-surface $SSD = f$ et l'énergie hv .

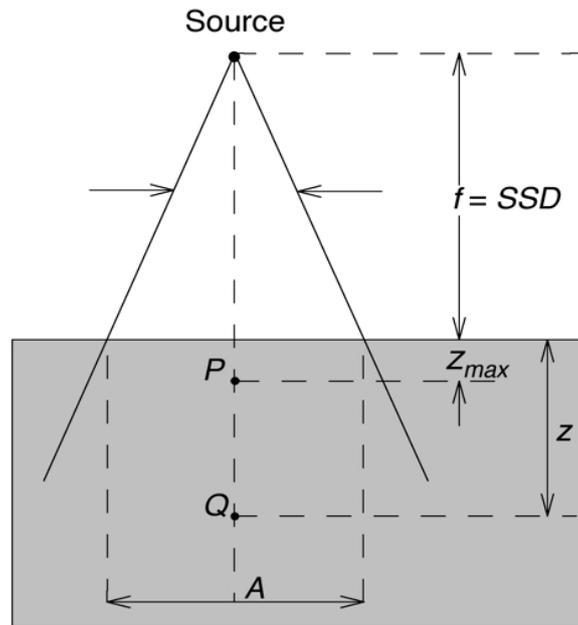


Figure 3.8: géométrie correspondante à la mesure de PDD

III.9 La fonction de diffusion:

Dans les calculs de la dose, il est désirable de séparer la composante de diffusion, de la dose totale :

La composante diffusée au point Q= la dose totale – la composante primaire

$$=D'_p PSF(A, hv)PDD(z, A, f, hv)/100 - D'_p PSF(0, hv)PDD(z, 0, f, hv)/100 \quad (3.44)$$

La fonction de diffusion est définie comme suit :

$$S = PSF(A, hv)PDD(z, A, f, hv) - PSF(0, hv)PDD(z, 0, f, hv) \quad (3.45)$$

Comme le PDD, la fonction de diffusion S dépend de quatre paramètres : la profondeur Z, la taille de champ A, la distance source-surface f et l'énergie hv.

III.10 Le rapport tissu-air:

TAR (z, A_Q, hv) est définie comme étant le rapport de la dose D_Q au point Q sur l'axe centrale dans le patient ou le fantôme, sur la dose D'_Q dans le même point sur l'axe centrale

$$TAR(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D'_Q} \quad (3.46)$$

Le rapport tissu-air dépend de trois paramètres : la profondeur Z , la taille de champ A , et l'énergie $h\nu$.

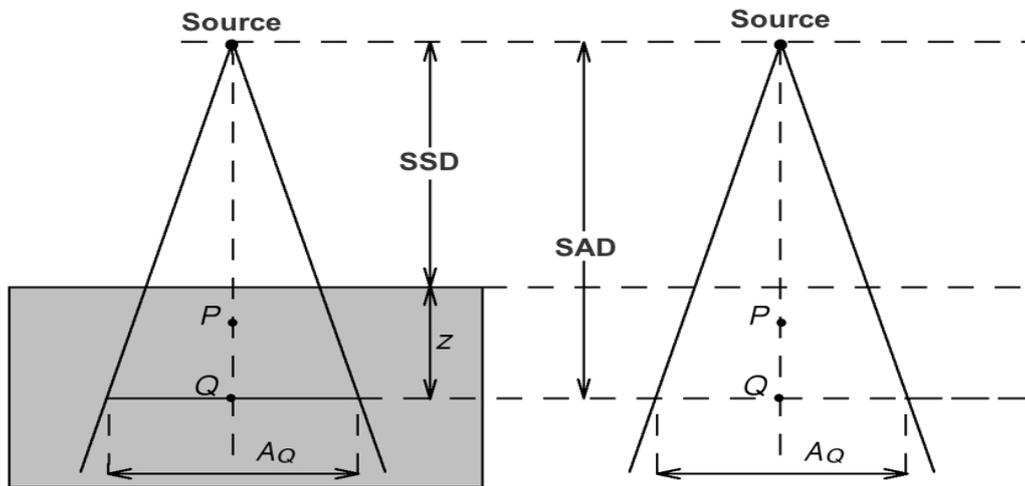


Figure 3.9: géométrie correspondante à la mesure de TAR

III.11 Rapport diffusé air :

Le SAR décrit la dose absorbée déposée par les photons diffusés dans le fantôme. Il est calculé par la soustraction de la valeur extrapolée du TAR pour le champ de surface nulle ($A \rightarrow 0$), de la valeur du TAR.

$$SAR(z, A_Q, h\nu) = TAR(z, A_Q, h\nu) - TAR(z, 0, h\nu) \quad (3.47)$$

Le SAR dépend du même paramètre comme le TAR.

III.12 Rapport tissu-fantôme et le rapport tissu-maximum :

Le TPR est défini comme étant le rapport de la dose absorbée à un point sur l'axe central, sur la dose absorbée, à ce même point et à la même distance de la source, mais à une profondeur de référence ($z_{réf}$) à SAD constante.

$$TPR(z, A_Q, h\nu) = \frac{D_Q}{D_{Q_{réf}}} \quad (3.48)$$

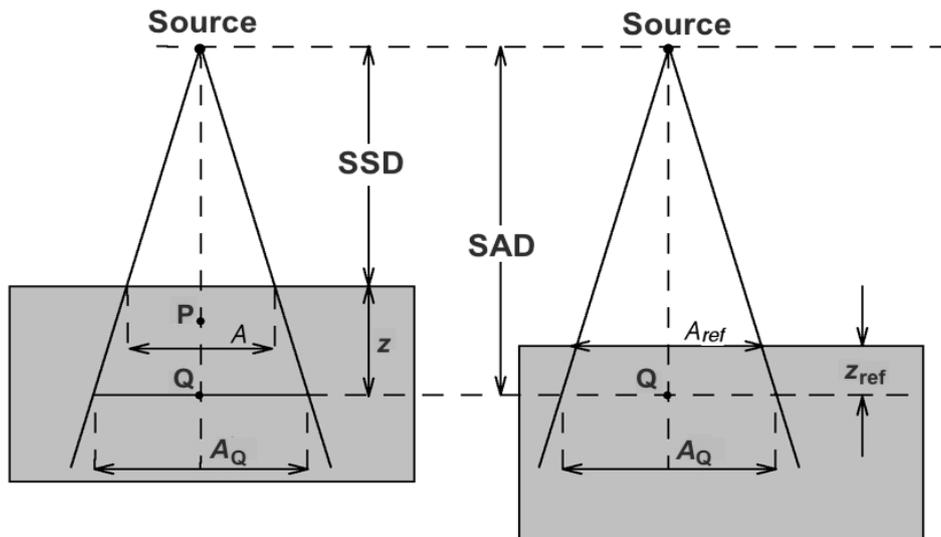


Figure 3.10: géométrie correspondante à la mesure de TPR

Un TPR spécial est défini lorsque la profondeur (z_{ref}) est égale à la profondeur de maximum de dose (z_{max}), et il est référé comme le rapport tissu-maximum $TMR(z, A_Q, hv)$.

$$TMR(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D_{Q_{max}}} \quad (3.49)$$

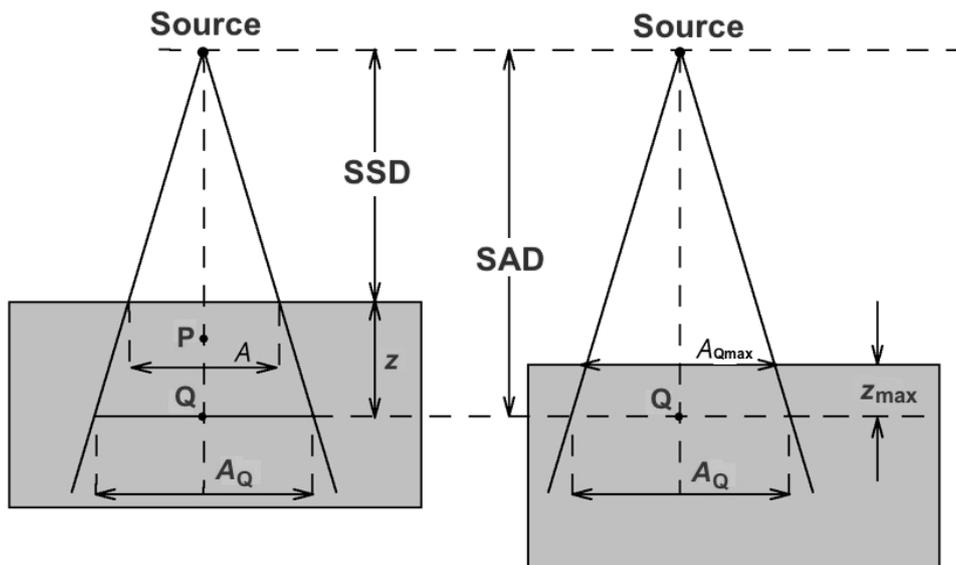


Figure 3.11: géométrie correspondante à la mesure de TMR

III.13 Rapport diffusion –maximum :

Similairement de la séparation du rapport tissu-air (z, A_Q, hv) , de la composante primaire $TAR(z, 0, hv)$ et la composante de diffusion $SAR(z, A_Q, hv)$, le rapport de tissu-maximum $TMR(z, A_Q, hv)$ peut être séparé de la composante primaire $TMR(z, 0, hv)$ et de la composante de diffusion $SMR(z, A_Q, hv)$; le rapport de diffusion maximum $SMR(z, A_Q, hv)$ est donc défini comme suit :

$$SMR(z, A_Q, hv) = TMR(z, A_Q, hv) \frac{SF(A_Q, hv)}{SF(A_Q, hv)} - TMR(z, 0, hv) \quad (3.50)$$

Le rapport $SF(A_Q, hv)/SF(A_Q, hv)$ est donc :

$$\frac{SF(A_Q, hv)}{SF(A_Q, hv)} = \frac{PSF(A_Q, hv)/PSF(10, hv)}{PSF(0, hv)/PSF(10, hv)} = PSF(A_Q, hv) \quad (3.51)$$

Où $PSF(0, hv)=1$.

