

N° D'ordre : 44/2011-M/PH

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

Université des Sciences et de la Technologie Houari Boumedienne



Mémoire présenté pour l'obtention du diplôme de MAGISTER

En : Physique

Spécialité : Physique Médicale

Par : MAACHOU Aicha

Intitulé

**INTER COMPARAISON DOSIMETRIQUE ENTRE LA DOSE  
MESUREE ET LA DOSE CALCULEE IN VIVO  
DANS LES CANCERS DU NASOPHARYNX**

Soutenu Publiquement, le 26/04/2011. Devant le jury Composé de :

<b>Mr KELLOU Abdelhamid</b>	<b>Professeur à l'USTHB</b>	<b>Président</b>
<b>Mr AFIANE M'hamed</b>	<b>Professeur au CPMC</b>	<b>Directeur de mémoire</b>
<b>Mme BENDJABALLAH Nour-Ennoudjoun</b>	<b>Maître de Conférence à l'USTHB</b>	<b>Examinatrice</b>
<b>Mr ARIB M'henna</b>	<b>Maitre de Recherche au CRNA</b>	<b>Examineur</b>
<b>Mr MAHIOU Mokrane</b>	<b>Chargé de Recherche au CPMC</b>	<b>Examineur</b>

## *Remerciements*

Je tiens en premier lieu à remercier le Directeur de ce Mémoire Monsieur le Professeur et chef de service du centre Pierre et Marie Curie d'Alger Monsieur M'hammed AFIANE qui m'a permis d'évoluer pendant toute cette période dans un environnement scientifique en profitant d'une grande liberté dans l'orientation de mon travail aussi bien sur le plan scientifique que sur le plan humain, je le remercie pour sa disponibilité et son écoute attentive.

Je tiens à remercier chaleureusement Monsieur Brahim HOCINI pour ses conseils et sa grande expérience dans le domaine.

Je souhaite également remercier toute l'équipe médicale en particulier Docteur Sarah ZENATI Maître assistante en Radiothérapie et le Docteur Safia TOUKAL pour m'avoir fait profiter de leur connaissance en médecine et me permettre ainsi de mener à bien mon travail de recherche dans le cas du traitement des cancers du cavum.

Dans le cadre de mon Mémoire j'ai eu la grande chance de travailler avec une très bonne équipe de physiciens qui m'ont fait part de leur grande expérience, ce qui m'a été d'un profit capital pour le bon déroulement de mes travaux, je tiens à exprimer ma plus grande gratitude aux physiciens Melle BOUDJEMA Fatma, Mr MEDJDOUB Med Tayeb, Mr BOUNEMRI Ahmed et Mr BENCHIKH Samir, sans oublier Melle ADJIDIR Kenza et Mr AICHOUCHE A Nassim.

Je remercie vivement toute l'équipe des manipulateurs en particulier Madame Rabia BOUHABILA, Monsieur Smail BOUDJEMA, Monsieur Samir SADJI et Monsieur Yacine BAAZIZ pour leur patience, leur soutien, leurs écoutes et leur bonne humeur malgré le nombre considérable de malade.

Je tiens ensuite à exprimer ma reconnaissance à tous mes enseignants pour m'avoir accueilli, accompagné et conseillé.

Je ne peux bien sur pas oublier de remercier vivement les membres de jury,

Mr KELLOU Abdelhamid, Professeur à l'Université des Sciences et de Technologie Houari Boumediene, Mme BENDJABALLAH Nour-Ennoudjoum, Maître de conférence à l'Université des Sciences et de Technologie Houari Boumediene, Mr ARIB M'henna, Maître de recherche au Centre Nucléaire d'Alger, Mr MAHIOU Mokrane, chargé de recherche au Centre Piere et Marie Curie d'Alger.

Parce qu'ils représentent tant pour moi et en raison de leurs soutient qui, pour certains d'entre- eux dure déjà depuis un certain nombre d'années, je profite pour remercier ma sœur et son mari pour leur écoute et la bonne humeur quotidien qui m'a permis de surmonter toutes les difficultés rencontrés durant mon travail, mon frère, pour son dynamisme, sa rigueur et son aide précieuse.

Je tiens vivement à remercier mes parents qui m'ont accompagné et soutenus durant tout mon parcours d'études dont ce travail est, d'une certaine manière une forme d'aboutissement.

Parce que je puise en eux et leurs attentes une grande partie de ma motivation, je tiens à associer tout particulièrement mes enfants à ce travail.

Je dédie ce travail :

A mon défunt mari, BENABDELOUAHAB Boubakeur, qui m'a toujours encouragé et soutenu dans tous mes projets et particulièrement dans mes études durant toutes ces années, je le remercie pour le soutient et la confiance qu'il m'a témoigné et le regard attentif qu'il n'a cessé de porter à mon travail, je le remercie d'avoir constamment cru en moi et de m'avoir donné les moyens d'accomplir mon travail dans les meilleurs conditions, je le remercie pour son soutient et ses encouragements depuis notre rencontre.

# Sommaire

<b>Introduction</b>	6
<b>Chapitre I :</b>	
<b>Grandeurs dosimétriques</b>	
1. Interaction des rayonnements avec la matière	8
1.1 Introduction	8
1.1.1 Effet photoélectrique	8
1.1.2 Effet Compton	9
1.1.3 Création de paires	9
1.2 Section efficace	10
1.3- Atténuation des rayonnements électromagnétiques	11
1.3.1 Loi d'atténuation	11
1.3.2 Couche de demi-atténuation	12
1.4 Mesure des effets des rayonnements	12
2 Les principales quantités et unités dosimétriques	12
2.1 Fluence particulaire et fluence énergétique	12
2.2 Kerma	14
2.3 CEMA	14
2.4 Dose absorbée	14
3 Relations entre différentes quantités dosimétriques	15
3.1 Fluence énergétique et le Kerma (photon)	15
3.2 Kerma et dose (équilibre électronique)	16
3.3 kerma collisionnel et exposition	18
<b>Chapitre II :</b>	
<b>Matériel utilisé pour la dosimétrie</b>	
1. Unité de cobalt-60	19
1.1 Introduction	19
1.2 Conception de base	19
1.3 L'unité de Cobalt « THERATRON 1000 »	20
1.4 la source	22
2. Les électromètres	22
2.1 DPD-510	22
2.1.1 Introduction	22
2.1.2 Description	23
2.1.3 Le câble	23
2.1.4 Caractéristiques	24
2.1.5 Type de détecteurs utilisés	24
2.2 PTW UNIDOS	25
2.2.1 Description	25
3. Les détecteurs	25
3.1 Détecteurs à Semi-conducteurs	25
3.2 La chambre d'ionisation	27
3.2.1 Description	27
3.2.2 Caractéristiques	27
3.2.3 Calibration	28
3.2.3.1 Etalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau	28

3.2.3.2 Conditions de référence	29
4. Le Fantôme	29
4.1 Présentation	29
4.2 Les corrections portées aux les mesures sur fantôme	30

### **Chapitre III :**

#### **Méthode de correction en dosimétrie in vivo à l'aide de Semi-conducteurs**

1. Théorie des Semi conducteurs	31
2. Principe physique	31
3. Caractéristiques dosimétriques	32
4. Tests de performance	33
4.1 Stabilité du signal après irradiation et précision intrinsèque	34
4.2 Etude de la linéarité lecture / Dose	34
5. calibration des semi conducteurs	34
5.1 Procédure de calibration	34
5.2 Calibration à l'entrée du faisceau	35
5.2.1 Facteurs de calibration à l'entrée	35
6. Facteurs correctifs à l'entrée	36
6.1 Facteur correctif de la taille de champ Fcor (T.C)	37
6.2 Facteur correctif de la distance source surface Fcor (DSP)	38
6.3 Facteur correctif de transmission Fcor (Tray)	39
7. Calibration à la sortie du faisceau	40
7.1 Facteur de calibration à la sortie du faisceau	41
8. Facteurs correctifs à la sortie	41

### **Chapitre IV :**

#### **Applications cliniques de la dosimétrie in vivo ; cancer du cavum**

1. La prescription des doses	43
2. La technique d'irradiation	44
3. La préparation du traitement	44
3.1 Positionnement du Patient	45
3.2 la Simulation du traitement	45
3.3 Le relevé des contours	45
3.4 Le report des données anatomiques	46
4. Description des champs d'irradiation	46
4.1 Les champs latéraux	46
4.2 Le Champ cervical	46
5. Le choix de l'énergie	47

### **Chapitre V :**

#### **Caractérisation des détecteurs et procédures de mesures sur patients**

1. La caractérisation des diodes	48
1.1 Tests de performances	48
1.2 La calibration	50
2. Les mesures sur patients	53
2.1 La simulation du traitement	53
2.2 le traitement du patient	54
2.3 Les procédures de mesures	54
2.3.1 Dose à l'entrée et à la sortie du faisceau	54
2.3.2 Dose au centre du patient	55

<b>Chapitre VI :</b>	
<b>Résultats et discussions</b>	
1. Tests de performances et de stabilité du signal après irradiation	57
2. Précision intrinsèque	58
3. Variation du signal de la diode en fonction de la dose	58
4. Calibration des diodes	59
5. Mesures de doses	60
5.1 Dose à l'entrée et à la sortie du patient	60
5.2 Dose au centre du volume cible	65
5.3 Influence du masque thermoformé	69
<b>Conclusion</b>	70
<b>Annexe</b>	71
<b>Références bibliographiques</b>	73

## Introduction

Le cancer du cavum est l'un des cancers le plus répandu en Algérie. Il est localisé dans une région où les surfaces ne sont pas régulières et les tissus hétérogènes, ce qui rend difficile le calcul de la dose par le système de planning de traitement notamment le calcul à 2D. La vérification de la dose en certains points d'intérêt s'avère donc nécessaire pour s'assurer que la dose délivrée est effectivement celle prescrite. Le traitement des cancers du cavum repose sur la radiothérapie, d'une part en raison de sa radiosensibilité et d'autre part en raison de son inaccessibilité à une chirurgie adéquate car il a la particularité d'être circonscrit par des organes critiques. Le traitement est réalisé par deux champs latéraux de même pondération. La prescription de la dose est une tâche réservée au personnel médical, alors que la vérification que la dose prescrite est effectivement celle reçue par le patient relève des responsabilités du physicien.

Le but de ce travail est d'appliquer la dosimétrie in vivo à l'aide de semi conducteurs disponibles au Centre Pierre et Marie Curie d'Alger, pour contrôler la dose réelle reçue par les tumeurs du cavum traitées au Cobalt-60 par deux champs latéraux. Avant toute utilisation, une première étape consiste à calibrer les détecteurs pour relier la lecture donnée par le semi conducteur à la dose, ceci en déterminant le facteur de calibration du détecteur utilisé dans les conditions de référence. Pour relier la dose dans les conditions de référence à la dose dans les conditions de traitement il est nécessaire de déterminer un ensemble de facteurs de correction. La seconde étape consiste à effectuer des mesures de dose sur le patient durant son irradiation. Ces mesures sont réalisées à l'entrée et à la sortie de chaque faisceau utilisé. La dose au centre est calculée en combinant la dose à l'entrée et la dose à la sortie avec les valeurs des Rapports Tissu Maximum corrigé par l'inverse carré de la distance. L'étude est réalisée sur un groupe de 16 patients dont 3 sont démunis de leur masque de contention pour pouvoir estimer son influence sur la dose reçue. Dans le premier chapitre nous avons défini les principales grandeurs dosimétriques et les différents processus d'interaction des rayonnements ionisants avec la matière.

Dans le second chapitre nous avons décrit le matériel utilisé dans cette étude. Nous avons commencé par l'unité d'irradiation le T-1000 puis les électromètres, Le DPD-510 et le PTW UNIDOS, ensuite nous avons détaillé les spécificités des détecteurs utilisés, nous avons commencé par les détecteurs à semi conducteurs puis la chambre d'ionisation, la PTW 31002, et ses caractéristiques, pour terminer par les propriétés du fantôme utilisé, le « Acrylic Slab Phantom » de type 2967, fabriqué par PTW-Freiburg. Dans le troisième chapitre nous avons développé la méthode de correction en dosimétrie in vivo à l'aide de semi conducteurs, nous avons évoqué la théorie des semi conducteurs, leur procédure de calibration à l'entrée et à la sortie de chaque champ d'irradiation et les différents facteurs correctifs. Dans le quatrième chapitre, nous avons présenté les techniques cliniques d'irradiation du cancer du cavum, qui sont, la préparation du traitement en commençant par la définition des champs d'irradiation, le positionnement du malade, le relevé des contours pour passer en suite à la partie simulation des champs d'irradiation. Dans le cinquième chapitre, nous avons décrit les méthodes de mesure de la dose sur le patient. La première étape consiste à calibrer les dosimètres utilisés en déterminant les facteurs de calibration dans les conditions de référence, et les différents facteurs de correction lorsque les conditions de traitements différent des conditions de référence. La seconde étape concerne les procédures de mesure de la dose sur le patient en décrivant la manière de définir la dose à l'entrée et à la sortie de chaque champ d'irradiation pour pouvoir arriver à la dose au centre. Le sixième et le dernier chapitre de ce mémoire est consacré aux différents résultats et à la discussion de ces résultats pour juger de l'efficacité de la technique utilisée. Dans ce chapitre nous avons évoqué les causes responsables de l'écart qui peut exister entre la dose mesurée à l'aide des semi conducteurs et celle calculée par le système de planning de traitement le « ROCS ». Nous avons terminé ce travail par une conclusion générale et quelques perspectives.

# Chapitre I

## Grandeurs dosimétriques

### 1. Interaction des rayonnements avec la matière

#### 1.1 Types d'interaction des rayonnements avec la matière

Il existe plusieurs processus d'interaction des rayonnements X ou gamma avec la matière. Ils dépendent de l'énergie  $h\nu$  du rayonnement incident et du numéro atomique  $Z$  du milieu traversé. Lorsque ce rayonnement traverse la matière, il produit des électrons rapides soit par effet photoélectrique, soit par effet Compton, soit par la production de paires  $e^-e^+$  [5].

##### 1.1.1 L'effet photoélectrique

L'effet photoélectrique est produit lorsqu'un photon incident entre en interaction avec l'électron de la couche interne de l'atome. Dans ce processus, l'énergie  $h\nu$  du photon est d'abord absorbée par l'atome, puis transférée à l'électron. Le photon disparaît et l'électron est éjecté de son orbite avec une énergie cinétique  $E_C = h\nu - E_W$ .