III.14 Rapport hors-axe :

La distribution de la dose au long de l'axe central du faisceau, ne nous donne qu'une partie de l'information requise, pour une distribution juste de la dose, dans le patient.

La distribution de la dose dans la dimension perpendiculaire à l'axe central peut être décrite par le rapport hors-axe (OAR) ; ce dernier est défini sous le rapport, entre la dose à un point hors de l'axe du faisceau et, sur celle de l'axe central, à la même profondeur dans le fantôme.

III.15 Le profil de dose :

La variation de la dose absorbée dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau et à une profondeur donnée, est appelée profil latéral de dose.

Pour les rayons X de mégavoltage, on distingue trois régions, dans le profil de dose : région centrale, région de pénombre et celle de l'ombre :

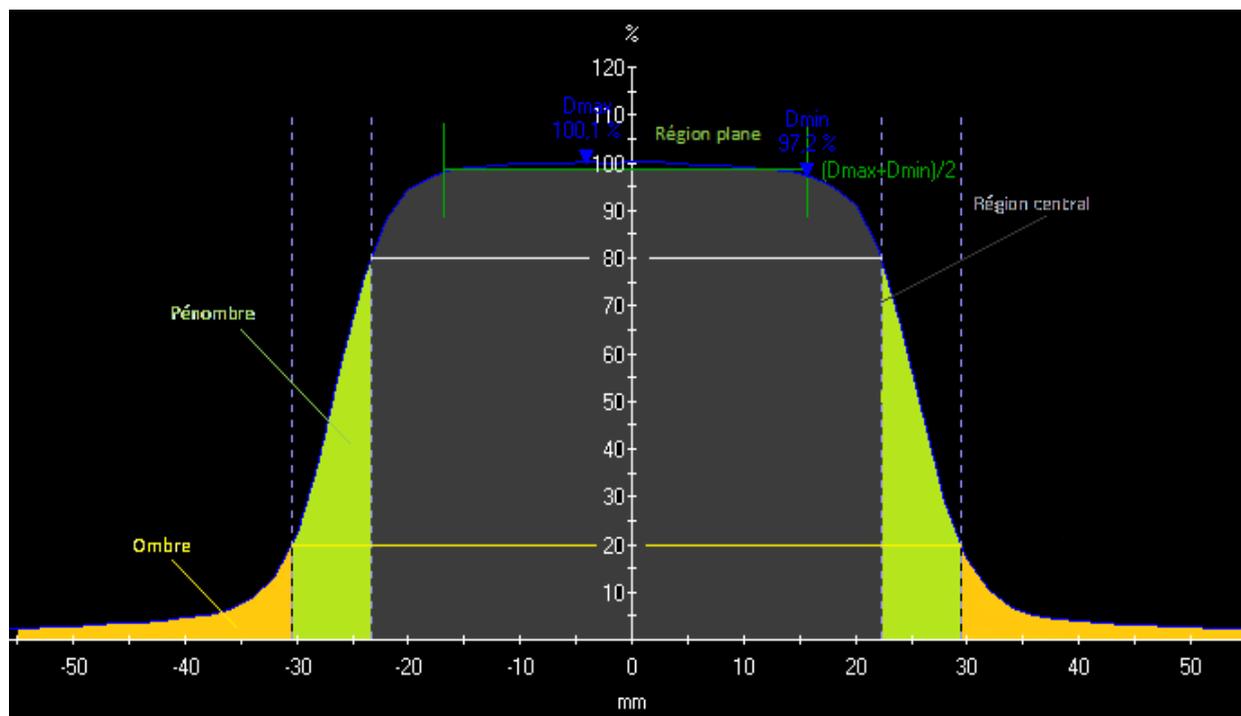


Figure 3.12: géométrie de profil de dose

III.15.1 La région centrale :

Elle représente la portion centrale du profil, et s'étend de l'axe central jusqu'à 1–1.5 cm, avant les bords du champ géométrique de faisceau (la taille de champ géométrique est indiquée par celle du champ de la lumière optique).

III.15.2 La pénombre (pénombre physique) :

Elle est constituée de trois composantes :

- Une composante due à la transmission des mâchoires, dite pénombre de transmission.
- Une composante attribuée à la taille de la source, dite pénombre géométrique.
- Une composante due aux rayonnements diffusés dans le patient ou le fantôme, dite pénombre de diffusion.

III.15.3 L'ombre :

Elle est une région à l'extérieur du champ de radiation, la dose dans cette région est généralement faible, ce qui est due à la transmission des radiations à travers le collimateur et le blindage de la tête.

III.15.4 La planéité de faisceau :

Elle est évaluée par la détermination de la dose maximale D_{max} et minimale D_{min} , situées dans la région central du profil de dose correspondante à 80 % de la taille de champ d'irradiation.

$$F = 100x \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (3.52)$$

Généralement, les spécifications de l'accélérateur linéaire requièrent que F doit être inférieur à 3%, s'il est mesuré dans un fantôme d'eau à une profondeur de 10cm et SSD de 100 cm, pour une taille de champ large (usuellement 40x40 cm²).

III.15.5 La symétrie :

La symétrie S est usuellement déterminée à Z_{max} , qui représente la profondeur la plus sensible pour l'évaluation de ce paramètre. Elle est obtenue par la détermination de la surface pour chaque coté (droit et gauche), située sous le profil de dose correspondant à Z_{max} , et limitée par l'axe central du faisceau et les deux axes droit et gauche, passants par le niveau de 50% de la dose.

$$S = 100x \frac{\text{surface}_{gauche} - \text{surface}_{droite}}{\text{surface}_{gauche} + \text{surface}_{droite}} \quad (3.53)$$

III.15.6 La distribution de l'isodose dans un fantôme d'eau :

Les caractéristiques physiques des faisceaux de rayonnement sont usuellement mesurées dans des fantômes sous des conditions standards :

- Un fantôme homogène.
- Une surface de fantôme plate.
- Incidence du faisceau perpendiculaire à la surface de fantôme.

Les variations planaires et volumétriques de la dose en profondeur, sont affichées dans des courbes d'isodose qui relient les points des doses égales dans le volume irradié. Le diagramme de l'isodose est constitué d'un ensemble de courbes d'isodose, obtenues par un incrément régulier de PDD. Deux conventions de normalisation sont utilisées :

Pour la méthode SSD, toutes les valeurs d'isodoses sont normalisées à 100 au point P sur l'axe central.

Pour la méthode SAD, les valeurs d'isodoses sont normalisées à 100 à l'isocentre.

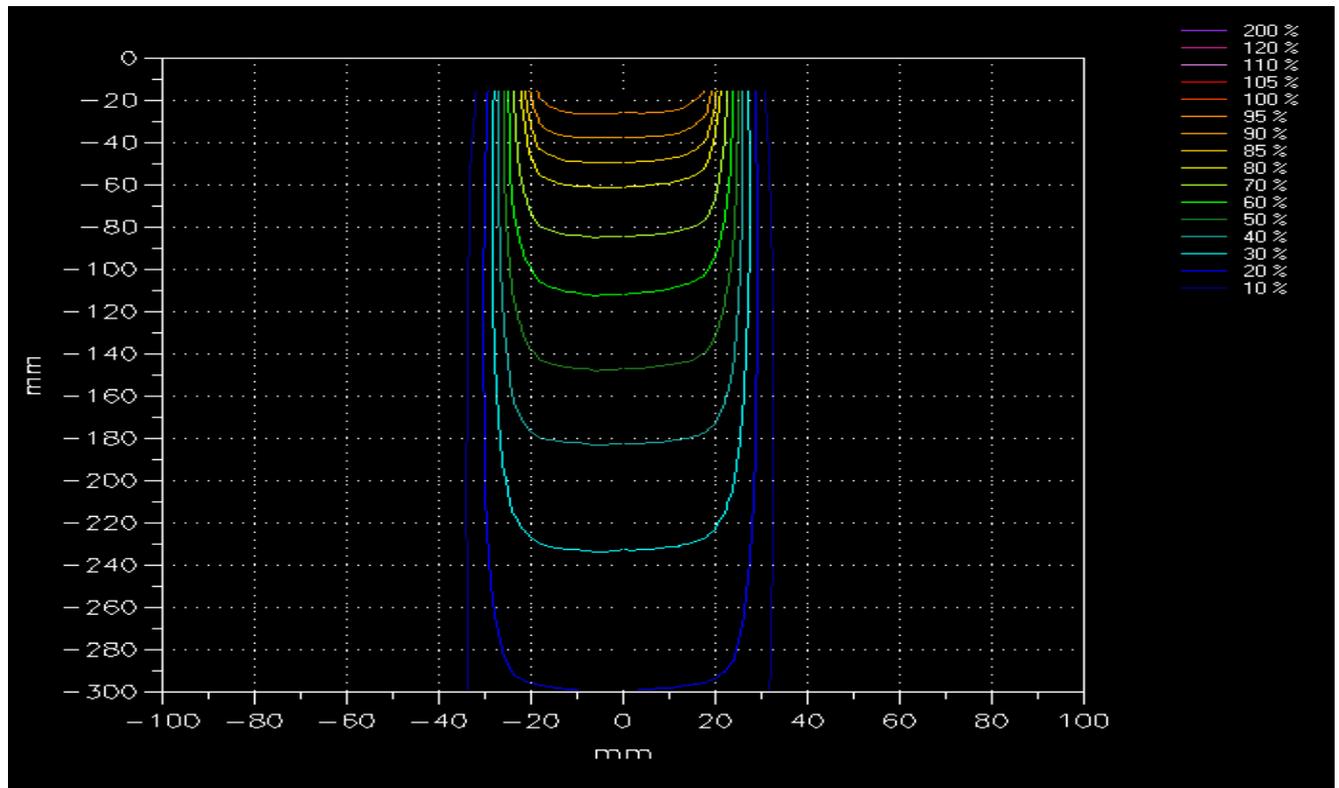


Figure 3.13: les courbes de l'isodose

III.15.7 La distribution de l'isodose dans le patient :

Les situations cliniques sont généralement plus complexes :

- La surface de patient peut être d'une forme irrégulière.
- l'incidence du faisceau sur le patient peut être oblique.
- La densité des tissus diffère considérablement de celle de l'eau.

La distribution de la dose dans le patient, peut être déterminée par l'algorithme basé sur la correction [14].

III.15.7.1 Algorithmes basés sur la correction :

Ils utilisent les données de dose en profondeur, mesurées dans des fantômes d'eau, avec une surface plate et une incidence normale conjointement avec des différentes méthodes de

correction de l'irrégularité du contour, l'obliquité de l'incidence, et l'inhomogénéité de la densité [14][15].

III.15.7.2 Correction des contours irréguliers et de l'incidence oblique du faisceau :

Un faisceau d'irradiation frappant une surface irrégulière ou inclinée, produit une distribution de d'isodose différente de la distribution standard, obtenue à une surface plate, avec une incidence normale. Deux approches sont utilisées pour régler ce problème :

III.15.7.3 Correction par des différentes méthodes de calculs :

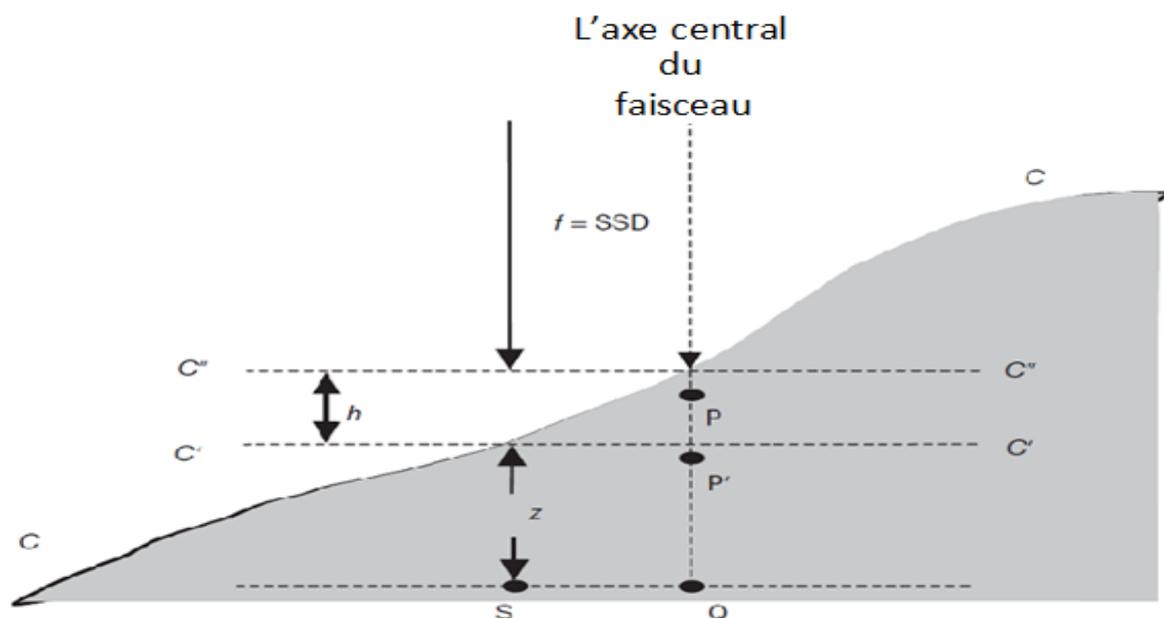


Figure 3.14: Correction des contours irréguliers et de l'incidence oblique du faisceau

III.15.7.3.1 Méthodes de SSD effective :

Dans cette méthode, le PDD_{corr} est déterminé comme suit :

$$PDD_{corr} = PDD'(z, A, f, h\nu) \left(\frac{f+z_{max}}{f+h+z_{max}} \right)^2 \quad (3.54)$$

Avec $PDD'(z, A, f, h\nu)$ est le PDD sous les conditions standards avec la surface plate $C'C'$. Le paramètre h est l'épaisseur du tissu manquant.

III.15.7.3.2 Méthode du TAR ou TMR :

Pour cette méthode, le PDD_{corr} est donné par :

$$PDD_{corr} = PDD''(+h, A, f, hv) \frac{T(z, A_Q, hv)}{T(z+h, A_Q, hv)} \quad (3.55)$$

Avec :

A_Q est la taille de champ au point S à la distance $(f+h+z)$ de la source.

T représente le TAR ou le TMR.

PDD'' représente la valeur PDD à la profondeur $(h+z)$ pour un fantôme standard, avec une surface de $C''C''$.

III.15.7.3.3 Méthode de déplacement de l'isodose :

La valeur de la dose est déplacée sur l'axe vertical par $(h \times k)$.

k est un facteur dépendant de l'énergie du faisceau, il a la valeur de 0.7 pour les faisceaux de cobalt-60 jusqu'aux faisceaux de 5 MeV, 0.6 pour les faisceaux de 5–15 MeV, et 0.5 pour les faisceaux de 15–30 MeV.

III.15.7.3.4 Compensation par l'utilisation des filtres en coins et les bolus :

Les filtres en coins :

Les filtres en coins sont fabriqués à base de plomb, cuivre, ou d'acier. Ils peuvent être utilisés en dehors de la surface de l'isodose pour les faisceaux de photon frappant une surface relativement plate sous une incidence oblique. Généralement, ils sont disponibles avec les angles de 15°, 30°, 45°, et 60°.

Les bolus :

Le bolus est un matériau équivalent de tissus, placé directement sur la surface de la peau, sur le contour irrégulier du patient ; il fournit une surface plane pour une incidence normale du faisceau. En principe, l'utilisation de bolus est simple et pratique.

III.15.7.3.5 Corrections d'inhomogénéités :

Le patient contient des structures de différentes densités.

Une simple méthode pour estimer l'effet approximatif de l'inhomogénéité est la correction par l'équivalent de la longueur de chemin, où une profondeur effective est utilisée pour calculer les paramètres dépendant de la profondeur [16].

La profondeur effective d_{eff} au point p est changée de $Z=Z_1+ Z_2+ Z_3$ à $Z_{eff} = (Z_1+Z_3) +Z_2.\rho_e$

$D(Z, A_s, SSD) =$

$$D_0 S_c(A, h\nu) S_p(Z_{max}, A_p, h\nu) TMR(Z_{eff}, A_p, h\nu) \left(\frac{SAD+Z_{max}}{SAD+Z} \right)^2 \quad (3.56)$$

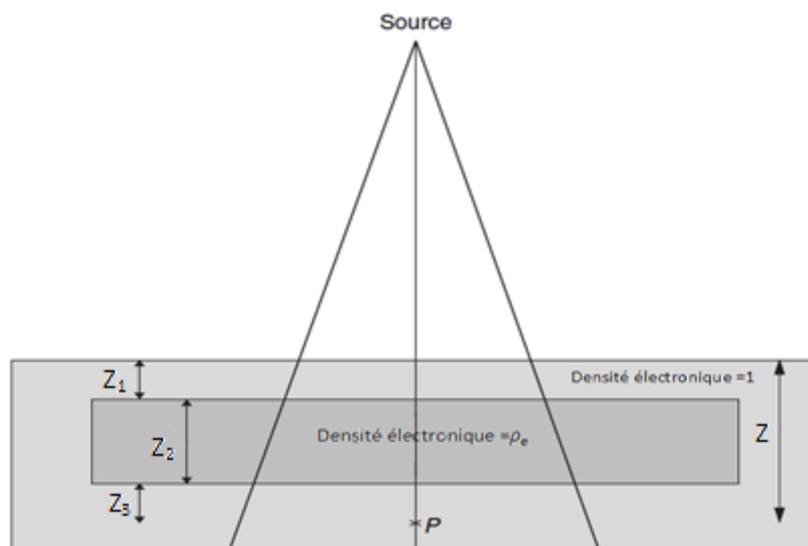


Figure 3.15: Corrections d'inhomogénéités

III.15.7.3.6 Algorithmes basés sur les modélisations :

Cette méthode évite le problème de la correction, en modélisant les distributions de la dose, dans des modèles physiques qui simulent le transport actuel des radiations et prenant en compte toutes les caractéristiques géométriques et physiques du traitement particulier du patient actuel.