Où  $h\nu$  est l'énergie du photon incident et  $E_W$  est l'énergie de liaison de l'électron [6]. Une fois l'électron éjecté, l'atome est dans un état excité, son retour à l'état fondamental est accompagné d'une émission d'un rayonnement X caractéristique. Lorsque le rayonnement caractéristique est absorbé à l'intérieur de l'atome on obtient l'émission d'électron Auger [7].

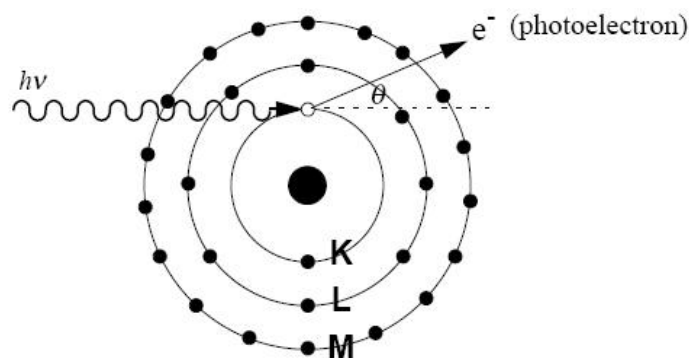


Figure 1.1 : Effet photoélectrique

### 1.1.2 Effet Compton

Le photon incident d'énergie  $h\nu$  interagit avec un électron de la couche superficielle, c'est un électron libre ou faiblement lié à l'atome. L'énergie  $h\nu$  du photon est très grande par rapport à celle de liaison de l'électron. L'électron cible est éjecté de son orbite dans une direction et le photon incident est diffusé dans une autre trajectoire.

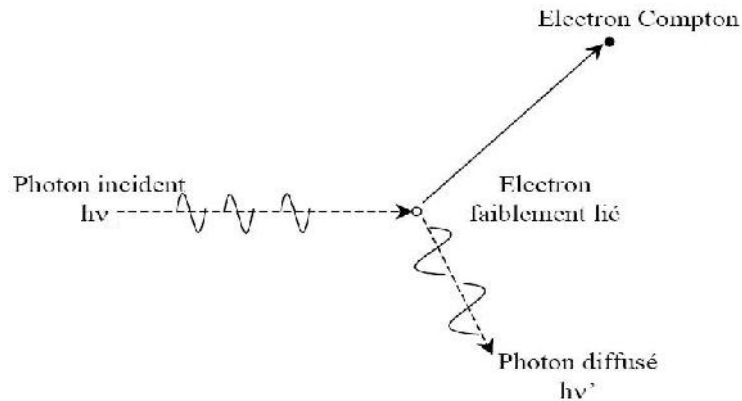


Figure 1.2 : Effet Compton

### 1.1.3 Création de paires ( $e^- e^+$ )

C'est un processus par lequel le photon incident disparaît, son énergie se matérialise au voisinage du champ magnétique du noyau pour donner naissance à une paire ( $e^- e^+$ ).

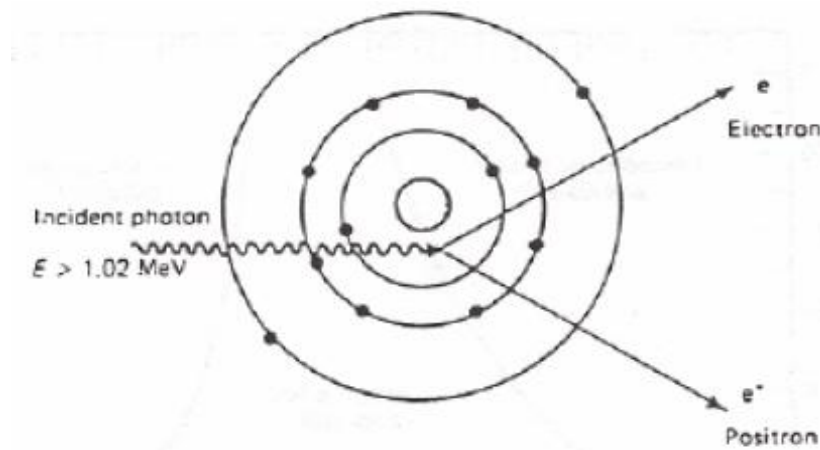


Figure 1.3 : Création de paires

Pour que ce processus ait lieu, le photon doit avoir une énergie supérieure au seuil de création  $e^- e^+$ , c'est-à-dire une énergie  $E \geq 2 \times 0.511 \text{ MeV}$ . Ces deux particules, l'électron et le positron, sont ralentis dans la matière, à la fin de son parcours, le positron interagit avec un électron et s'annihile, ce qui engendre l'émission de deux photons de  $0.511 \text{ MeV}$  diffusés dans deux directions opposées.

## 1.2 Sections efficaces

La probabilité d'obtenir chacun de ces effets dépend de la section efficace  $\sigma$ , qui dépend de l'énergie  $h\nu$  du photon incident et du numéro atomique  $Z$  du milieu traversé. En général, l'effet photoélectrique est prédominant pour les photons de basse énergie, l'effet Compton domine pour des énergies intermédiaires, alors que la production de paires est obtenue pour des photons de hautes énergies. La figure 1.4 représente les régions où chacun des trois effets est le plus dominant [6].

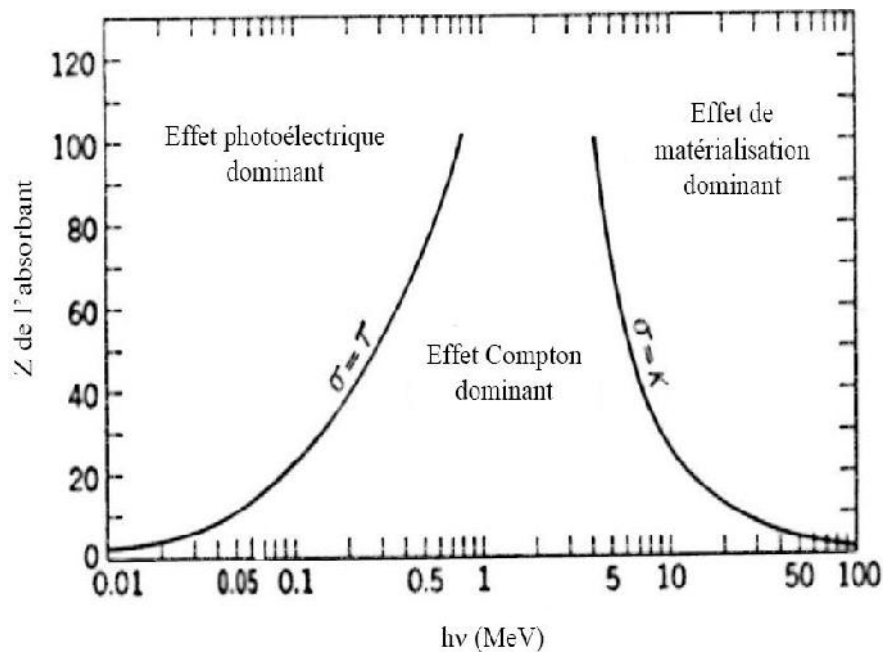


Figure 1.4 : Domaine énergétique des trois types d'interactions

La section efficace d'interaction des photons avec la matière est la somme de toutes les sections efficaces des différents processus, elle est donnée par :

$$\sigma_{\text{tot}} = \sigma_{\text{ph}} + \sigma_{\text{c}} + \sigma_{\text{pair}} \quad (1.1)$$

Où  $\sigma_{\text{tot}}$  est la section efficace totale,  $\sigma_{\text{ph}}$  est la section efficace de l'effet photoélectrique,  $\sigma_{\text{c}}$  est la section efficace de l'effet Compton, et  $\sigma_{\text{pair}}$  est celle de la création de paires.

### 1.3 Atténuation des rayonnements électromagnétiques

Contrairement aux particules chargées qui cèdent progressivement leur énergie à la matière, l'interaction du rayonnement électromagnétique se traduit par l'atténuation du faisceau incident. Les photons ne sont pas ralentis comme les particules chargées mais atténués. L'atténuation des photons dans la matière est exponentielle. On définit la longueur de demi-atténuation  $x_{1/2}$  par l'épaisseur de matière utilisée pour réduire de moitié le nombre de photons incidents.

Les photons sont classés selon leurs origines :

- Bremsstrahlung (rayons X, spectre continu), les photons issus de la déviation des électrons par le noyau.
- Rayon X (spectre de raies), les photons émis lors du réarrangement du cortège électronique d'un atome excité ou ionisé.
- Rayons gamma (spectre de raies), les photons émis lors des transitions nucléaires (retour d'un noyau excité vers son état fondamental par exemple).
- Photons d'annihilation, les photons issus de l'annihilation d'un positon avec un électron [6].

#### 1.3.1 Loi d'atténuation

Pour un faisceau monochromatique de rayonnement X ou  $\gamma$ , le nombre de photons émergents (N) n'ayant subi aucune atténuation après avoir traversé une épaisseur x de matière, est lié au nombre de photons incidents ( $N_0$ ) par la relation :

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (1.2)$$

$\mu$  : Coefficient linéique d'atténuation ( $\text{cm}^{-1}$ ), il dépend de l'énergie du photon incident et de la nature du milieu traversé.

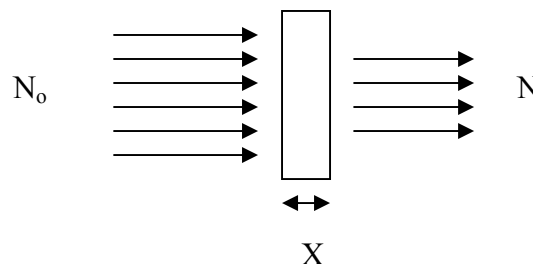


Figure 1.5 : Mécanisme d'atténuation du rayonnement

### 1.3.2 Couche de demi-atténuation

On appelle couche de demi atténuation (CDA) l'épaisseur de matériau nécessaire pour réduire de moitié le nombre initial des photons, elle est donnée par :

$$\text{CDA} = \frac{\ln 2}{\mu} \quad (1.3)$$

Cette relation souligne l'analogie entre la loi décroissante des noyaux radioactifs et l'atténuation d'un faisceau de photons.

### 1.4. Mesure des effets des rayonnements

Les premières tentatives d'évaluation des conséquences des effets des rayonnements pour le diagnostic et la thérapie, étaient basées sur des effets chimiques et biologiques, par le changement de couleur de quelques composés chimiques, et le rougissement de la peau ; seulement, l'érythème de la peau dépend de plusieurs facteurs, tel l'épaisseur, la couleur et la surface de la peau exposée, ainsi que la quantité de rayonnement et le fractionnement de la dose [7].

## 2. Les principales quantités et unités dosimétriques

Les mesures des effets des radiations nécessitent une bonne caractérisation du champ de rayonnement pour la détermination quantitative de l'énergie déposée dans un milieu donné, par une radiation directement ou indirectement ionisante. A cet effet, un certain nombre d'unités et de quantités a été défini pour décrire un rayonnement [6].

### 2.1. Fluence particulaire et fluence énergétique

La fluence particulaire, la fluence énergétique, le débit de fluence particulaire et le débit de fluence énergétique sont des quantités utilisées pour décrire un faisceau monoénergétique d'une radiation ionisante. Généralement, elles sont utilisées pour décrire un faisceau de photons, mais peuvent également être utilisées pour décrire un faisceau de particules chargées.

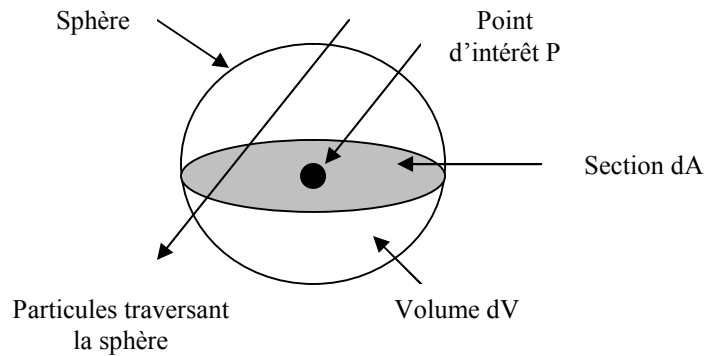


Figure 1.5 : Caractérisation d'un champ de rayonnement traversant une sphère de volume  $dV$ , passant par un point d'intérêt  $P$  [13].

- **La fluence particulaire**  $\phi$  est le rapport de  $dN$  par  $dA$  où  $dN$  est le nombre de particules incidentes dans une sphère de section  $dA$ .

$$\phi = \frac{dN}{dA} \quad (1.4)$$

La fluence particulaire est exprimée en (nombre de particules /  $\text{cm}^2$ ). La sphère considérée de section  $dA$  est une aire dont la surface est toujours perpendiculaire à la particule incidente, la fluence particulaire est donc indépendante de l'angle d'incidence du rayonnement [6].

- **La fluence énergétique**  $\Psi$  est le rapport de  $dE$  par  $dA$ , où  $dE$  est l'énergie du rayonnement incident et  $dA$  est la section d'une sphère.

$$\Psi = \frac{dE}{dA} \quad (1.5)$$

La fluence énergétique est exprimée en  $\text{J}/\text{m}^2$ .

- **Le débit de fluence particulaire**  $\phi$  est le rapport de  $d\phi$  par  $dt$ , où  $d\phi$  est la fluence pour un intervalle de temps  $dt$  :

$$\phi = \frac{d\phi}{dt} \quad (1.6)$$

L'unité est :  $\text{N}^{\text{bre}}$  de particules/ $\text{m}^2 \cdot \text{s}$

- **Le débit de fluence énergétique** (désigne également l'intensité) est le rapport de  $d\Psi$  par  $dt$ , où  $d\Psi$  est l'élément de fluence énergétique dans un intervalle de temps  $dt$  :

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} \quad (1.7)$$

L'unité est exprimée en  $\text{W}/\text{m}^2$  ou en  $\text{J}/\text{m}^2 \cdot \text{s}$

## 2.2. KERMA

KERMA (Kinetic Energy Released per unit MAss) est une quantité non stochastique applicable aux radiations indirectement ionisantes, comme les photons et les neutrons. Elle mesure l'énergie moyenne transférée par une radiation indirectement ionisante à la radiation directement ionisante sans se soucier de ce qui se produira après ce transfert. Dans ce qui suit nous nous limiterons aux photons.