IV CALCULE DES UNITES MONITEURS :

Le calcul des unités moniteurs est basée sur débit dose de sortie de la machine \dot{D}_0 mesurée en cGy/UM au point de sa calibration sous les conditions de références suivants [1]:

- Mesurée dans un fantôme d'eau.
- Mesurée à l'axe central du faisceau de radiation.
- Le point situé à une profondeur de référence (généralement 5 ou 10 cm).
- Mesurée avec une taille de champ de 10x10 cm².

Mesurée à la distance nominale de la machine (généralement SSD =100 cm).

IV.1 méthode de TPR :

D'après la définition de TPR (équation 3.48) : [16] [17] [18]

$$D_Q(z, A_Q, f_1, hv) = D_{Q_{réf}}(z_{réf}, A_Q, f_2, hv) \cdot TPR(z, A_Q, hv) \quad (3.57)$$

D'après la loi de l'inverse carré de la distance (équation 2.38) :

$$D_{Q_{réf}}(z_{réf}, A_Q, f_1, hv) = \frac{D_Q(z, A_Q, f_1, hv) f_1^2}{TPR(z, A_Q, hv) f_2^2} \quad (3.58)$$

$$UM = \frac{D_{Q_{réf}}(z_{réf}, A_Q, f_1, hv)}{\dot{D}_0} \quad (3.59)$$

$$UM = \frac{D_Q(z, A_Q, f_1, hv) f_1^2}{\dot{D}_0 \cdot TPR(z, A_Q, hv) \cdot CF(A, hv) \cdot SF(A_Q, hv) f_2^2} \quad (3.60)$$

IV.2 méthode de TAR :

D'après la définition de TAR (équation 3.46) : [14] [16]

$$D'_Q(z, A_Q, f_1, hv) = \frac{D_Q(z, A_Q, f_1, hv)}{TAR(A_Q, hv)} \quad (3.61)$$

D'après la loi de l'inverse carré de la distance (équation 3.38) :

$$D'_{Q_{réf}}(z_{réf}, A_Q, f_2, hv) = D'_Q(z, A_Q, f_1, hv) \cdot \frac{f_1^2}{f_2^2} \quad (3.62)$$

$$D'_{Q_{réf}}(z_{réf}, A_Q, f_2, hv) = \frac{D_Q(z, A_Q, f_1, hv) f_1^2}{TAR(A_Q, hv) f_2^2} \quad (3.63)$$

D'après la définition de TAR (équation 3.46) :

$$D_{Q_{réf}}(z_{réf}, A_Q, f_1, hv) = D'_{Q_{réf}}(z_{réf}, A_Q, f_2, hv) \cdot TAR(A_{Q_{réf}}, hv) \quad (3.64)$$

$$D_{Q_{réf}}(z_{réf}, A_Q, f_1, hv) = D_Q(z, A_Q, f_1, hv) \cdot \frac{TAR(A_{Q_{réf}}, hv) f_1^2}{TAR(A_Q, hv) f_2^2} \quad (3.65)$$

$$UM = \frac{D_Q(z, A_Q, f_1, hv) f_1^2}{\dot{D}_0 \cdot CF(A, hv) \cdot SF(A_Q, hv) f_2^2} \cdot \frac{TAR(A_{Q_{réf}}, hv) f_1^2}{TAR(A_Q, hv) f_2^2} \quad (3.66)$$

CHAPITRE IV

le logiciel SDCD

I. MATERIEL UTILISE

I.1 MEPHYSTO mc² :

MEPHYSTO mc² (**M**edical **P**hysics **T**ool) avec le Medical physics center est un logiciel servant à enregistrer et à évaluer automatiquement des répartitions de doses relatives et absolues d'installations de radiothérapie, en particulier d'accélérateurs linéaires à usages médicales à l'aide des différents types des fantômes. Il permet l'analyse des données selon des protocoles de dosimétrie internationaux. [17]

Les données de mesures peuvent être transférées vers les systèmes de planifications de traitements en radiothérapie. À cet effet, des programmes de conversion et de transfert sont requis.



Figure 4.1: Masque principale MEPHYSTO mc² Control center.

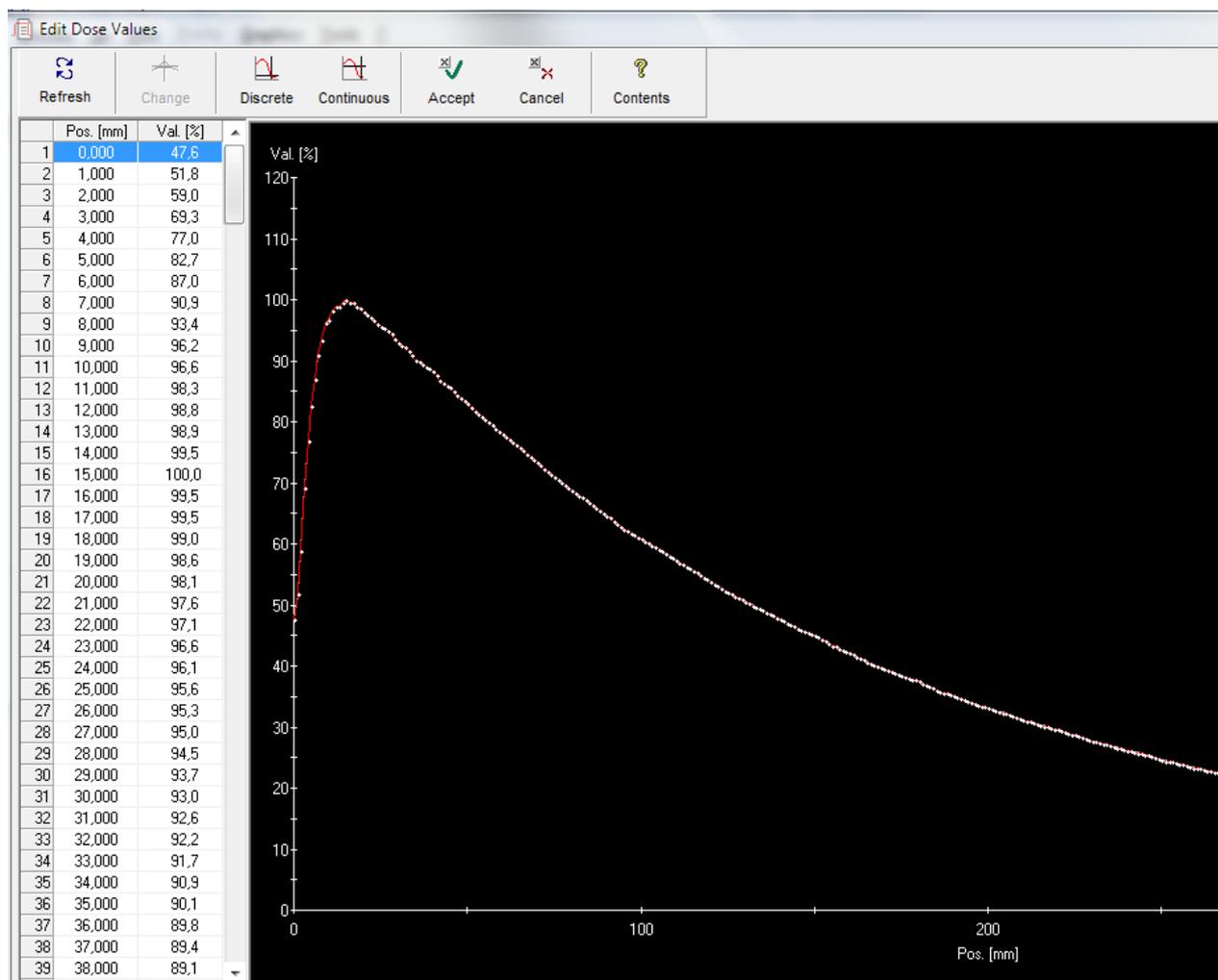


Figure 4.2: La courbe des doses en profondeurs obtenues par MEPHYSTO mc².

I.2 Fantôme d'eau :

PTW MP3 est un fantôme d'eau motorisé pour permettre la mesure automatique de distributions de dose d'un faisceau de radiation. [18]

L'incidence des rayons peut être verticale, horizontale ou oblique. Horizontalement, le détecteur peut être déplacé dans une plage de 600 mm x 500 mm et verticalement de 407,5cm.

Les moteurs de déplacement du détecteur sont pilotés par le logiciel MEPHYSTO mc² avec une précision élevée de positionnement ($\pm 0,1$ mm).



Figure 4.3: Fantômes d'eau de type PTW MP3.



Figure 4.4: Moteur piloté pour le déplacement du détecteur.

I.3 Chambre d'ionisation :

Les chambres semiflex sont désignées pour la dosimétrie, principalement pour les mesures de la distribution de la dose dans un fantôme motorisé. Elle est utilisée pour une gamme d'énergie entre 30 kV et 50 MV pour les photons, et entre 6 MeV et 50MeV pour les électrons. [19]

II LES DONNEES REQUISES :

Pour réaliser le calcul dosimétrique, notre système nécessite des données qui caractérisent les faisceaux des photons en fonction des différents paramètres (la profondeur, la taille de champ, SSD, SAD, l'énergie).

II.1 Les données générales :

- La modalité
- L'énergie
- La profondeur de référence
- La profondeur de la dose maximale.
- Distance de référence de la machine (SAD)
- Les paramètres des champs (définies à la distance de référence de la machine)
 - Largeur maximale (cm)
 - Longueur maximale (cm)
 - Largeur minimale (cm)
 - Longueur minimale (cm) [20]

II.2 Les données à scanner :

PDD pour les champs ouverts : sont mesurés pour les tailles des champs carrés suivants : 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, et 40x40cm. Le scanne est effectué jusqu'à 40 cm avec un incrément de 1mm.

TPR pour les champs ouverts : sont mesurés pour les tailles des champs carrés suivants : 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, et 40x40cm. Le scanne est effectué jusqu'à 40 cm avec un incrément de 1mm. [21]

Les profils de dose pour les champs ouverts : sont mesurés pour les tailles des champs carrés suivants : 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, et la taille de champ maximal. Pour les profondeurs de d_{max} , 5, 10, 20, et 30cm Le scanne est effectué jusqu'au moins 4 cm en dehors de bords de champ avec un incrément de 2mm.

Les PDD pour les filtres en coins : sont mesurés pour les tailles des champs carrés suivants: 5x5, 10x10, 20x20, et 25x25 cm. Le scanne est effectué jusqu'une distance supérieur à 30cm avec un incrément de 1mm.

Les profile de dose pour les filtres en coins : sont mesurés pour les tailles des champs carrés suivants : 10x10, 20x20,et 25x25 cm .Pour les profondeurs de d_{max} , 5, 10, 20, et 30cm .Le scanne est effectué jusqu'au moins 4 cm en dehors de bords de champ avec un incrément de 2mm. [20]

II.3 Les données non scannées :

Le facteur de dose relatif (S_{cp}) : sont mesurés à l'isocentre pour les tailles des champs carrés suivants : 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, et 40x40cm.

La sortie absolue de la machine pour le champ de référence est mesurée à la profondeur de référence à l'isocentre.

Facteur de collimateur (S_c) : sont mesurés à l'isocentre pour les tailles des champs carrés suivants : 3x3, 4x4, 5x5, 7x7, 10x10, 12x12, 15x15, 20x20, 25x25, 30x30, 35x35, et 40x40cm.

Le facteur de diffusions au pic.

Facteur de transmission des filtres en coins : mesuré à la profondeur de référence et SSD =100 cm pour les taille des champs suivantes : 5x5, 10x10, 15x15, 20x20, et 25x25cm.

III. ARCHITECTURE GENERALE :

L'ergonomie du logiciel de double calcule dosimétrique SDCD a été inspirée du système de planification de traitement XIO. Son développement a été réalisé sous Delphi en programmation orientée objet. Il est caractérisé par une fenêtre principale qui contient des boutons correspondants chacun à une fenêtre secondaire spécifiée. [22] [23] [24]



Figure 4.5: la fenêtre principale du logiciel SDCD.

III.1 sources de données (data source):

Cette fenêtre permet la collection des données et les paramètres qui caractérisent les machines de traitement disponibles. L'ajout des données d'une nouvelle machine dans se système est réalisé dans plusieurs étapes :

III.1.1 L'identification de la machine :

En donnant un nom significatif qui permet de connaitre le type, la modalité et l'énergie du rayonnement fourni.

(P.ex. PRIMUS01X-6 qui correspond à la machine PRIMUS de la société SIEMENS, est les photons X de l'énergie 6MV).

Pour modifier les paramètres d'une machine qui existe déjà il suffit de double cliquer dans le champ de saisie du nom identificateur et choisir la machine désirée dans la liste qui s'affiche.

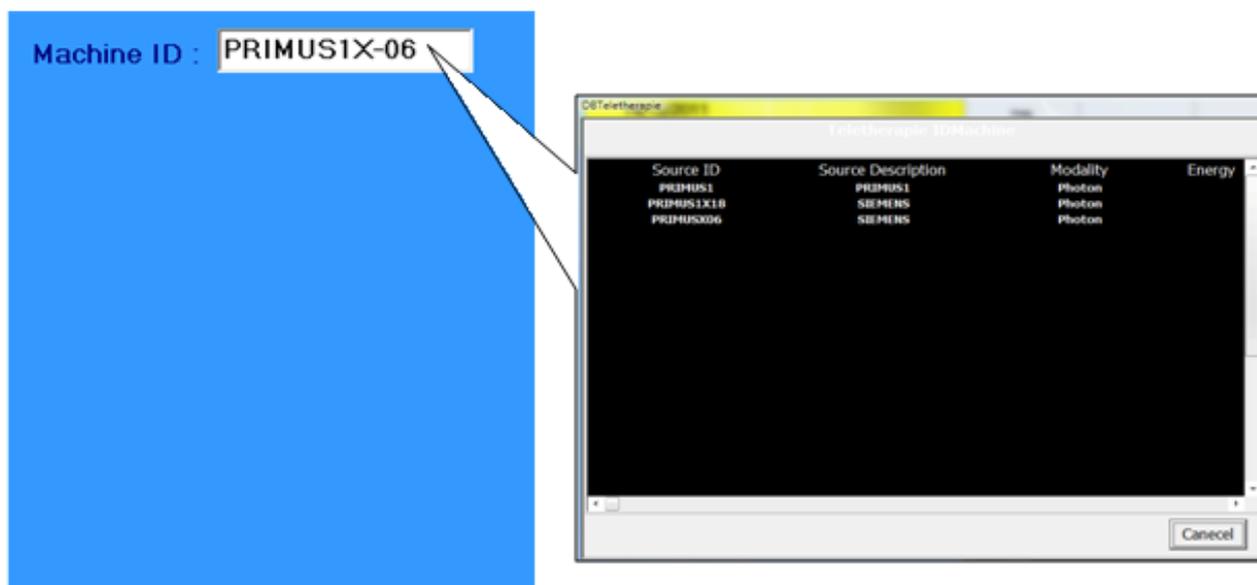


Figure 4.6: panneau de l'identification de la machine.

III.1.2 Les données générales :

Le panneau suivant permet de déterminer les caractéristiques générales de la machines qui sont déclaré par le fabricant tel que la modalité, l'énergie, la distance entre la source et l'isocentre(SAD), les techniques d'irradiation disponible, les dimensions maximales et minimales de champ d'irradiation, et la distance minimale et maximale entre la source et la surface à irradier, la profondeur de référence utilisée pour la calibration de la machine.

Machine ID : PRIMUSX06

Description : SIEMENS

Modality : Photon

Energy (Mv): 6

Machine Reference Distance (cm) : 100

Reference Depth (cm) : 10

Max Dose Depth (cm) : 1,5

Max Width (cm) : 40

Max Length (cm) : 40

Min Width (cm) : 0

Min Length (cm) : 0

Available Setups :

SSD : Yes SAD : Yes

Rotationnal : No

Dynamic Conformal : No

SSD Limite:

Max (cm): 120

Min (cm): 80

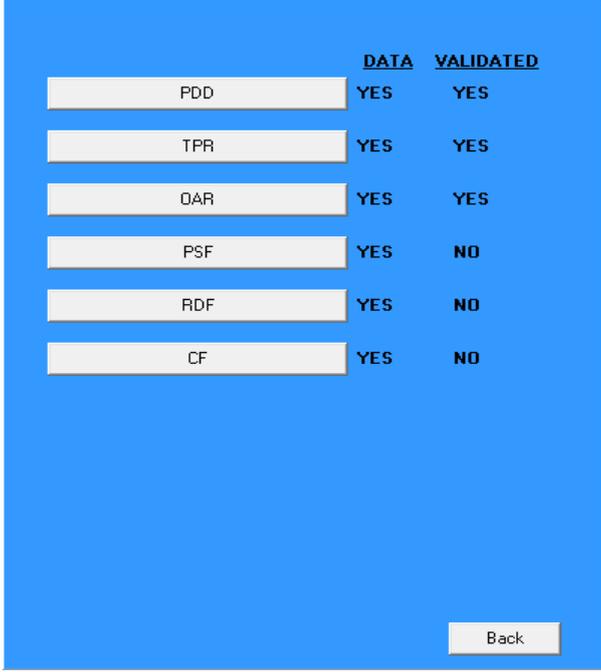
Buttons: Done, Cancel

Figure 4.7: panneau de collection des données générales de la machine.

III.1.3 Les données physiques :

Si les données générales de la machine sont complètes, on peut continuer d'ajouter les données physiques nécessaires pour le calcul dosimétrique.

Le panneau concernant les données physique permet de vérifier l'existence et la validation de ces données. Il contient six boutons correspondant chacun à un type de données tel que les PDD, les TPR, les OAR, les PSF, les RDF, et les CF.