L'énergie du photon est transférée à la matière en deux étapes. D'abord, le photon transfère son énergie à la particule chargée secondaire (l'électron) par diverses interactions du photon avec la matière (effet photoélectrique, effet Compton, production de paire ...), ensuite la particule chargée transfère son énergie au milieu par des excitations ou par des ionisations des atomes.

Dans ce concept, le KERMA est défini comme l'énergie transférée aux particules chargées du milieu (électron) à partir de la radiation indirectement ionisante  $d\bar{E}_{tr}$  par unité de masse  $dm$  [6].

$$K = \frac{d\bar{E}_{tr}}{dm} \quad (1.8)$$

L'unité du KERMA est le Joule par kilogramme (J/Kg), ou le Gray (Gy),  $1\text{Gy} = 1\text{J/Kg}$ .

## 2.3. CEMA

CEMA (Converted Energy per unit Mass) est l'énergie convertie par unité de masse, c'est une quantité applicable aux radiations directement ionisantes comme l'électron et le proton. Le CEMA est le rapport de  $dE_c$  par  $dm$ , c'est l'énergie perdue par collision électronique par unité de masse des particules chargées dans la matière, à l'exception des électrons secondaires.

$$C = \frac{dE_c}{dm} \quad (1.9)$$

L'unité du CEMA est le Joule par kilogramme (J/Kg), ou encore le Gray ( $1\text{Gy}=1\text{J/Kg}$ ).

## 2.4. Dose absorbée

La dose absorbée est une quantité non stochastique appliquée aux radiations directement et indirectement ionisantes. Pour les radiations indirectement ionisantes, l'énergie est cédée à la matière en deux étapes, d'abord, la radiation indirectement ionisante transfère son énergie sous forme d'énergie cinétique aux particules chargées (c'est le KERMA). En suite, ces

particules chargées transfère une partie de leur énergie cinétique au milieu, c'est la dose absorbée et perdent une partie de leur énergie par rayonnement, c'est le rayonnement de freinage.

La dose absorbée est définie comme l'énergie moyenne transférée par la radiation ionisante à la matière de masse  $m$  dans un volume  $V$  par :

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (1.10)$$

L'énergie transférée  $\varepsilon$  est la somme de toutes les énergies pénétrantes dans le volume d'intérêt, moins toutes les énergies quittant le volume, en tenant compte de toutes les conversions masse-énergie dans ce volume.

A cause du trajet de l'électron dans le milieu, l'énergie est déposée le long de son parcours, l'absorption de l'énergie n'a pas alors lieu au même endroit que le transfert décrit par le KERMA. L'unité de la dose absorbée est le Joule par kilogramme (J/Kg) ou bien le Gray (Gy).

### 3. Relations entre différentes quantités dosimétriques

Il existe des relations entre les différentes quantités dosimétriques. Ces relations relient l'énergie transférée (KERMA) à la fluence, l'énergie transférée (KERMA) à l'énergie déposée dans un milieu (dose absorbée) à travers l'équilibre électronique, et le KERMA collisionnel à l'exposition.

#### 3.1. Fluence énergétique et Kerma (Photons)

L'énergie transférée par les photons aux électrons peut se faire de deux manières différentes :

- (1) par des interactions collisionnelles (collisions élastiques, collisions inélastiques) ;
- (2) par des interactions radiatives (rayonnement de freinage, annihilation électron- positron).

Par conséquent le Kerma est la somme entre le Kerma collisionnel  $K_{col}$  et le Kerma radiatif  $K_{rad}$ .

- Le Kerma collisionnel  $K_{col}$  est le Kerma produit lors de la perte des électrons de leur énergie par ionisation lors de leur passage au voisinage des électrons du milieu, il résulte des interactions Coulombiennes avec les électrons des atomes. Ainsi, le Kerma collisionnel est l'énergie nette transférée par unité de masse aux particules chargées en un point d'intérêt en excluant la perte d'énergie par radiation d'une particule à l'autre.

- Le Kerma radiatif est le Kerma qui mène à la production du rayonnement de freinage lors du ralentissement des particules chargées secondaire par le milieu. C'est l'interaction Coulombienne entre les particules chargées et les noyaux atomiques.
- Le Kerma total est alors donné par :

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (1.11)$$

La relation entre le Kerma collisionnel  $K_{col}$  et le Kerma radiatif  $K_{rad}$  est donné par :

$$K_{col} = K (1 - \bar{g}) \quad (1.12)$$

$\bar{g}$ , est la fraction de rayonnement de freinage, il dépend de l'énergie cinétique de l'électron, plus l'énergie est grande, plus  $\bar{g}$  est grand, il augmente également avec le Z du matériau. Pour les électrons produits par un faisceau de Co-60 dans l'air,  $\bar{g}$  est égal à 0.0032 [6].

- Le Kerma collisionnel  $K_{col}$  est lié à la fluence énergétique  $\Psi$  (pour des photons mono-énergétiques) par la relation :

$$K_{col} = \Psi \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right) \quad (1.13)$$

Où  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)$  est le coefficient d'absorption massique pour des photons mono-énergétiques.

- Le Kerma  $K$  est lié à la fluence énergétique  $\Psi$  (pour des photons mono-énergétiques) par la relation :

$$K = \Psi \left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right) \quad (1.14)$$

Où  $\left( \frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)$  est le coefficient de transfert massique d'énergie dans un milieu, pour des photons mono-énergétiques.

### 3.2. Kerma et dose (équilibre électronique)

Le transfert d'énergie (Kerma) d'un faisceau de photon aux particules chargées ne se fait pas en un point particulier dans le milieu, l'absorption d'énergie (dose absorbée) n'est pas effectuée au même endroit à cause du parcours non nul de la particule chargée.

Puisque les photons radiatifs s'échappent souvent du volume d'intérêt, on relie habituellement la dose absorbée au Kerma collisionnel. Cette relation est donnée par :

$$\beta = \frac{D}{K_{col}} \quad (1.15)$$

Quand les photons radiatifs s'échappent du volume d'intérêt, on peut noter  $\beta \approx 1$ . Lorsqu'un faisceau de photon de haute énergie pénètre dans un milieu, le Kerma collisionnel est maximum à la surface du matériau irradié car la fluence est plus élevée à la surface, elle augmente avec la dose absorbée jusqu'à une profondeur  $Z_{max}$ .

La figure suivante illustre la relation existante entre le Kerma collisionnel et la dose absorbée dans les conditions d'équilibre électronique CPE en (a), et dans les conditions de transition d'équilibre électronique TCPE en (b). Dans le cas idéal où les électrons sont produits mais sans diffusion ni atténuation, cas (a), la région d'équilibre électronique ( $\beta < 1$ ) est suivi d'une région CPE ( $\beta = 1$ ).

Mais en réalité, il y a toujours des photons atténués et diffusés dans le milieu, la région de TCPE existe, c'est la région où la relation entre le Kerma et la dose absorbée est constante puisque, dans les faisceaux de haute énergie, l'énergie moyenne des électrons produits ne change pas avec la profondeur du milieu [6].

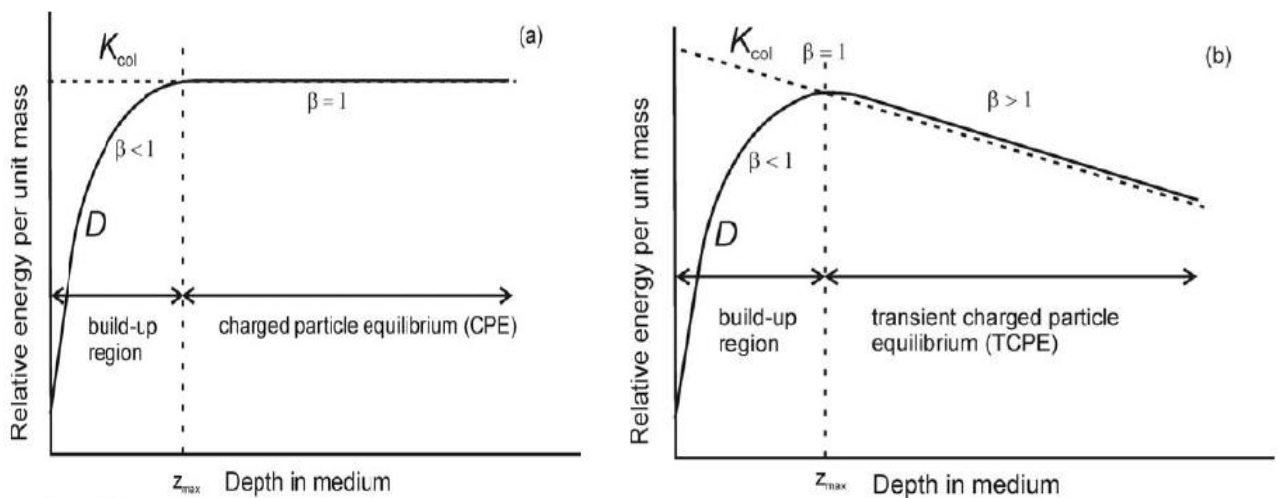


Figure 1.6 : Le Kerma collisionnel et la dose absorbée en fonction de la profondeur du milieu pour un faisceau de photon de haute énergie.

C'est dans le cas seulement de l'équilibre de charge (à la profondeur de dose maximal dans le milieu) que la relation entre la dose absorbée  $D$  et le Kerma total est donnée par :

$$D = K_{col} = K (1 - \bar{g}) \quad (1.16)$$

Où  $\bar{g}$  est la fraction de rayonnement de freinage.

Dans le cas des faisceaux de photons de haute énergie, l'effet de l'équilibre électronique permet d'épargner la peau en lui délivrant une dose absorbée plus faible. Cependant, en pratique la dose à la surface est petite mais non nulle en raison des électrons de contamination en amont du fantôme et les particules chargées produites dans la tête de l'accélérateur.

### 2.3. Kerma collisionnel et exposition

L'exposition  $X$  est le rapport de  $dQ$  par  $dm$  où  $dQ$  est la valeur absolue de toutes les charges créées dans l'air lors de la libération de tous les électrons et les positrons dans un volume de masse  $dm$  quand ils sont complètement arrêtés dans l'air.

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1.17)$$

L'unité de l'exposition est le coulomb par kilogramme (C/Kg). Une unité spéciale utilisée pour l'exposition est le roentgen R, où  $1R = 2.58 \times 10^{-4}$  C/Kg. Dans le système international SI, le roentgen n'est plus utilisé et l'unité de l'exposition est simplement  $2.58 \times 10^{-4}$  C/Kg dans l'air. L'énergie moyenne  $W_{air}$ , dépensée pour créer une paire d'ion est le rapport de  $E$  par  $N$ , où  $N$  est le nombre moyen de paire d'ion formée quand l'énergie cinétique  $E$  de la particule chargée est complètement absorbée dans l'air :

$$W_{air} = \frac{E}{N} \quad (1.18)$$

La meilleure estimation de  $W_{air}$  est de 33.97 eV/paire d'ion ou,  $33.97 \times 1.602 \times 10^{19}$  J/paire d'ion.

$$\frac{W_{air}}{e} = \frac{33.97(eV / pair(ion)) \times 1.602 \times 10^{-19} (J / eV)}{1.602 \times 10^{-19} (C / pair(ion))} = 33.97(J / C) \quad (1.19)$$

La multiplication du Kerma collisionnel par  $e/W_{air}$  est le nombre de charges créée en coulomb par unité d'énergie déposée en Joule qui donne la charge créée par unité de masse ou l'exposition :

$$X = (K_{col})_{air} \left( \frac{e}{W_{air}} \right) = K_{air} (1 - \bar{g}) \left( \frac{e}{W_{air}} \right) \quad (1.20)$$

La relation entre le kerma total et l'exposition est donnée en combinant les deux équations pour obtenir :

$$K_{air} = X \left( \frac{W_{air}}{e} \right) \frac{1}{1 - \bar{g}} \quad (1.21)$$

## Chapitre II

### Matériel utilisé pour la dosimétrie

#### 1. Unité de Cobalt-60

##### 1.1 Introduction

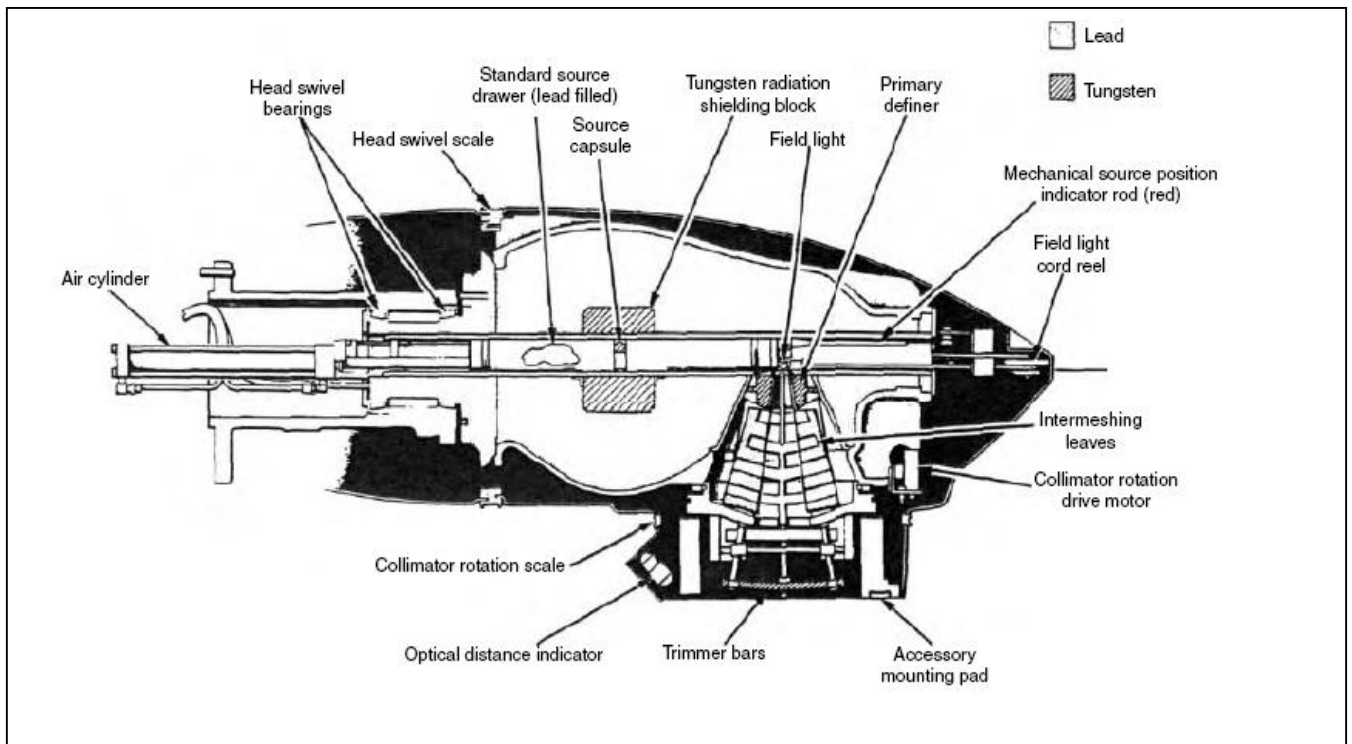
Les premières téléthérapies au Cobalt-60 utilisées pour des traitements sur patients, sont apparues au Canada en 1951 (Vert et Errington 1952 ; Johns et autres 1952). Le Cobalt-60 est un isotope radioactif du cobalt 59, obtenu par irradiation de ce dernier dans un réacteur nucléaire avec un flux élevé de neutrons. Les principales raisons de sa convenance à la téléthérapie, est qu'il possède une grande activité spécifique, une longue demi-vie (5.27ans), il émet des photons de grande énergie presque monochromatique (photons de 1.173MV et de 1.33MV) qui vaut en moyenne 1.25MV, et les conditions de production sont relativement simples. [13].



**Figure 2.1** : Pastilles de Co-59

##### 1.2 Conception de base

Le plus grand avantage des unités de Cobalt-60 est la simplicité dans leur conception, ce qui les rend plus fiables. Elles sont conçues avec un équipement robuste et soigneusement maintenu pour réduire au minimum les risques de contamination. Comme n'importe quel équipement de radiothérapie, il est essentiel de bien comprendre son fonctionnement pour connaître ses options et ses limites, apprécier ses mesures de sécurité et détecter toute erreur dans son fonctionnement pour pouvoir ainsi y remédier.



**Figure 2.2** : Diagramme de la tête d'une unité de traitement au Co-60, montrant le mécanisme de déplacement de la source, le collimateur et le moyen de blindage

Toutes les caractéristiques et tests de performance de l'appareil doivent être conformes aux normes standard de l'IEC (International Electrotechnical Commission) et ISO (International Organization for Standardization) [14].

### 1.3 L'unité de Cobalt « THERATRON 1000 »

Le THERATRON 1000 est l'une des versions de la famille THERATRON, il existe quatre modèles de base, le G90A, le G90B, le G90C et le G90D. C'est un appareil isocentrique avec une distance source axe de 100cm, ayant une double console, une table de traitement améliorée, des accessoires standards adaptables pour les autres unités de Co-60 et un collimateur ajusté aux systèmes existant sur les accélérateurs. [18] Il est composé de :

- 1) **Une tête**, constituée d'une coquille en acier, recouverte par une couche d'Uranium 238, son blindage est conçu selon ICRP 15. Le débit de dose à 1m ne doit pas dépasser 2 mR/h pour une ouverture maximale du collimateur. La transmission à

travers la tête, avec la source en position d'irradiation, ne doit pas dépasser 0.1% pour le faisceau primaire. Ces mesures doivent être conformes au rapport N°18 de l'ICRU. [18]. La tête de l'unité possède trois fonctions essentielles ; elle protège la source dans un coffre blindé, elle l'expose lors du traitement, et règle le collimateur du faisceau à la taille convenable [13].

Elle est munie d'un système pneumatique qui ramène la source depuis la position de stockage jusqu'à la position de traitement [18].

2) **Un collimateur** composé d'un système de mâchoires en tungstène qui permettent d'ajuster le faisceau d'irradiation suivant la taille désirée, cette dernière est affichée sur le bras en centimètre [18].

3) **Le bras** qui dispose d'une libre rotation de 360°, sa position est indiquée par un cercle gradué de 0 à 360° degré, cette valeur est également affichée sur la console de contrôle.

4) **Une table de traitement** de type 23T possédant les caractéristiques suivantes : [14]

- ✓ Une ouverture avec des dimensions qui excèdent à la taille de champ maximal.
- ✓ Une rotation d'un angle  $\pm 90^\circ$  autour de l'isocentre.
- ✓ Un déplacement latéral de  $\pm 20$ cm.
- ✓ Un déplacement vertical motorisé.
- ✓ Un déplacement longitudinal de plus 70cm.
- ✓ Le fléchissement de la table ne doit pas dépasser 5mm pour un patient avec un poids de 80Kg [14].

5) **Les accessoires** du THERATRON 1000 sont standards, on trouve :

- ✓ Des accessoires pour les filtres en coins.
- ✓ Des portes caches.
- ✓ Un indicateur qui permet de vérifier la distance source surface, il est muni d'un système magnétique qui lui permet de se coller au collimateur, un autre

indicateur du centre du champ.

- ✓ Des lasers pour l'alignement des patients.
- ✓ Des accessoires pour les traitements du cancer du sein.

6) Une console de contrôle.

## **1.4 La source**

La source de Cobalt-60 est caractérisée par sa taille et son rendement à la distance de traitement, elle est composée d'une série de grains cylindriques de quelques millimètres scellés dans une double capsule d'acier inoxydable, conçue pour la protéger contre les chocs, la corrosion, et la chaleur. Le diamètre actif de la source est de 15 à 20 mm faisant un compromis entre avoir une grande activité afin d'obtenir un traitement satisfaisant et réduire au minimum la pénombre du faisceau. Une source de 15 mm de diamètre, donne un débit de dose maximal de 220 cGy/mn à une distance source surface de 80cm sur une aire de 100 cm<sup>2</sup>, et donne 140 cGy/mn à une distance source surface de 100 cm avec une activité de 300 TBq (ou  $300 \times 10^{12}$  Becquerels). Avec une source de 20 mm, ces valeurs peuvent atteindre 360 cGy/mn et 230 cGy/mn pour des distances source surface de 80 cm et 100cm respectivement, et atteindre une activité de 500 TBq (ou  $500 \times 10^{12}$  Becquerels). Le choix de la source doit également être adapté aux types de blindage de la salle de traitement [13].

## **2. Les électromètres**

### **2.1 DPD 510**

#### **2.1.1 Introduction**

L'électromètre SCANDITONIX DPD 510 « Direct Patient Dose-Meter » est un équipement médical conçu pour la détermination de la dose reçue par le patient et pour le contrôle des dispositifs thérapeutiques de rayonnement. C'est un appareil qui mesure la dose ou le débit de dose, il est muni de plusieurs canaux qui permettent de relier simultanément plusieurs détecteurs à semiconducteurs. Le DPD-510 est très sensible aux chocs à la lumière du soleil, à l'humidité, aux grandes pressions. Le DPD-510, son câble et sa boîte de jonction doivent

toujours être tenus hors du champ de rayonnement primaire. [15]

### 2.1.2 Description

Le DPD-510 est un électromètre avec 12 canaux, permettant l'utilisation de plusieurs détecteurs à semiconducteur simultanément. C'est un compartiment de 480 mm de longueur, sur 310 mm de largeur et de 170 mm de hauteur, avec un poids de 15.5Kg, il est formé d'un alliage d'Aluminium et d'acier [15]. Il comprend l'unité principale DPD-510, un câble de 20 m avec la boîte de jonction, il est accompagné d'un certain nombre de détecteurs.

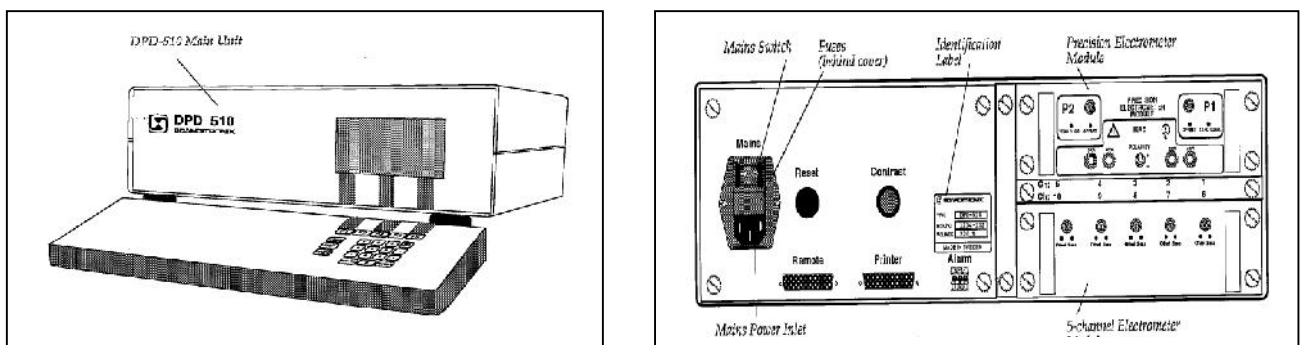
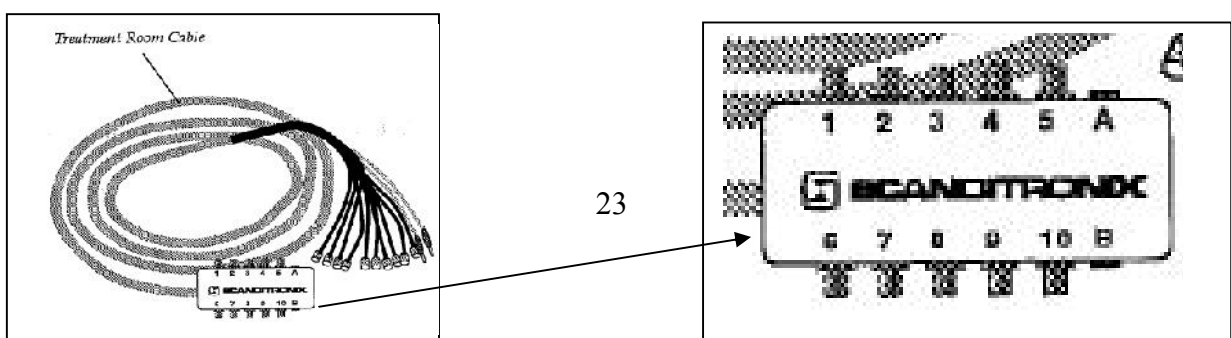


Figure 2.3 : L'électromètre DPD-510, vue de face et de derrière

### 2.1.3 Le Câble

Le câble d'une longueur de 20 m, contient 10 câbles coaxiaux pour déterminer le signal des détecteurs, et deux câbles pour l'alimentation en haute tension. Les détecteurs sont reliés aux câbles à travers une boîte de jonction placée dans la salle de traitement. Cette boîte contient 10 entrées numérotées de 1 à 10, et à chaque entrée correspond un câble coaxial à l'autre extrémité qui porte le même numéro. La boîte de jonction contient également deux autres entrées A et B pour les hautes tensions reliés aux sorties 220V et 400V sur l'unité PEM (Precision Electrometer Modul) valables lorsqu'on utilise des chambres d'ionisation [15].



**Figure 2.4** : Le câble de la salle de traitement avec la boîte de jonction

### 2.1.4 Caractéristiques

Le DPD 510 présente les caractéristiques :

- Gamme de dose	20Gy
- Résolution	0.001Gy
- Mode d'affichage	Dose ou débit de dose
- Unité d'affichage	Gy ou Rad (Gy/mn ou Rad/mn)
- Une tension de polarisation	± 200V ou ± 400V
- Précision	
- courant	0.1%
- Charge	0.2%

### 2.1.5 Type de détecteurs utilisés

Le SCANDITONIX DPD 510 est un équipement dédié pour des détecteurs à semiconducteurs de type-p dopés au Silicium utilisés en radiothérapie externe pour les faisceaux de photons et d'électrons. Les semiconducteurs sont des détecteurs de petites dimensions et d'une extrême sensibilité, leur capuchon d'équilibre électronique permet de réduire leur dépendance en taille de champ et augmenter l'énergie pour laquelle ils ont été conçus. [15] le tableau 2.1 résume les gammes d'énergies pour différents types de rayonnements et de détecteurs.

**Tableau 2.1** : gamme d'énergie d'utilisation pour les détecteurs utilisés

Type de Détecteur	Nature du faisceau	Gamma d'énergie
EDP-10	Photons	4 à 8 MV
EDP-20	Photons	8 à 16 MV
EDP-30	Photons	16 à 25 MV
EDE-5	<sup>60</sup> Co	1.25 MV
EDD-2	Photons, électrons	

## 2.2 Electromètre PTW UNIDOS

### 2.2.1 Description

LE PTW-UNIDOS est un micro processeur pour le contrôle des champs de rayonnement, il est classé comme dosimètre, il permet de mesurer la dose et le débit de dose en radiothérapie et en radioprotection.



**Figure 2.5 :** Electromètre PTW UNIDOS

Ce système portable multi fonctions, offre la flexibilité et la sécurité dans le cadre d'une dosimétrie absolue routinière.

Il est muni de plusieurs modes de fonctionnement, il peut mesurer le courant et la charge en unités(A) et en (C) respectivement, l'exposition en (R), la dose équivalente  $H_X$  en (S<sub>V</sub>), le Kerma dans l'air  $K_a$  et la dose absorbée dans l'eau  $D_W$  en (Gy). Le PTW UNIDOS peut mesurer de faibles expositions de Rayonnement X et peut également mesurer des doses élevées qui peuvent atteindre 3MGy. Il est muni d'une minuterie qui indique le temps durant la mesure de la dose.

## 3. Les détecteurs

### 3.1 Détecteurs à Semiconducteurs

Les Détecteurs à semi conducteurs utilisés sont de type EDE, fabriquées pour la détermination de la dose reçue par le patient durant le traitement, ils sont conçus pour le faisceau de Co-60.