	<u>DATA</u>	<u>VALIDATED</u>
PDD	YES	YES
TPR	YES	YES
OAR	YES	YES
PSF	YES	NO
RDF	YES	NO
CF	YES	NO

Back

Figure 4.8: panneau de choix des données physiques à ajouter.

Pour assurer l'ajout et l'apparition de la nouvelle machine au système dosimétrique il faut d'assurer que tous les données physique sont collecté et validé par le physicien.

Nous avons utilisé trois méthodes pour collecter ce type de données :

- L'importation directe des tableaux obtenus à partir du logiciel de mesures dosimétriques (MEPHYSTO) après leurs transformations sous formes des tableaux paradoxe en utilisant l'Access.
- La saisie des données manuellement.
- Et la conversion des données à partir d'autres tables (PDD vs TPR).

Pour vérifier la validité des données nous avons ajouté un espace de visualisation pour les représentations graphiques correspondantes aux tableaux ajoutés.

Les données non scannées :

Pour ce type de données l'utilisateur doit les saisir manuellement.

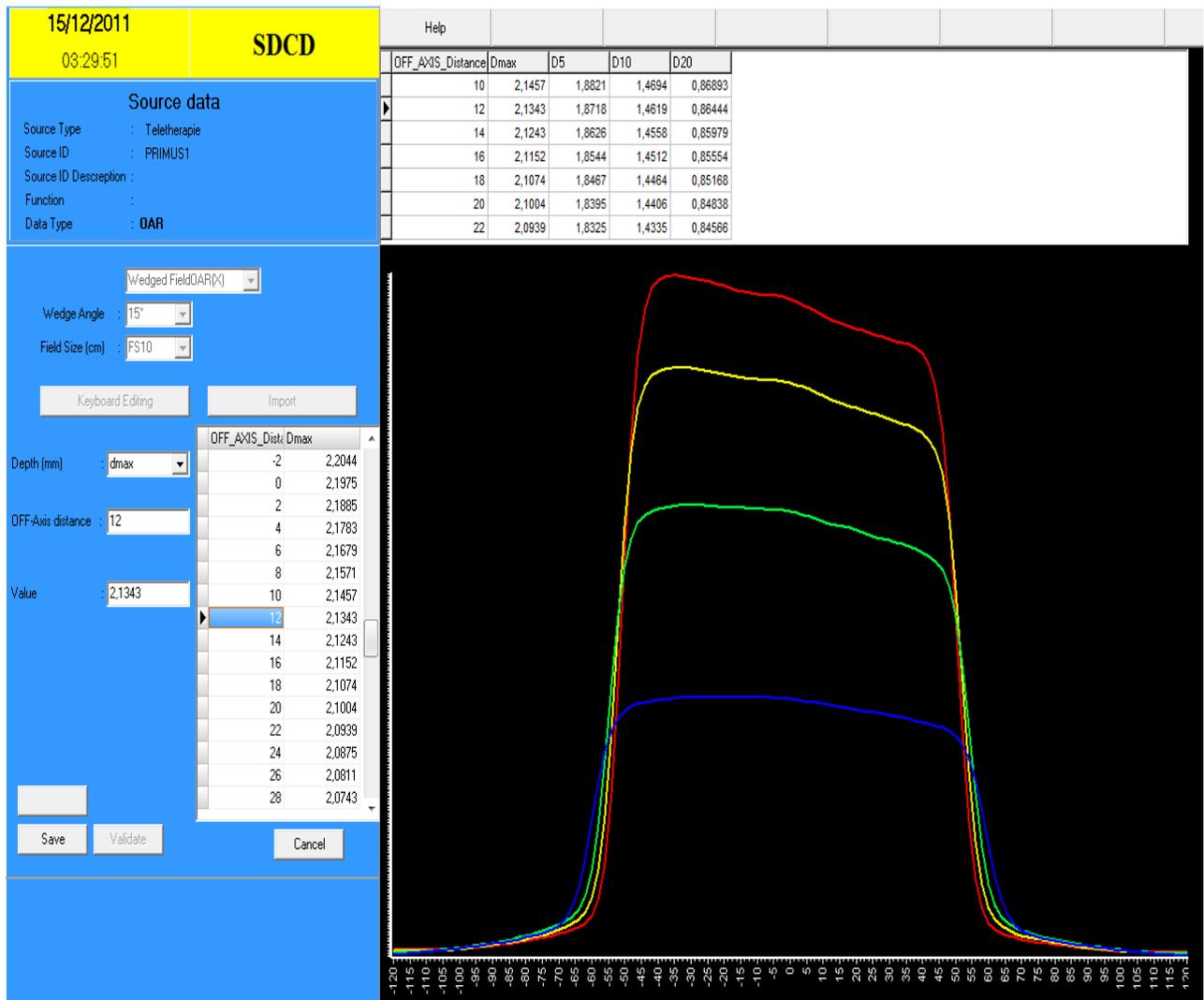


Figure 4.9: panneau de collection des données physiques.

III.2 dosimétrie (dosimetry):

Cette fenêtre permet de calculer le nombre des unités moniteurs correspondants à la dose prescrite.

III.2.1 L'identification du patient :

Chaque dossier doit être caractérisé par un chiffre spécifique pour l'identification du patient c'est l'ID de patient qui sera unique pour chaque patient.

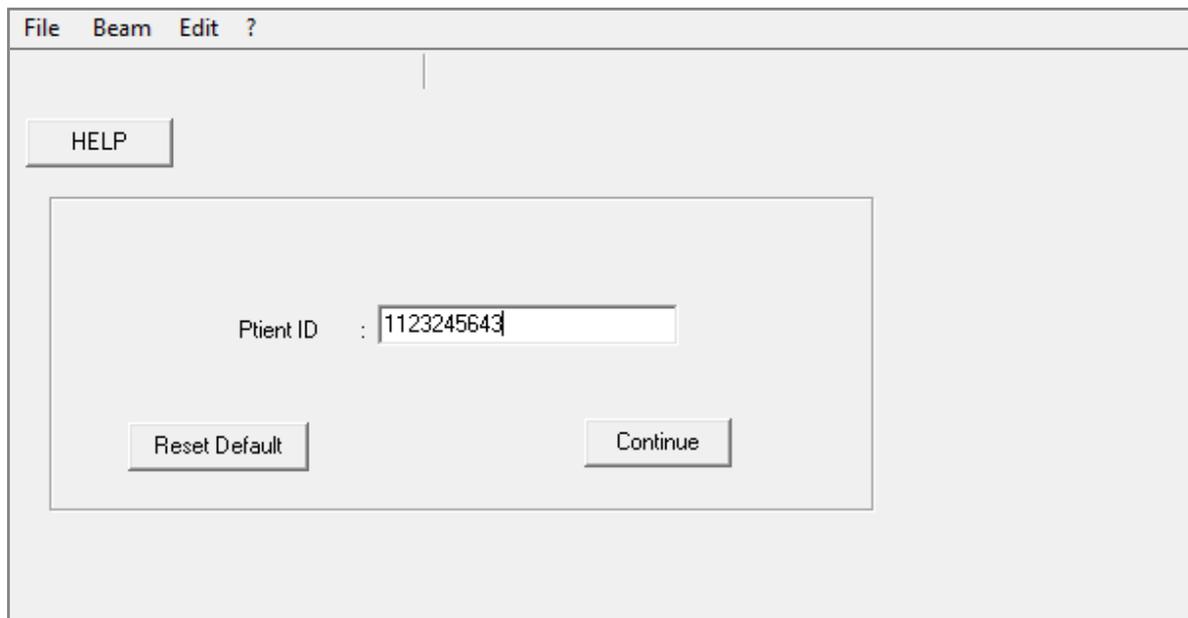


Figure 4.10: panneau d'identification de patient.

Le panneau suivant permet de choisir la clinique où le traitement se fait.



Figure 4.11: panneau de choix de la clinique.

III.2.2 Donnée démographique :

Cette étape permet de collecter les informations générales concernant le patient pour leur traitement dans le service de radiothérapie (nom du patient, le Médecin, et le site anatomique a traité).

The screenshot shows a software window titled 'File Beam Edit ?'. Inside the window, there is a 'HELP' button in the top left corner. Below it, there is a central panel containing several buttons and input fields. At the top of this panel are 'Restart' and 'Exit' buttons. Below these are three input fields: 'Patient Name' with the text 'xxx', 'Physician' with the text 'xxxx', and 'Anatomic Site' with the text 'lung'. At the bottom of the panel are three buttons: 'Reset default', 'Back', and 'Continue'.

Figure 4.12: panneau de collection des données démographique.

III.2.3 Paramètres de faisceau :

Nous définissons les paramètres concernant le faisceau et la machine de traitement (description du faisceau, la technique d'irradiation, la distance source peau, la taille du champ, la profondeur...).

File Beam Edit ?

HELP

Restart Exit

Patient ID : 1123245643
Patient name : xxx
Physician : xxxx
Beam Description : LAT.D
Anatomical Site : lung
Machine ID : PRIMUS1
Setup : SSD
Treatment distance : 100
Open FLD Width (cm) : 10
Length (cm) : 10
BLK.FLD. Width (cm) : (optional)
Length (cm) : (optional)
Wedge ID : no wedge
Patient Thickness (cm) : 40 (optional)
Point depth (cm) : 12

Reset Default Back Continue

Figure 4.13: panneau de collection des paramètres de faisceau.