Ces détecteurs ont les spécifications suivantes : [16]

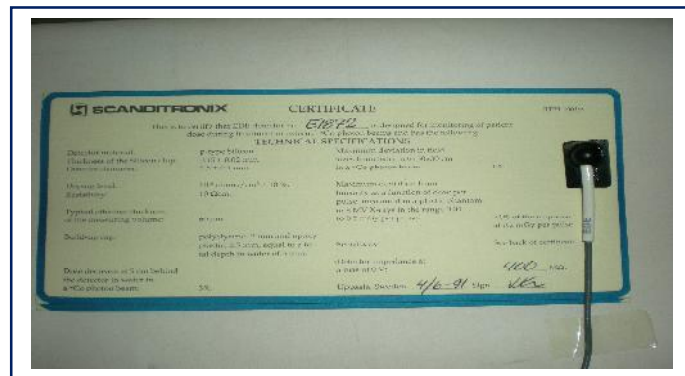


Figure 2.6 : La diode EDE-1873 avec son certificat

## ➤ La sensibilité des détecteurs

### 1) Variation de la sensibilité avec la température

La sensibilité du détecteur avec la température varie entre 0.0 à 0.5% par degré centigrade, cette variation dépend de la dose accumulée par le détecteur durant son irradiation.

### 2) Variation de la sensibilité avec la dose accumulée

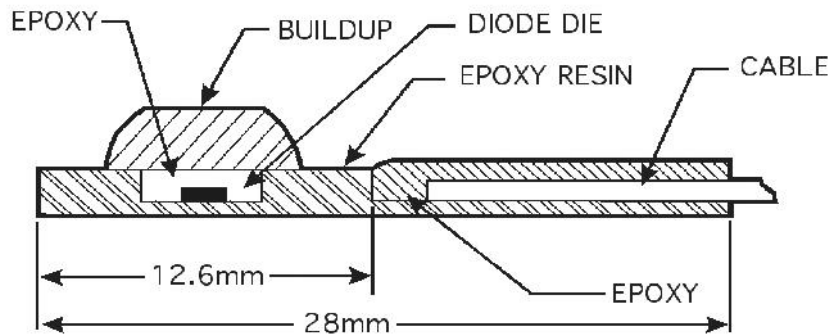
La sensibilité du détecteur diminue avec la dose accumulée, une calibration doit être effectuée au moins chaque semaine.

### 3) Variation de la sensibilité avec les conditions d'irradiations

Les conditions d'irradiation influencent la sensibilité du détecteur. On doit donc toujours calibrer le détecteur dans les mêmes conditions ou dans les conditions qui se rapprochent le plus aux conditions de traitement.

**Tableau 2.2** : "Principales caractéristiques des détecteurs utilisés

	EDE- 1873et EDE-1874
Nature du matériau	Silicone
Epaisseur de Silicone	0.45±0.02mm
Type	Type-p
Niveau de dopage	10 <sup>15</sup> atomes/cm <sup>3</sup> ±10%
Diamètre	1.5±0.1mm
Résistivité	10Ωcm
Epaisseur du capuchon d'équilibre électronique	Polystyrène, 2mm et époxy-plastique, 2.5mm, ce qui donne une épaisseur équivalente dans l'eau de 5mm
Variation de la dose au voisinage du détecteur	Diminue de 5cm dans l'eau
validité	Pour une taille de champ allant de 5×5cm à 30×30cm
sensibilité	Voir plus haut



**Figure 2.7** : coupe longitudinale du détecteur à semi-conducteur utilisé avec le DPD510

## 3.2 La chambre d'ionisation

### 3.2.1 Description

La chambre d'ionisation est de type PTW-31002, portant le numéro de série 791, elle est utilisée pour les mesures routinières en dosimétrie, et pour la caractérisation des faisceaux

émis par les accélérateurs linéaires et les unités de Cobalt-60. C'est une chambre étanche reliée à un câble flexible, elle fonctionne dans une gamme d'énergie allant de 30KeV à 50MeV.

### 3.2.2 Caractéristiques

La chambre d'ionisation utilisée présente un certain nombre de caractéristiques qui sont résumées dans le tableau 2.3.

**Tableau 2.3 :** principales caractéristiques de la chambre d'ionisation utilisée

Volume	0.3cm <sup>3</sup>
Réponse	1×10 <sup>-8</sup> C/Gy
Fuites	± 4×10 <sup>-15</sup> A
Polarisation	Maximum 500V
Fuites dans le câble	10 <sup>-12</sup> C/(Gy.cm)
Paroi	PMMA (C <sub>5</sub> H <sub>8</sub> O <sub>2</sub> ) <sub>n</sub> + Graphite (C)
Densité de la paroi	1.19g/cm <sup>3</sup> (PMMA), 0.82g/cm <sup>3</sup> (C)
Epaisseur de la paroi	0.55mm PMMA + 0.15mm C
Densité de l'air	77mg/cm <sup>3</sup>
Electrode	Aluminium, recouvert de 1.5mm de graphite sur une longueur de 14.25mm
Gamme de température	+10°C..... +40°C
Humidité	20% ..... 80% (< 20g/m <sup>3</sup> )



**Figure 2.8 :** La chambre d'ionisation PTW 31002

### 3.2.3 Calibration

L'étalonnage de la chambre a été effectué le 04 février 2008 au laboratoire secondaire

d'étalonnage pour la dosimétrie du centre de recherche nucléaire d'Alger, le facteur d'étalonnage a été déterminé par la méthode de substitution en utilisant l'étalon secondaire NE2561A#329. Cet étalon a été étalonné au laboratoire de référence de l'AIEA en mars 2005 pour les faisceaux gamma de Co-60 et Rayons X de qualités recommandées par le CCEMRI. [17].

### 3.2.3.1 Etalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau

Le tableau 2.4 résume l'ensemble des paramètres de calibration de la chambre d'ionisation pour les Rayons  $\gamma$  du Co-60

**Tableau 2.4** : principales caractéristiques de la chambre d'ionisation utilisée

Qualité du rayonnement	Chambre $N_{D,w}$ [mGy/nC]	$D_w$ [mGy/min]
Rayons $\gamma$ du Co-60	<b>271.40 <math>\pm</math> 1%</b>	518.17

### 3.2.3.2 Conditions de référence

Les conditions de références pour la calibration et l'utilisation de la chambre d'ionisation sont :  $T = 20^\circ\text{C}$ ,  $P = 101.325\text{KPa}$  et  $HR = 50.0\%$ .

Les incertitudes sur les facteurs d'étalonnage correspondant à un niveau de confiance de 95%(K=2).

Réglage de l'électromètre ..... mode Courant dt  
 Unité de lecture ..... nC  
 Polarisation ..... - 400V

## 4. Le Fantôme

### 4.1 Présentation

Dans notre étude nous avons utilisé un fantôme solide « Acrylic Slab Phantom » de type 2967, fabriqué par PTW-Freiburg, il est conçu pour la calibration et la mesure de la dose en profondeur en radiothérapie, pour des énergies allant de 70KV à 50MV pour les photons et de 1MeV à 50MeV pour les électrons. C'est un fantôme composé de 33 plaques, il est constitué de 29 plaques de 10mm, 1 plaque de 1mm, 2 plaques de 2mm et 1 plaque de 5mm, il contient également trois autres plaques dans lesquelles on peut insérer les chambres d'ionisation comme la chambre plate, la chambre cylindrique ou la parallel plate chamber. Il a une densité de  $1.19\text{g/cm}^3$ , et un poids de 35Kg. [5]



**Figure 2.9** : le fantôme solide en plaques, Acrylic Slab Phantom

## 4.2 Les corrections portées sur les mesures sur le fantôme

La dose absorbée est déterminée dans l'eau, c'est le matériau de référence pour les photons de hautes énergies et les électrons. En pratique il est plus commode d'utiliser le fantôme « Acrylic Slab » mais les photons et les électrons ne sont pas atténués et diffusés de la même manière dans les deux matériaux, pour tenir compte de cette différence, on doit apporter des corrections pour convertir la mesure dans le fantôme en mesure dans l'eau. Pour les photons, la différence entre l'atténuation mesurée dans les deux milieux, est donnée par le rapport entre l'atténuation dans l'eau et dans le fantôme. L'épaisseur moyenne dans l'eau  $Z_{\text{eau}}$  peut être déterminée à partir de l'épaisseur  $Z_P$  dans le fantôme par la relation suivante [5] :

$$\begin{aligned} Z_{\text{eau}} &= 1.136 \times Z_P && \text{(Pour le Co-60.....35MV)} \\ Z_{\text{eau}} &= 1.124 \times Z_P && \text{(40 .....50) MV} \end{aligned}$$

Les photons diffusés sont plus important dans le fantôme que dans l'eau, Pour convertir les mesures dans le fantôme en mesures dans l'eau, il faut multiplier par Facteur correctif  $K_{\text{ESC}}$  (Excess scatter Correction) le tableau 2.5 résume les facteurs de correction en fonction de la taille des champs d'irradiations [5].

**Tableau 2.5** : Les facteurs correctifs  $K_{\text{ESC}}$  en fonction de la taille de champ

Energie (MV)	Epaisseur (cm)	Taille de champ (cm×cm)			
		5×5	10×10	20×20	30×30
Co-60	0.5	0.997	0.996	0.995	0.996
	5.0	0.986	0.987	0.989	0.991
2	0.4	0.998	0.994	0.997	
	5.0	0.984	0.982	0.989	
4	1.0	0.998	0.997	0.998	
	5.0	0.994	0.993	0.993	

## Chapitre II – Matériel utilisé pour la dosimétrie

---

6	1.5	0.999	0.998	0.998	
	5.0	0.994	0.994	0.996	

## Chapitre 3

### Méthode de correction en dosimétrie in vivo à l'aide de semi-conducteurs

La dosimétrie in vivo permet de vérifier la dose de radiation délivrée au patient durant le traitement en radiothérapie externe, elle garantit sa qualité et accède à l'écart entre la dose prescrite et la dose reçue.

Pour déterminer la dose, on utilise des détecteurs (semi-conducteurs) en silicium, les diodes sont des détecteurs de choix, ils sont très sensibles (plus sensibles qu'une chambre d'ionisation) [3] et [2].

#### 1 Théorie des semi-conducteurs

Les détecteurs à semi-conducteurs en silicium sont de deux types, le type-n et le type-p selon le nombre de charge majoritaire, si la conductivité se fait majoritairement par des électrons, on dit que le semi-conducteur est de type-n, alors que si la conductivité se fait majoritairement par des trous, on dit qu'il est de type-p.

Les semi-conducteurs utilisés pour la détection de rayonnements ionisants sont fabriqués à partir d'une structure cristalline dans laquelle sont introduits des atomes trivalents ou pentavalents, ces atomes choisis comme dopants se substituent aux atomes tétravalents de silicium. L'introduction d'atomes pentavalents (phosphore, arsenic) favorise une conduction de type-n, alors que l'introduction d'atomes trivalents (bore, aluminium) favorise une conduction de type-p [2].

#### 2 Principe physique

Les semi-conducteurs sont composés d'une succession de bandes d'énergies, une bande interdite (BI) sépare la bande de valence (BV) de la bande de conduction (BC). La bande de valence est une bande d'énergie entièrement remplie d'électrons, c'est la bande permise, alors que la bande de conduction est complètement vide. La largeur de la bande interdite est faible, de ce fait, les électrons de la bande de valence peuvent facilement passer dans la bande de conduction sous le seul effet de l'agitation thermique, laissant derrière eux des trous. On

observe alors une conduction par des électrons dans la bande de conduction et une conduction par trous dans la bande de valence.

Au zéro absolu, les semi-conducteurs se comportent comme des isolants. Une diode au silicium est formée d'une fine couche d'un type de dopage déposée sur un substrat d'un autre type formant ainsi une jonction pn ou np [2]. La transition entre les matériaux de type p et n se traduit par la formation d'une zone de charge avec création d'une différence de potentiel, elle est de 0.7V pour une diode de silicium.

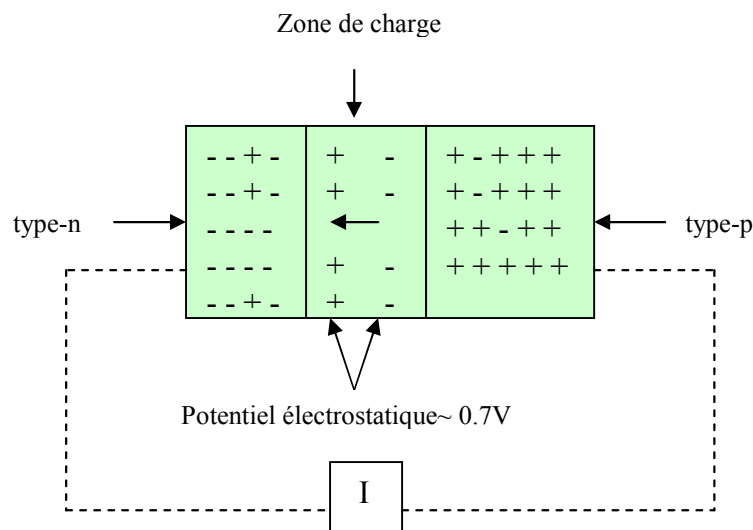


Figure 3.1 : Principe de base d'une diode de silicium de type-p utilisée comme détecteur de rayonnements

Lorsqu'on expose une diode à un rayonnement électromagnétique d'énergie  $W_g$  (énergie minimum pour créer une paire électron-trou), l'interaction entre les photons incidents et le réseau cristallin permet d'augmenter le nombre de porteurs minoritaires qui traversent la jonction créant ainsi un courant qui dépend du nombre de paires électron-trou créées par unité de temps et de la nature, l'énergie et le débit du rayonnement ionisant. En pratique, la diode est directement connectée à un électromètre qui mesure ce courant [2].

### 3 Caractéristiques dosimétriques

- L'information dosimétrique recueillie sur l'électromètre doit rester stable après irradiation et le courant de fuite doit être inférieur à 1%, ce courant est produit par des sources autres que le rayonnement ionisant. Le courant de fuite augmente avec la température et la dose accumulée due aux défauts présents dans la diode [1].
- La réponse de la diode doit être proportionnelle à la dose absorbée sur toute la plage d'utilisation [2].