Le panneau suivant permet de compléter les données concernant le faisceau d'irradiation (le facteur de transmission du réticule et le facteur de correction), et la détermination de fraction de la dose délivré par ce faisceau.

Pour ajouter un autre faisceau il suffit de cocher le petit carré en bas et continuer.

File Beam Edit ?

HELP 1 ANT

Restart Exit

Patient ID: 123456789
Patient name: XX
Physician: XXX
Beam description: ANT
Anatomical site: POUMON
Machine ID: PRIMUS1X06
Treatment distance(cm): 100
Open fld. Width(cm): 12 Blk. fld. Width(cm):
Open fld.length(cm): 10 Blk. fld. Length(cm):
Open eq. square(cm): 11 Blk. eq. square(cm):

Wedge ID: no wedge
Tray factor: 1
Misc. correction factor: 1
Patient thickness(cm): 30
Point depth(cm): 11
Contribution Dose (cGy): 40
Comment:
Enter another beam:

Reset Default Back Continue

Figure 4.14: panneau pour compléter les données concernant le faisceau de traitement.

III.2.4 résultat finale :

Après la collection de toutes les données concernant le plan de traitement le résultat de calcul des unités moniteur s'affiche dans une nouvelle fenêtre imprimable où toutes les informations de chaque faisceau sont affichées en plus de la valeur réelle en la valeur entière du nombre des unités moniteur.

Patient ID : 123456789
Patient Name : XX
Clinic : CAC ORAN
Physicien : XXX
Anatomical site : POUMON

	1	2	3
Description	ANT	POST	LAT.D
Machine ID	PRIMUS1X06	PRIMUS1X06	PRIMUS1X06
Setup	SSD	SSD	SSD
Treatment distance (cm)	100	100	100
Open FLD width (cm)	12	15	20
Open FLD length (cm)	10	15	15
BLK FLD width (cm)	\	\	\
BLK FLD length (cm)	\	\	\
Wedge	no wedge	no wedge	no wedge
Patient thickness (cm)	30	40	40
Point depth (cm)	11	23	16
Try factor	1	1	1
Misc correction factor	1	1	1
MU	45,81	131,25	66,21
Integer MU	46	131	66

Figure 4.15: l'affichage des résultats finals.

IV COMPARAISON DES RESULTATS :

Le nombre d'unités moniteur calculé par le TPS était le plus souvent un peu supérieur à celui donné par le SDCD, et cela quelles qu'aient été l'énergie du rayonnement et les paramètres géométrique de faisceau.

faisceau	Longueur(cm)	Largeur(cm)	Profondeur(cm)	Dose délivrée(cGy)	UM (TPS)	UM (SDCD)
1	20	20	15	40	69	66
2	20	20	12	50	74	72
3	15	7	15	40	79	77
4	22	15	6	70	83	80
5	10	8	16	40	85	82
6	12	7	13	50	90	88
7	5	5	12	50	95	93
8	10	10	14	60	111	108
9	25	25	14	70	110	108
10	15	12	13	70	117	114

Tableau 4.16 : comparaison entre les résultats de TPS et de SDCD.

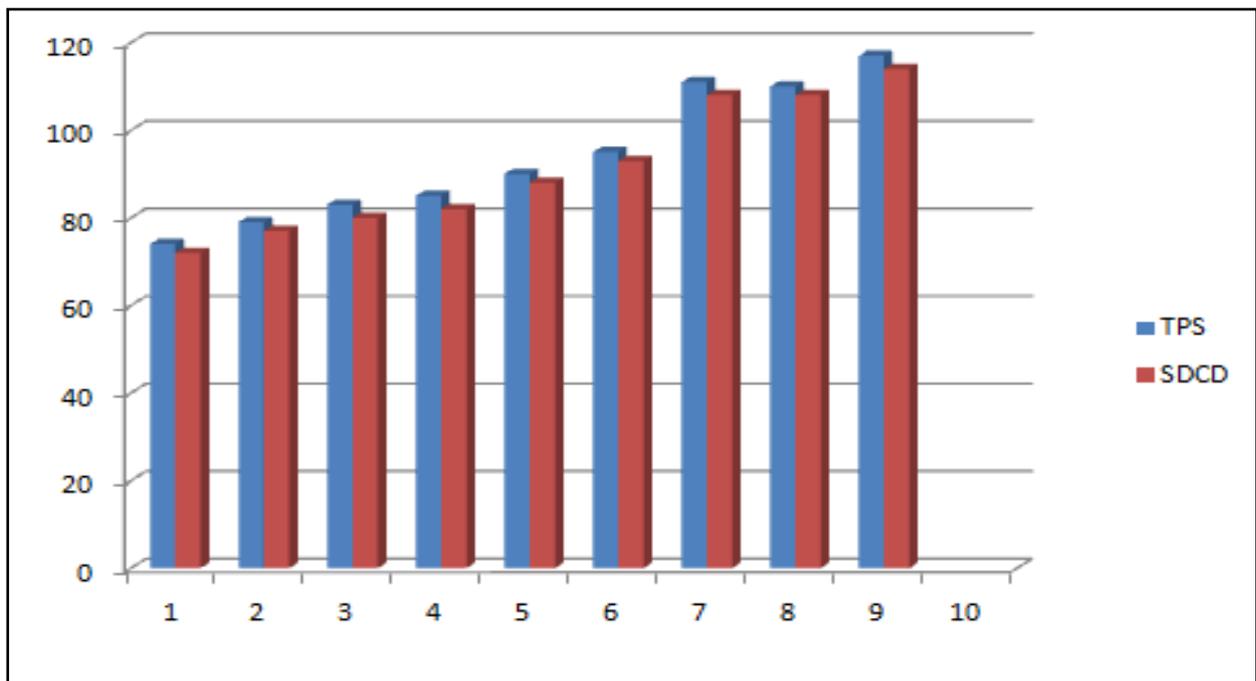


Figure 4.17: comparaison entre les résultats de TPS et de SDCD

Conclusion

Conclusion :

Le résultat de ce projet s'agit qu'un simple logiciel de calcul dosimétrique qui inclut des conditions simples tel que le champ rectangulaire, carrée, l'homogénéité, et les champs ouverts.

Les perspectives ouvertes par ce projet nous incitent à continuer son développement pour élargir ses applications. La révolution permanente des techniques d'imagerie, de transfert des données médicales, des techniques de traitement, et des moyens informatiques qui nous obligent à une actualisation réelle de notre connaissance et plus de recherche et de travail pour inclure ces offres tel que l'utilisation du format d'image DICOM pour l'importation des images médicales réelle, et des informations concernant les sites anatomiques et les densités électroniques des différents tissus pour une localisation précise de la région à irradier qui permettent de prendre en compte l'hétérogénéité et l'irrégularité des contours.

L'ajout des différents algorithmes actuels améliore les calculs dosimétriques et donne plus de choix des techniques utilisées et une diversité concernant la distribution de la dose simulée par chaque algorithme.

Au delà du projet SDCD, ce travail nous permet d'aborder la dosimétrie des rayonnements en radiothérapie au travers d'un regard plus technique et scientifique. Nous avons acquis des compétences en informatique, physiques des rayonnements, dosimétrie, et une méthodologie de travail qui nous permettront d'aller plus loin dans le domaine de la recherche physique médicale, et de concrétiser plus facilement nos idées.

Annexes

I. RELATIONS ET DERIVATIONS :

I.1 Relation entre le TAR et le PDD :

$$TAR(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D'_Q}$$

$$PDD(z, A, f, hv) = \frac{D_Q}{D_P} \times 100$$

$$D_Q = D_P \frac{PDD(z, A, f, hv)}{100} = D'_Q TAR(z, A_Q, hv)$$

$$D_P = D'_p PSF(A, hv) = D'_Q \left(\frac{f + z}{f + z_{max}} \right)^2 PSF(A, hv)$$

$$TAR(z, A_Q, hv) = PSF(A, hv) \frac{PDD(z, A, f, hv)}{100} \left(\frac{f + z}{f + z_{max}} \right)^2$$