- Les interactions entre les particules (électrons, neutrons, protons) induites par le rayonnement incident et le dosimètre se traduisent par un déplacement d'atomes de silicium et créent des défauts ponctuels, ces défauts se comportent comme des centres de recombinaisons (ou des pièges) pour les porteurs minoritaires. Il en résulte une diminution irréversible de la sensibilité du détecteur. Afin de minimiser l'influence de ce paramètre, le détecteur doit être pré-irradié (quelques KGy). Cet élément est pris en compte lors de l'étalonnage périodique du détecteur [2].
- La sensibilité du dosimètre s'affaiblit quand le débit de dose diminue. Ce paramètre est d'autant plus important lorsque le débit de dose est faible (mesures en sortie, mesures sous des caches ou en dehors du champ d'irradiation), ou très élevé (mesure des faisceaux d'électrons balayés) [2].
- Les semi-conducteurs ont un numéro atomique élevé ( $Z=14$  pour le silicium) comparativement aux tissus humains ( $Z = 7$ ). Leur sensibilité augmente aux basses énergies où l'effet photoélectrique est prédominant. L'utilisation de capuchon d'équilibre métallique renforce ce phénomène, alors le détecteur est étalonné avec celui-ci en fonction de l'énergie et le type de rayonnement utilisé. On apporte une attention particulière pour les mesures en sortie de faisceau en étalonnant le détecteur en sortie pour une épaisseur moyenne de patient [2].
- En raison de sa forme, le dosimètre semi-conducteur est sensible à l'angle d'incidence.
- La sensibilité du détecteur augmente avec la température, cet effet est moins prononcé pour une diode non irradiée, il augmente avec la dose accumulée [1].

#### 4 Tests de performance

Deux diodes identiques provenant du même fabricant se comportent différemment lors de l'irradiation, il est donc recommandé de procéder à des tests de performances avant leur utilisation pour la dosimétrie. Les résultats de ces tests sont ensuite comparés aux indications mentionnées sur le certificat d'authenticité de la diode.

Les tests sont les suivants :

- Stabilité du signal après irradiation ;
- Précision intrinsèque ;
- Etude de la linéarité du signal en fonction de la dose.

Toutes les diodes sont reliées au même canal de l'électromètre pour éviter la perte du signal qui dépend du canal auquel elles sont connectées. Tous les canaux de l'électromètre sont contrôlés régulièrement. Les tests sont réalisés dans les conditions de références (c'est-à-dire, la diode est placée à la surface du fantôme, à l'isocentre de l'appareil de traitement avec une taille de champ 10x10 cm<sup>2</sup>) [1].

#### **4.1 Stabilité du signal après irradiation et précision intrinsèque**

On compare le signal juste après la fin de l'irradiation à celui 5 mn après. 5 mn représentent le temps moyen d'un traitement en radiothérapie. On réalise en même temps, 10 lectures pour déterminer la déviation standard, elle ne doit pas dépasser 1 % [4].

#### **4.2 Etude de la linéarité lecture/dose**

La réponse de la diode doit rester proportionnelle à la dose absorbée jusqu'à des valeurs plus grandes que 10 Gy [4].

### **5. Calibration des semi-conducteurs**

La calibration permet de relier le signal du détecteur recueilli sur l'électromètre à la dose absorbée dans les conditions d'irradiation de référence. Il est ensuite nécessaire d'appliquer un ensemble de facteurs correctifs lorsque les conditions d'irradiations sont différentes des conditions de traitement.

On réalise la calibration de chaque détecteur à l'entrée et à la sortie, et ce, pour chaque faisceau utilisé pour le traitement des cancers du cavum.

#### **5.1. Procédure de calibration**

Le courant de fuite ne doit pas influencer sur la stabilité du signal du détecteur, il doit être insignifiant devant les valeurs obtenues durant les mesures. Le courant de fuite est mesuré durant un temps qui vaut cinq fois le temps utilisé pour une application clinique, il ne doit pas dépasser 1% en une heure [1].

On doit également réaliser des tests de stabilité des détecteurs utilisés, et ceci en plaçant la diode à la surface du fantôme, on réalise 10 à 15 irradiations dans les conditions de référence, la déviation standard ne doit pas dépasser 0.5 %. Les mesures sont répétées en différents jours pendant deux semaines, si l'écart, en tenant compte de l'équipement utilisé, du

positionnement du fantôme et de l'emplacement de la diode est moins de 1% on peut dire que la lecture est stable.

## 5.2. Calibration à l'entrée du faisceau

La dose reçue par le patient est une mesure qui nécessite la détermination de plusieurs facteurs, les facteurs de calibration et les facteurs de correction à l'entrée de chaque faisceau, ces mesures se réfèrent à la dose maximum, c'est-à-dire à une région où la dose est sensiblement constante [4], de plus, les diodes placées sur la peau sont soumises à l'influence des électrons secondaires parasites provenant du système de collimation. Pour limiter l'influence de ces électrons, on utilise un capuchon d'équilibre électronique.

Comme la calibration est réalisée au cobalt, il est souhaitable d'utiliser une chambre d'ionisation cylindrique de petit volume actif afin de pouvoir placer son point de mesure à l'équilibre électronique, on utilise pour cela une chambre d'ionisation de type PTW-31002.

La dose à l'entrée reçue par le patient est donnée par la relation suivante :

$$D(\text{ent, patient}) = L(\text{ent, diode}) \times F_{\text{cal}}(\text{ent, diode}) \times \Pi F_{\text{cor}} \quad (3-1)$$

### 5.2.1. Facteurs de calibration à l'entrée

Les diodes sont calibrées pour mesurer la dose à l'entrée de chaque faisceau d'irradiation, c'est-à-dire qu'une fois placées sur la peau du patient, la mesure doit correspondre à la profondeur de la dose maximum pour la qualité des photons utilisés, qui est de 0.5 d'eau pour l'unité de Co-60 utilisé [1].

La première étape de la calibration consiste à déterminer le facteur de calibration de chaque diode  $F_{\text{cal}}(\text{diode})$ . En raison de la variation du signal avec la dose cumulée, les diodes doivent être calibrées régulièrement pendant des intervalles de temps qui varient entre une semaine ou un mois [1].

Le facteur de calibration de la diode est défini comme le rapport entre la dose déterminée à l'aide de la chambre d'ionisation  $D(\text{ic})(\text{cond, réf})$  et la lecture donnée par l'électromètre du signal donné par diode  $L(\text{diode})(\text{cond, réf})$ , dans les conditions de référence.

$$F_{\text{cal}}(\text{diode})(\text{ent}) = \left( \frac{D(\text{ic})}{L(\text{diode})} \right)_{(\text{cond, réf})(\text{ent})} \quad (3-2)$$

Les conditions de référence sont données pour une taille de champ  $10 \times 10 \text{cm}^2$  et une distance source peau (DSP) de 100cm. La diode munie de son capuchon d'équilibre électronique est

placée à la surface, la chambre d'ionisation à la profondeur de dose maximum  $Z_{max}$ , au centre du champ, à l'entrée du faisceau. Voir figure 3. 2.

La dose  $D(ic)$  déterminée par la chambre d'ionisation est le produit de la lecture donnée par l'électromètre, par le facteur de calibration de la chambre d'ionisation  $F_{cal}(ic)$  qui est donnée par le laboratoire secondaire.

$$D(ic) (ent)_{(con, réf)} = L(ic) (ent)_{(cond, réf)} \times F_{cal}(ic) \quad (3-3)$$

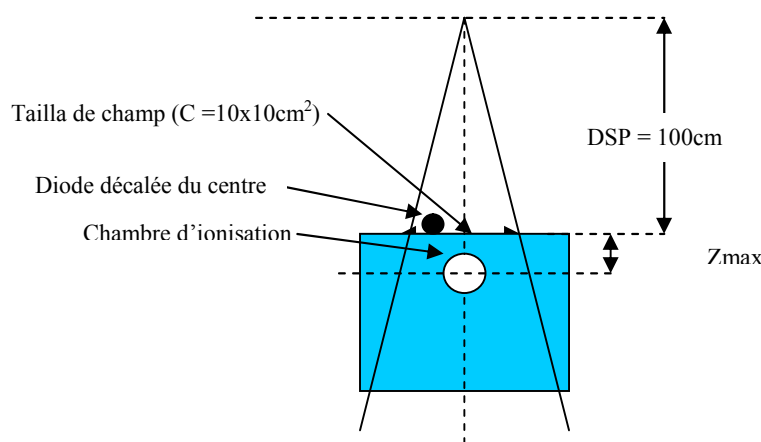


Figure 3.2 : dispositif expérimental pour la détermination du  $F_{cal} (ent)$ .

On utilise une chambre d'ionisation de type PTW-31002, son facteur de calibration est déterminé par le CRNA (Centre de Recherche Nucléaire d'Alger) le 04 février 2008.

$$F_{cal}(ic) = 271.40 \pm 1 \% (mGy/nC) \quad (3-4)$$

La lecture du signal donné par la chambre d'ionisation est réalisée à l'aide d'un électromètre, le PTW Unidos. Comme détecteur à semi-conducteur, on utilise deux diodes de type-EDE, elles sont conçues pour le faisceau de Co-60, elles possèdent un capuchon d'équilibre électronique de 0.5cm [16], la lecture du signal se fait à l'aide d'un l'électromètre, le DPD-510.

## 6. Facteurs correctifs à l'entrée

La variation de la dimension du champ et de la distance à la source, la présence des caches dans le champ d'irradiation modifie la réponse des dosimètres. Il est donc nécessaire

d'appliquer un ensemble de facteurs correctifs quand les conditions d'irradiation sont différentes de celles de calibration [4].

### 6.1. Facteur correctif de la taille de champ Fcor (T.C)

Pour déterminer le facteur correctif de la taille de champ Fcor (T.C), la chambre d'ionisation est placée dans le fantôme à la profondeur de dose maximum  $Z_{max}$  au centre du champ d'irradiation, la diode est placée à la surface du fantôme en PMMA décalée de quelques centimètres du centre pour éviter son influence sur la chambre d'ionisation, et une distance source surface (DSP) de 100cm, le facteur est mesurée en variant la taille de champ entre  $5 \times 5 \text{cm}^2$  et  $25 \times 25 \text{cm}^2$ .

Pour déterminer le décalage de la diode, on irradie d'abord la chambre seule dans les conditions de référence et on note la lecture sur l'électromètre, on place ensuite la diode à la surface dans les mêmes conditions en la décalant petit à petit jusqu'à ce qu'on obtienne la même lecture de la chambre d'ionisation sur l'électromètre, cette distance est alors repérée sur le fantôme.

Comme les mesures sont réalisées dans un fantôme en PMMA et non pas dans l'eau qui est le matériau de référence, on doit placer la chambre à une profondeur  $Z_{\text{fantôme}}$  différente de  $Z_{\text{eau}}$  qui vaut 0.5cm pour le faisceau de Co-60 utilisé.

$$Z_{\text{eau}} = 1.136 \times Z_{\text{fantôme}} \quad [5] \quad (3-5)$$

$$Z_{\text{fantôme}} = \frac{0.5 \text{cm}}{1.136} = 0.44 \text{cm} \quad (3-6)$$

Le facteur correctif de la taille de champ est donné par :

$$F_{\text{cor}}(\text{T.C})(\text{ent}) = \frac{\frac{L(\text{ic})(C)}{L(\text{ic})(10 \times 10 \text{cm}^2)}}{\frac{L(\text{diode})(C)}{L(\text{diode})(10 \times 10 \text{cm}^2)}} \quad (3-7)$$

Où (C) est la taille de champ  $L(\text{ic})$  et  $L(\text{diode})$  est la lecture donnée par la chambre d'ionisation et celle donnée par la diode, respectivement.

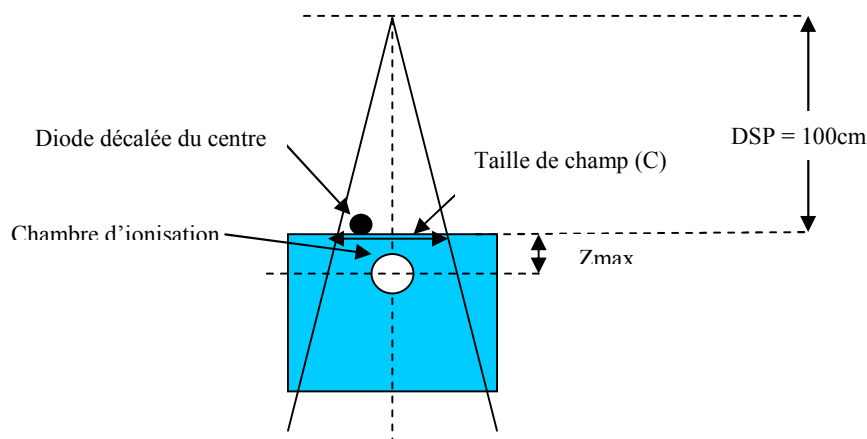


Figure 3.3 : dispositif expérimental pour la détermination de Fcor (T.C).

## 6.2. Facteur correctif de la distance source surface Fcor (DSP)

Les électrons de contamination augmentent avec la DSP, ce qui induit une variation de la dose reçue par la diode, cette dose est différente de celle reçue par la chambre d'ionisation du fait qu'elle soit placée à  $Z_{max}$  et non pas à la surface comme le cas pour la diode.

Pour déterminer le facteur correctif de la distance source surface  $F_{cor}(DSP)$ , la diode est placée à la surface du fantôme, décalée de quelques centimètres du centre du champ d'irradiation pour éviter l'influence de celle-ci sur la chambre d'ionisation qui est placée à l'intérieur du fantôme à la profondeur  $Z_{max}$  au centre du champ d'irradiation. La taille de champ est fixée à  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  et on fait varier la DSP entre 85 et 100cm [1].

Le facteur correctif de la DSP est donné par :

$$F_{cor}(DSP) (\text{ent}) = \frac{\frac{L(ic)(DSP)}{L(ic)(DSP = 100\text{cm})}}{\frac{L(diode)(DSP)}{L(diode)(DSP = 100\text{cm})}} \quad (3-8)$$

Où  $L(ic)(DSP)$  et  $L(diode)(DSP)$  sont les lectures données par la chambre d'ionisation et la diode pour différentes DSP, respectivement, et,  $L(ic)(DSP=100\text{cm})$  et  $L(diode)(DSP=100\text{cm})$  sont les lectures données par la chambre d'ionisation et celle donnée par la diode pour une  $DSP=100\text{cm}$ . Voir figure 3.4.

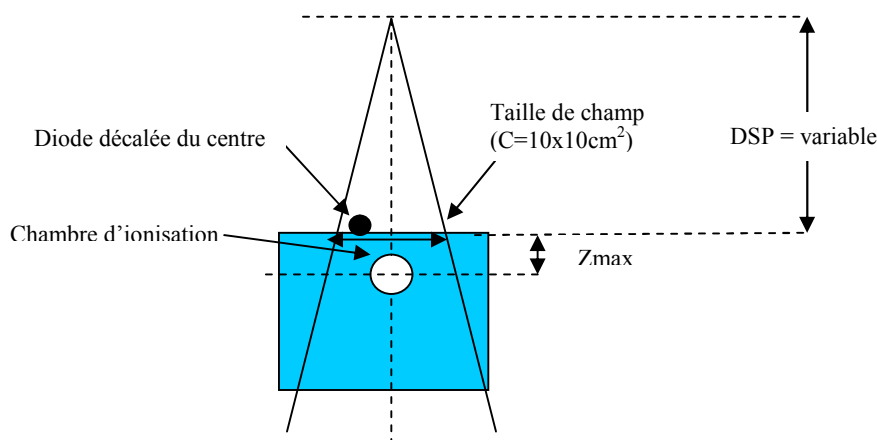


Figure 3.4 : Dispositif expérimental de la détermination du Fcor (DSP)

### 6.3. Facteur correctif de transmission Fcoc (Tray)

Les caches sont placés sur un support fixé dans la tête d'irradiation, les portes caches sont en PMMA avec une épaisseur de 0.5cm. L'insertion d'un porte cache entre la source et le patient change la quantité d'électrons qui arrivent sur la peau du malade.

Pour déterminer le facteur correctif de transmission Fcor(Tray) pour différentes tailles de champ à la profondeur Zmax, on détermine d'abord la dose absorbée à l'aide de la chambre d'ionisation pour différentes tailles de champ, puis avec la diode placée à la surface du fantôme, au centre du champ d'irradiation. On compare ensuite les facteurs de transmission mesurés à l'aide de la chambre d'ionisation et la diode, pour différentes tailles de champ.

Le facteur correctif de transmission est déterminé comme suit :

$$F_{cor}(\text{Tray})(ent) = \frac{\frac{L(ic)(c, \text{caches})}{L(ic)(c)}}{\frac{L(diode)(c, \text{caches})}{L(diode)(c)}} \quad (3-9)$$

Où  $L(ic)(c, \text{caches})$  et  $L(diode)(c, \text{caches})$ , sont les lectures données par la chambre d'ionisation et la diode, respectivement, pour une taille de champ (c), en présence de caches.

$L(ic)(c)$  et  $L(diode)(c)$ , sont les lectures de la chambre d'ionisation et la diode, respectivement pour une taille de champ (c) en absence de caches.

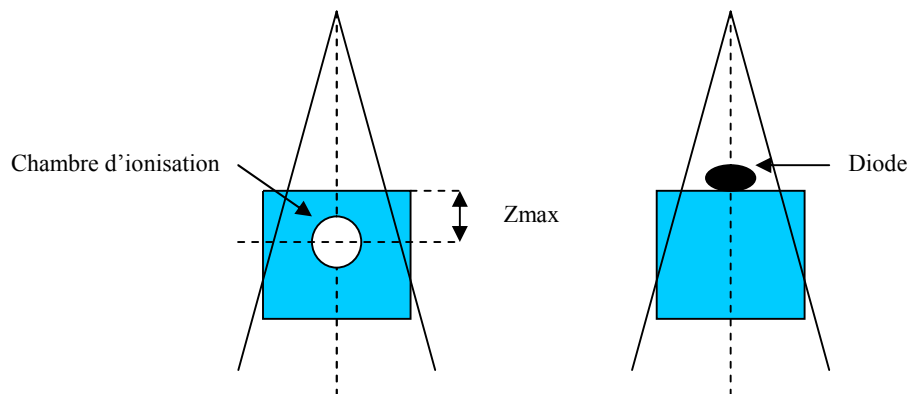


Figure 3.5 : dispositif expérimental pour la détermination du  $F_{cor}$  (Tray).

## 7. Calibration à la sortie du faisceau

Comme pour la calibration à l'entrée, des facteurs correctifs sont appliqués quand les conditions de traitement diffèrent de celle de la calibration [4]. De plus, pour la mesure de la dose à la sortie, l'épaisseur  $Z$  du patient doit être prise en compte. La dose mesurée à la sortie n'est pas obtenue dans des conditions suffisantes de diffusion, il faut donc corriger la dose à la sortie calculée par le logiciel de dosimétrie d'un facteur de rétrodiffusion  $B'$  pour retrouver la valeur attendue mesurée à la sortie.

En effet, au voisinage de la surface de sortie, l'absence de rétrodiffusion entraîne une décroissance plus rapide de la dose [4]. Il est donc plus délicat de déterminer la dose à la sortie. En fait, la dose à la sortie est mesurée symétriquement par rapport à la dose à l'entrée, c'est-à-dire à la profondeur du maximum  $Z_{max}$  à la surface de sortie (en sachant qu'à cette profondeur la rétrodiffusion des photons peut être incomplète) [2].

Pour relier la dose de sortie (mesurée à la profondeur  $Z_{max}$  du côté de la sortie) à la réponse du dosimètre, on ajoute derrière celui-ci une épaisseur de milieu assurant le maximum de rétrodiffusion. En pratique, on utilise le même capuchon, même si les épaisseurs de milieu sont à rajouter pour l'entrée et la sortie sont différentes [4].

La calibration est effectuée avec une épaisseur de fantôme correspondante aux dimensions moyennes d'un patient. Le dosimètre est également décalé de quelques centimètres par rapport à l'axe du faisceau pour empêcher son influence sur la chambre d'ionisation qui est placée à la profondeur de dose maximum  $Z_{max}$  comme pour la calibration à l'entrée [2].

### 7.1. Facteur de calibration à la sortie

On détermine le facteur de calibration à la sortie de chaque faisceau et de chaque diode utilisée. La diode est fixée à la surface du fantôme à la sortie du faisceau d'irradiation, la chambre est placée dans le fantôme à la profondeur de dose maximum  $Z_{max}$

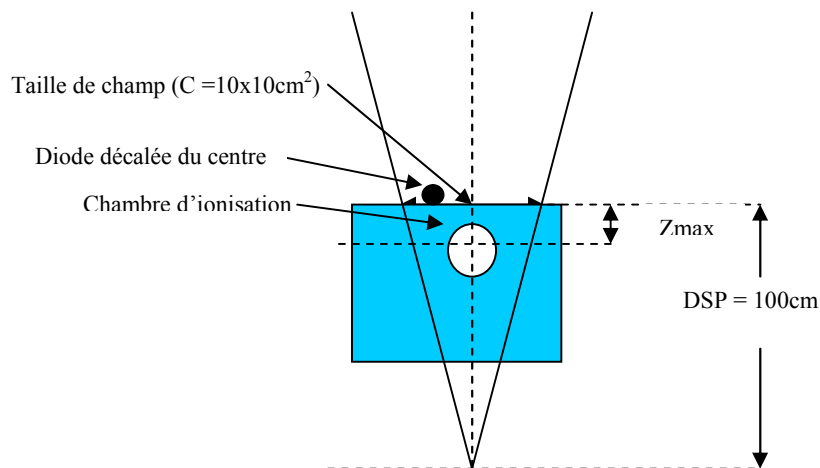


Figure 3.6 : dispositif expérimental pour la détermination du  $F_{cal}$  (sort).

Le facteur de calibration à la sortie  $F_{cal}$  (sort) est donné par l'équation.

$$F_{cal}(\text{diode})(\text{sort}) = \left( \frac{D(\text{ic})}{L(\text{diode})} \right)_{(\text{cond}, \text{réf})(\text{sort})} \quad (3-10)$$

Où  $D(\text{ic})(\text{cond}, \text{réf})(\text{sort})$  est la dose donnée par la chambre d'ionisation dans les conditions de référence à la sortie du faisceau.

$$D(\text{ic})(\text{sort})_{(\text{con}, \text{réf})} = L(\text{ic})(\text{sort})_{(\text{cond}, \text{réf})} \times F_{cal}(\text{ic}) \quad (3-11)$$

Le facteur de calibration de la chambre est celui donné par l'équation (3-4).

### 8. Facteurs correctifs à la sortie

Les facteurs de correction à la sortie du faisceau sont réalisés dans les mêmes conditions que précédemment mais en positionnant le dosimètre muni de son capuchon d'équilibre électronique à la sortie du fantôme, la chambre d'ionisation est placée à la profondeur de maximum de dose  $Z_{max}$ .

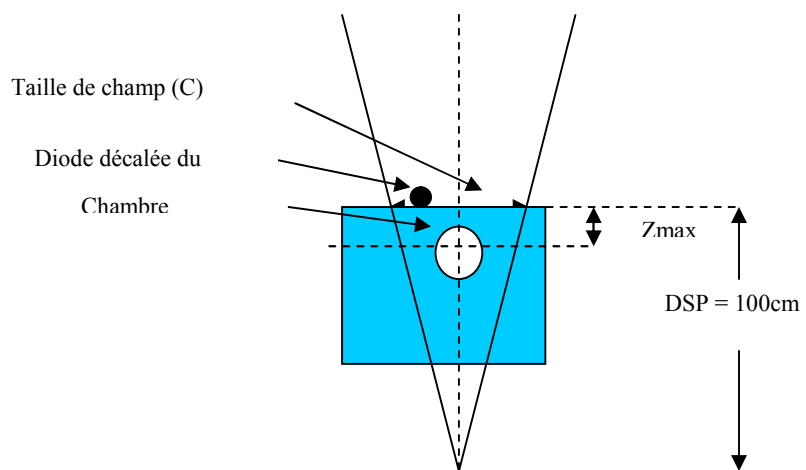


Figure 3.7 : dispositif expérimental pour la détermination du  $F_{cor}$  (sort).

## **Chapitre IV**

### **Applications cliniques de la dosimétrie in vivo aux cancers du cavum**

Le cancer du nasopharynx est placé aux premiers rangs des cancers de la sphère ORL en Algérie. Son traitement repose sur la radiothérapie, en raison de sa radiosensibilité et de son inaccessibilité à une chirurgie adéquate car il a la particularité d'être localisé dans une région circonscrite par des organes critiques. La détermination de la dose délivrée en certains points d'intérêt, par des calculs à l'aide de systèmes de planning de traitement ou par des mesures avec des semi-conducteurs (diodes) s'avère donc nécessaire pour s'assurer que la dose délivrée correspond effectivement la dose prescrite, mais également pour corriger les erreurs éventuelles de positionnement entre les fractions. L'étude dosimétrique est réalisée sur 16 patients atteints d'un carcinome du nasopharynx. Ils sont traités par radiothérapie externe, ils auront en conséquence une irradiation prophylactique des ganglions lymphatiques sus claviculaires.

#### **1 La prescription des doses**

La prescription de la dose est une tâche réservée au personnel médical, elle dépend de plusieurs facteurs:

- le carcinome indifférencié classé T1-T2 (voir Annex C) est contrôlé par une dose de 65 Gy en 40 à 45 jours à raison de 5 séances de 1.8 à 2 Gy par semaines. Pour les tumeurs plus étendues ou pour le type histologique bien différencié, une dose de 70 Gy est délivrée en 7 à 8 semaines [10].
- L'âge du patient, le seuil de tolérance du système nerveux central et la régression tumorale obtenue par une chimiothérapie initiale, peuvent être pris en compte pour réduire la dose totale ;
- En absence d'adénopathies palpables, une dose de 50 Gy est délivrée à l'ensemble des chaînes cervicales. En présence d'adénopathie, un complément de 10 à 20 Gy est délivré dans un volume réduit ; le rythme de 10 Gy par semaine est habituellement adopté.

## 2 La technique d'irradiation

La tumeur primitive et les adénopathies cervicales sont traitées séparément. On distingue ainsi un volume supérieur et un volume inférieur [10] :

- **le volume supérieur** concerne la tumeur primitive. Si l'essentiel de la dose est délivrée par deux champs latéraux, l'association de un ou deux champs antérieurs permet d'atteindre une dose élevée au niveau de la tumeur, tout en protégeant relativement les tissus sains qui entourent la tumeur. Cet apport antérieur représente un quart, voir un tiers de la dose au niveau de la tumeur. Parfois, l'extension de la tumeur au massif facial est telle qu'elle ne peut être couverte par les champs latéraux. Une contribution antérieure est alors indispensable et peut être égale, voir supérieure, à celle des champs latéraux.

- **Le volume inférieur** comprend l'ensemble des chaînes cervicales. Il est traité par un champ antérieur avec protection de la moelle cervicale et des structures laryngées. Au Centre Pierre et Marie Curie d'Alger, le traitement est réalisé par 2 grands champs latéraux couvrant la tumeur primitive et les relais ganglionnaires cervicaux supérieurs. En l'absence d'extension oropharyngée basse, de volumineuses adénopathies sous mastoïdiennes ou d'adénopathies sous digastriques bilatérales, une réduction médullaire « anticipée » des champs latéraux est réalisée (par rapport à la dose habituelle de 40 - 45 Gy, lorsque seuls les champs latéraux sont utilisées), permettant ainsi un apport antérieur de l'ordre 25 Gy au niveau de la tumeur primitive. Le siège sous crânien de la tumeur, à proximité du système nerveux central, impose une technique d'irradiation rigoureuse afin d'éviter une complication neurologique. Les doses limites de tolérances ne doivent pas être dépassées.

- 40 à 45 Gy en 5 semaines pour la moelle et le tronc cérébral.

- 50 à 55 Gy en 5 à 6 semaines pour l'encéphale et le nerf optique.

On doit également, dans la mesure du possible, limiter l'irradiation de l'oreille moyenne, des glandes salivaires, des muscles masticateurs, des articulations temporo-maxillaires et de la mandibule, afin de réduire les séquelles post-radiques et préserver la qualité de la vie du malade.

## 3 La préparation du traitement

La définition des champs d'irradiation se fait à l'aide de l'étude des bilans qui précède la radiothérapie comme les clichés radiographiques et le scanner. L'utilisation d'un simulateur dédié facilite la préparation du traitement. Les données de la simulation sont alors consignées sur la fiche de traitement.