I.2 Relation entre le PDD et le TPR :

$$\frac{D_2}{D_1} = TPR(z, B, hv)$$

$$\frac{D_3}{D_4} = TPR(z, D, hv)$$

$$\frac{D_3}{D_1} = \frac{1}{100} PDD(z, A, SSD, hv)$$

$$\frac{D_4}{D_1} = \left(\frac{SSD + z_{ref}}{SSD + z} \right)^2 \frac{PSF(C, hv)}{PSF(A, hv)}$$

$$\frac{D_4}{D_1} = \frac{D_4}{D_3} \frac{D_3}{D_1}$$

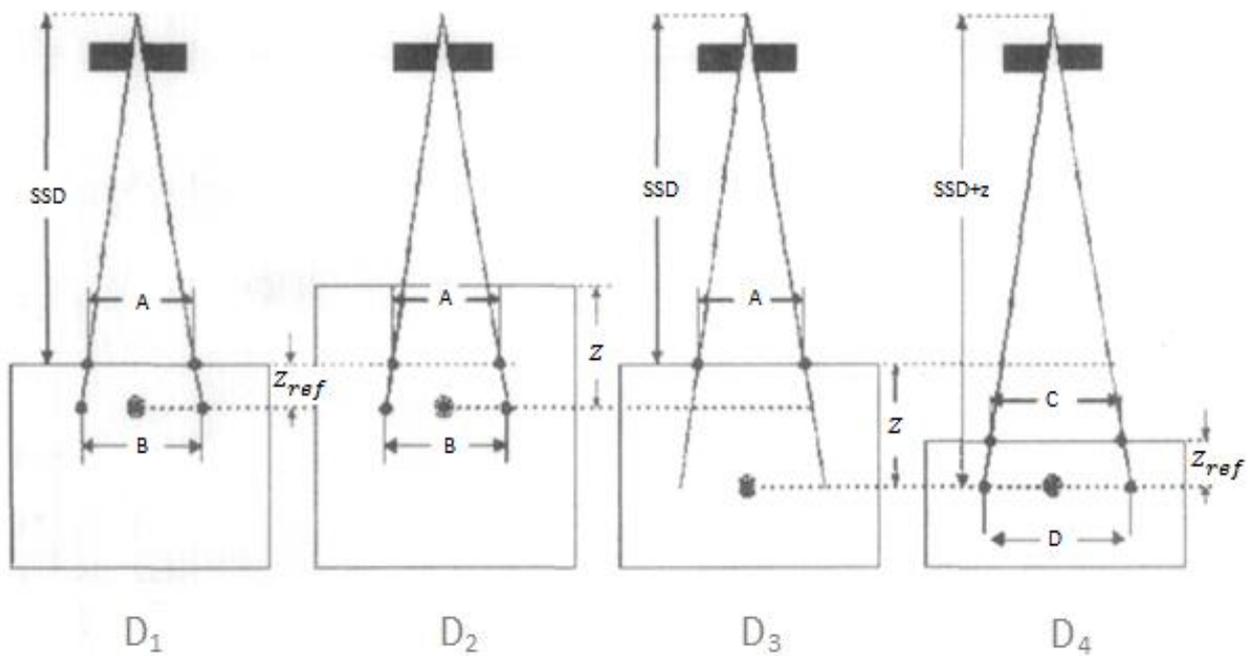
$$\left(\frac{SSD + z_{ref}}{SSD + z} \right)^2 \frac{PSF(C, hv)}{PSF(A, hv)} = \frac{\frac{1}{100} PDD(z, A, SSD, hv)}{TPR(z, D, hv)}$$

En utilisant :

$$B = A \frac{SSD+z_{ref}}{SSD}, \quad C = A \frac{SSD+z-z_{ref}}{SSD}, \quad D = A \frac{SSD+z}{SSD}$$

On obtient :

$$TPR\left(z, A \frac{SSD+z}{SSD}, hv\right) = \frac{1}{100} PDD(z, A, SSD, hv) \left(\frac{SSD+z}{SSD+z_{ref}}\right)^2 \frac{PSF(A, hv)}{PSF\left(A \frac{SSD+z-z_{ref}}{SSD}, hv\right)}$$



I.3 Relation entre le PDD et le TMR :

$$TMR(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D_{Qmax}}$$

$$PDD(z, A, f, hv) = \frac{D_Q}{D_P} \times 100$$

$$D_Q = D_P \frac{PDD(z, A, f, hv)}{100} = D_{Qmax} TMR(z, A_Q, hv)$$

$$D_p = D'_p \text{PSF}(A, h\nu) = D'_q \left(\frac{f+z}{f+z_{max}} \right)^2 \text{PSF}(A, h\nu)$$

$$D_{Qmax} = D'_q \text{PSF}(A_Q, h\nu)$$

$$\mathbf{TMR}(z, A_Q, h\nu) = \frac{\mathbf{PDD}(z, A, f, h\nu)}{100} \frac{\mathbf{PSF}(A, h\nu)}{\mathbf{PSF}(A_Q, h\nu)} \left(\frac{f+z}{f+z_{max}} \right)^2$$

I.4 Relation entre le TAR et le TPR :

$$\mathbf{TAR}(z, A_Q, h\nu) = \frac{D_Q}{D'_q}$$

$$\mathbf{TAR}(z_{ref}, A_Q, h\nu) = \frac{D_{Qref}}{D'_q}$$

$$\frac{\mathbf{TAR}(z, A_Q, h\nu)}{\mathbf{TAR}(z_{ref}, A_Q, h\nu)} = \frac{D_Q}{D_{Qref}} = \mathbf{TPR}(z, A_Q, h\nu)$$

Un cas particulier :

$$\mathbf{TAR}(z_{ref}, A_Q, h\nu) = \text{PSF}(A_Q, h\nu)$$

Donc on peut écrire :

$$\mathbf{TMR}(z, A_Q, h\nu) = \frac{\mathbf{TAR}(z, A_Q, h\nu)}{\mathbf{PSF}(A_Q, h\nu)}$$

Bibliographie

BIBLIOGRAPHIE:

[1] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY

"Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students", ISBN 92-0-107304-6 (Vienna, 2005).

[2] ERVIN. B.PODGORSAK

"Radiation Physics for Medical Physicists". Edition: Springer, 2^{ème} edition (2010), ISBN 978-3-642-00874-0.

[3] DANIEL BLANC GUY PORTAL JEAN BARTHE

"Les rayonnements ionisants : détection, dosimétrie, spectrométrie" edition Dunod.

[4] CHRISTINE JIMONET ET HENRI METIVIER.

"Personne compétente en radioprotection". Principes de radioprotection-réglementation. EDP Sciences 2007. France. ISBN : 978-2-86883-948-0.

[5] RUSSELL K. HOBBIE BRADLEY J. ROTH

"Intermediate Physics for Medicine and Biology". Edition: Springer, 4^{ème} edition (2007). ISBN-13: 978-0-387-30942-2.

[6] JOSEPH MAGILL JEAN GALY

"Radioactivity · Radionuclides · Radiation". Edition: Springer(2005). ISBN 3-540-21116-0.

[7] PAM CHERRY. ANGELA M. DUXBURY

"Practical radiotherapy: Physics and equipment". Edition: WILEY-BLACKWELL, 2^{ème} edition (2009), ISBN 978-1-4051-8426-7.

[8] MARC DELAPERRIÈRE

"Primus basic functional description». SIEMENS AG MEDICAL SOLUTIONS CS TSC2.

[9] R. HELLBORG (ED.)

"Electrostatic Accelerators". Edition: Springer(2005) ISBN-13 978-3-540-23983-3.

[10] L. W. BRADY, PHILADELPHIA, H.-P. HEILMANN, HAMBURG

"Technical Basis of Radiation Therapy". Edition: Springer, 4^{ème} edition (2007).
ISBN-13 978-3-540-21338-3.

[11] ANDRE COSTA. JEAN-PIERRE GERARD

"Guide des Procédures de Radiothérapie Externe 2007". Société française de radiothérapie oncologique.

[12] D BALTAS. L SAKELLIYOU. N ZAMBOGLOU

"The Physics of Modern Brachytherapy for Oncology". Edition: Taylor & Francis Group (2007). ISBN-13: 978-0-7503-0708-6.

[13] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY.

"Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water". Technical Reports Series No. 398, (IAEA, Vienna, 2000).

[14] FAIZ MOHAMED. KHAN.

"Physics of Radiation Therapy". Edition: Williams & Wilkins, 4^{ème} edition (2010).

[15] MYRIAM AYADI

"Mesures et intégration des marges de conformation et de mouvement dans le plan de traitement des cancers bronchiques non à petites cellules".

L'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1. Thèse (2007)

[16] P MAYLES. A NAHUM. J C ROSENWALD

"Handbook of radiotherapy physics". Edition: Taylor & Francis Group (2007).

ISBN 10:0-7503-0806-5.

[17] MEPHYSTO mc²

"Instructions d'utilisation". version de base. D800.175.00/06 (2007).

[18]PTW-NEW YORK CORPORATION

"Radiation medicine QA". Radiation Medicine Products from PTW (2008/2009).

[19] DR. PYCHLAU GMBH

"Absorbed dose determination in photon and high energy electron beams".

PTW FREIBURG(2007). D560.210.01/07.

[20] XiO™

"Beam data collection list". DOC: 9000-959-24G. Last update: Release 4.1.

[21] XiO_TRN_TIMEMUCALC

"Time/ Monitor Unit Calculations". Computerized Medical Systems (CMS). (08/09/2006).

[22] XiO™

" XiO Training Guide".XiO_TUT_433_B. pdf. PN 98911.

[23] JEROME DARMONT

"Programmation sous Delphi". Université Lumière Lyon2 (1999-2000).

[24] RM DI SCALA

"Les bases de l'informatique et de la programmation". Edition: Berti (04.01.05).

Résumé

Le calcul dosimétrique réalisé au cours de la planification de traitement diffère d'un logiciel à l'autre selon les protocoles de calcul, les algorithmes utilisées, et les paramètres de traitement introduits. Il est important de s'assurer que la dose calculée par le logiciel de planification de traitement correspond à la dose mesurée, dans toutes les conditions géométriques du faisceau d'irradiation.

Le système de double calcul dosimétrique est un logiciel secondaire permettant un calcul dosimétrique plus simple qui utilise les mêmes conditions et les mêmes données que le principale mais des différents protocoles et différents algorithmes ; son intérêt est de pouvoir mettre en évidence une erreur de calcul dans certaines conditions d'irradiation. Il est indispensable d'établir des critères de comparaison et de tolérance propres aux logiciels que l'on utilise.