### **3.1 Positionnement du Patient**

Le décubitus dorsal est la position recommandée, elle est confortable et facilement reproductible d'une séance à l'autre. Le cou repose sur un billot (coussin dédié), la tête est maintenue dans un angle de Reid\* compris entre 30° et 45°, les épaules sont abaissées, les bras reposent le long du corps. On vérifie le bon alignement du malade couché sur la table du simulateur. Des fils et des billes de plomb sont scotchés sur la peau du malade. Sur les clichés radiographiques de simulation, ils concrétiseront les adénopathies, une cicatrisation d'adénopathies ainsi que les repères anatomiques, tels que le tragus et le bord orbital externe.

### **3.2 La Simulation du traitement**

Pour définir les champs latéraux, on choisit une distance source-axe (D.S.A) à 100cm. Un angle de Reid de 30° ou 45°, selon que l'on inclut ou non les premiers relais ganglionnaires. On définit successivement les axes et les limites des champs droit et gauche, que l'on dessine sur la peau du malade et qui seront visibles sur les clichés de simulation. En fin de séance on tatoue le centre des champs, ainsi que deux des limites de chaque champ sur les axes principaux. L'un des deux clichés de simulation est utilisé pour définir les protections placées d'emblée dans le faisceau d'irradiation. Il s'agit de protections plombées standard ou caches personnalisées en CERROBEND qui est un alliage utilisé pour la fabrication des caches.

On poursuit la simulation par la mise en place du champ cervical antérieur. La distance source peau est de 100 cm. On tatoue le centre et le point sternal situé sur l'axe principal. Enfin lorsque l'extension tumorale fait envisager une contribution antérieure, un cliché de repérage de profil est réalisé avec un angle de Reid de 15° à 20°, en conservant le même centre que celui des champs latéraux. On utilisera ce cliché pour tracer la projection latérale du ou des faisceaux du champ facial antérieur et définir leur axe.

### **3.3 Le relevé des contours**

Le tracé des contours externes du malade est effectué avec un conformateur ou un scanner. On relève, selon le volume traité par les champs latéraux, 2 à 4 coupes transverses passant par le centre (rhinopharynx / oropharynx), la base du crâne et la région sous digastrique. Leur hauteur par rapport au plan central est précisée sur le tracé sagittal du malade. Si on projette une contribution antérieure, un contour passant par le centre des champs latéraux est réalisé avec un angle de Reid de 15° à 20°.

### **3.4 Le report des données anatomiques**

La tumeur primitive, les adénopathies, le tronc cérébral ou la moelle cervicale sont reportés sur chaque coupe en s'aidant du cliché de simulation et des documents radiographiques.

## **4. Description des champs d'irradiation**

### **4.1 Les champs latéraux**

L'angle de Reid ainsi que les limites inférieure et postérieure des champs sont fonction de la dissociation des volumes supérieur et inférieur [10] :

- si l'irradiation de la tumeur primitive est dissociée d'emblée de celle des chaînes ganglionnaires cervicales, l'angle de Reid est de 45°. Cette position de la tête en hyperextension est indispensable pour traiter correctement la région sous-mastoïdienne par le champ cervical antérieur ; elle peut être difficile à maintenir par le malade. La limite inférieure des champs latéraux se situe à l'angle de la mâchoire. Leur limite inférieure passe en arrière du conduit auditif externe.

- Si les relais ganglionnaires supérieurs sont inclus dans les champs latéraux, l'angle de Reid est de 30°. La limite inférieure est au niveau de l'os hyoïde. La limite postérieure se situe en arrière des adénopathies palpables. En l'absence d'adénopathies, elle est placée en arrière des apophyses épineuses.

Les limites supérieures et inférieures sont fonction de l'extension tumorale.

- pour les tumeurs classées T1-T2 (voir Annex C), la limite supérieure est située aux deux tiers supérieurs du sinus sphénoïdal. La limite antérieure est fixée à 1.5 cm en avant des apophyses ptérygoïdes.

- Pour les tumeurs étendues au-delà du rhinopharynx, la limite supérieure peut être remontée au-dessus de la selle turcique pour couvrir un envahissement de la base du crâne ou une extension endocrânienne. La limite antérieure peut être avancée : elle reste habituellement en retrait du rebord orbitaire externe ; dans le cas contraire, une protection oculaire doit être assurée. On protège d'emblée la fosse cérébrale postérieure et, si nécessaire, la cavité buccale.

### **4.2 Le champ cervical**

La limite supérieure est jointive à celle des champs latéraux lorsqu'elle coupe une adénopathie ; dans le cas contraire, un intervalle de 5mm à la peau évite tout risque de recoupement avec le volume supérieur. La limite inférieure se situe au niveau de la fourchette

sternale. Les limites latérales sont à mi-clavicule, voir plus externe en cas d'adénopathies spinales basses. Des protections plombées médianes et sous claviculaires protègent la moelle, le larynx et les poumons. Cette protection ne doit pas masquer une adénopathie sous claviculaire interne.

## 5. Le choix de l'énergie

Pour le traitement de la tumeur primitive, les photons de 1.25 MV, émis par une source de Cobalt 60, sont les plus utilisés. Délivrés par 2 champs latéraux opposés également pondérés, ils traitent de façon homogène une épaisseur de 10 cm correspondant au volume tumoral et ganglionnaire d'un cancer des structures pharyngo-laryngées. La distribution de la dose est moins favorable au niveau du rhinopharynx, où l'épaisseur est de l'ordre de 14 cm, un surdosage de 5 à 10% au niveau des plans superficiels intervient dans un volume suffisamment important pour être pris en considération. La présence à ce niveau d'organes critiques accentue les risques de séquelles [10]. Un rayonnement plus pénétrant, tel que celui émis par un accélérateur de particules de 6MV, est une alternative intéressante, surtout si la totalité du traitement est réalisé par des champs latéraux. Il permet d'irradier de façon homogène une épaisseur de 14 cm sans sous doser les adénopathies lorsqu'elles sont incluses dans le volume supérieur. Le choix va de pair avec une parfaite définition de l'extension tumorale latérale, rendue possible grâce au scanner. Pour les adénopathies cervicales, l'irradiation de base est réalisée par des photons d'énergies inférieures à 5 MV. Les champs réduits nécessitent, le plus souvent, des électrons de 6 à 9MV.

\*angle de Reid : angle formé par une droite joignant l'angle externe des paupières et le conduit auditif externe homolatéral, et une ligne verticale passant par ce même conduit auditif externe.

## **Chapitre V**

### **Caractérisation des détecteurs et Procédures de mesures sur patients**

L'objectif de la radiothérapie est de délivrer une dose précise dans un volume cible défini cliniquement par un système d'imagerie. La vérification de la dose absorbée est un élément clé du contrôle de la qualité du traitement délivré aux patients. Cette dose ne peut être mesurée que dans le cadre de la dosimétrie in vivo. Elle permet d'évaluer l'écart entre la dose mesurée à l'aide des détecteurs et celle calculée par le système de planification de traitement (TPS). Le but de ce travail réalisé sur 16 patients est de comparer la dose d'irradiation mesurée par des dosimètres à semi-conducteurs et la dose calculée par un système de planification de traitement « ROCS ».

Le travail est effectué en deux étapes. La première consiste à calibrer les dosimètres et la seconde étape consiste à réaliser des mesures de la dose sur le patient, à l'entrée et à la sortie de chaque faisceau utilisé lors de son traitement.

#### **1 La caractérisation des diodes**

Les détecteurs utilisés sur patient doivent être calibrés pour pouvoir relier le signal recueilli à la dose absorbée dans les conditions de références. Il est en suite nécessaire d'appliquer un ensemble de facteurs correctifs lorsque les conditions d'irradiations diffèrent de celles de références. [1]

##### **1.1. Tests de performances**

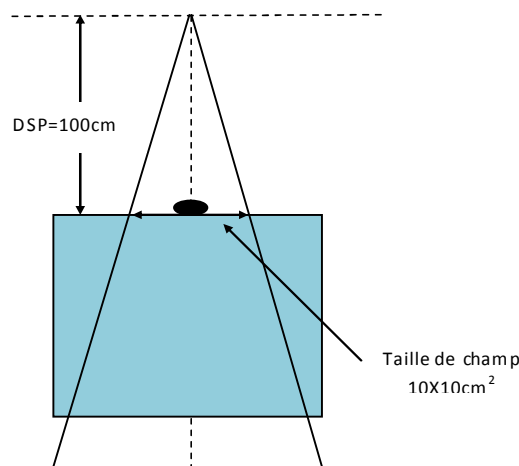
Il est important d'effectuer un ensemble de tests sur les détecteurs utilisés avant d'entreprendre des mesures sur patients, cet ensemble de tests consiste à étudier leurs performances car deux diodes identiques se comportent différemment lorsqu'elles sont irradiées. Ces tests consistent à étudier les paramètres suivants :

➤ Stabilité du signal après irradiation :

Le signal enregistré immédiatement après irradiation est comparé au signal 5 minutes après la fin de l'irradiation.

➤ Etude expérimentale

On fixe la diode à la surface du fantôme, au centre du faisceau, une DSP = 100cm et une taille de champ  $10 \times 10 \text{cm}^2$ . On choisit une épaisseur de fantôme  $e = 13.2 \text{ cm}$  (équivalent à une épaisseur de 15 cm d'eau qui est le matériau de référence) 15 cm représente l'épaisseur moyenne d'un patient. On fixe un temps de traitement,  $t = 1 \text{mn}$  et le bras à  $0^\circ$ . On effectue plusieurs mesures et on étudie les résultats.



**Figure 5.1 :** Dispositif expérimental pour la détermination des tests de performance

➤ Précision intrinsèque

Pour étudier la précision intrinsèque, on doit déterminer la déviation standard de 10 lectures.

➤ Variation du signal de la diode en fonction de la dose

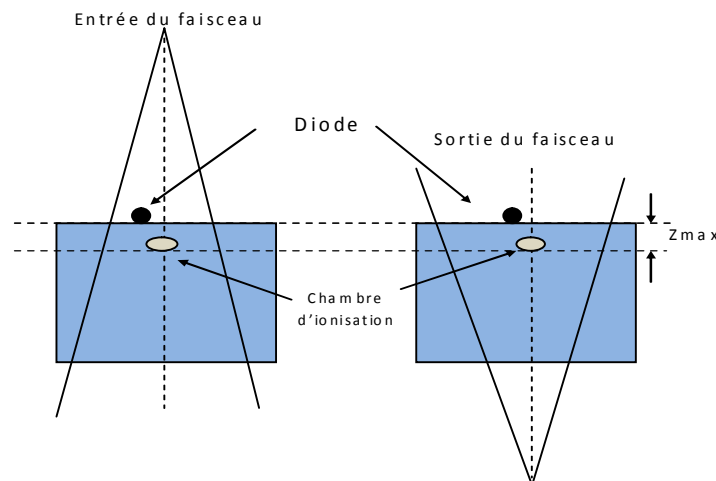
On vérifie la linéarité de la réponse du dosimètre en fonction de la dose, elle doit être proportionnelle sur tout le domaine de son utilisation. La diode est disposée à la surface du fantôme, au centre du faisceau avec une taille de champ  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , une DSP = 100 cm et une épaisseur de fantôme  $e = 13.2 \text{ cm}$ .

## 1.2. La Calibration

La calibration permet de relier le signal détecté à la dose absorbée dans les conditions de références (c'est-à-dire une taille de champ  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , et une DSP = 100 cm). Comme les conditions de traitement sont différentes des conditions de référence, il est nécessaire d'appliquer un ensemble de facteurs correctifs, ces facteurs sont déterminés dans des conditions aussi proches que possible des conditions de traitement avec le même faisceau d'irradiation et une épaisseur de fantôme correspondant aux dimensions moyenne d'un patient. La calibration est réalisée à l'aide d'une chambre d'ionisation possédant un facteur de calibration certifié par un laboratoire secondaire. Comme la calibration est réalisée au Cobalt-60, la chambre utilisée est une chambre cylindrique de petit volume afin de pouvoir placer son point de mesure à l'équilibre électronique, [2], on utilise pour cela la chambre d'ionisation PTW-31002. Lors de la calibration, les diodes EDE-1873 et EDE-1874 munies de leurs capuchons d'équilibre électronique sont placées à la surface du fantôme, soit à l'entrée, soit à la sortie du faisceau d'irradiation suivant le facteur qu'on désire déterminer. En raison de la variation du signal de la diode avec la dose, la calibration est effectuée tous les 15 jours. Les facteurs correctifs déterminés sont :

➤ **Facteur correctif de la taille de champ Fcor (T.C)**

La diode est fixée à la surface du fantôme, décalée de quelques centimètres du centre du faisceau afin d'éviter son influence sur la chambre d'ionisation [4] qui est placée à l'intérieur du fantôme à la profondeur de dose maximum  $Z_{\text{max}}$  [2]. On utilise une épaisseur de fantôme  $e = 13.2 \text{ cm}$  (équivalent à 15 cm d'eau), une DSP = 100cm et un temps de traitement de 1mn. Le facteur correctif de la taille de champ Fcor (T.C) est déterminé à l'entrée et à la sortie du faisceau et ce, pour chaque diode utilisée (EDE-1873 et EDE-1874).



**Figure 5.2** : Dispositif expérimental pour la détermination de Fcor (T.C) et Fcor (DSP)

Le facteur correctif de la taille de champ  $F_{cor} (T.C)$  est donné par :

$$F_{cor} (TC) = \frac{\frac{D(ic)(c)}{D(ic)(10 \times 10 \text{ cm}^2)}}{\frac{D(diode)(c)}{D(diode)(10 \times 10 \text{ cm}^2)}} \quad (5-1)$$

Où  $D(ic)$  est la dose donnée par la chambre d'ionisation,  $(c)$  la taille du champ,  $D (diode)$ , la dose donnée par la diode.

➤ **Facteur correctif de la distance source surface Fcor (DSP)**

Lorsque la distance de la source à la surface change, on prévoit un facteur correctif de la DSP pour corriger l'influence des électrons de contamination et la variation de la dose. On garde le même dispositif expérimental que précédemment, on règle la taille de champ à  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , on réalise un temps d'irradiation de 1mn et on fait varier la distance source surface, voir figure 5.1.

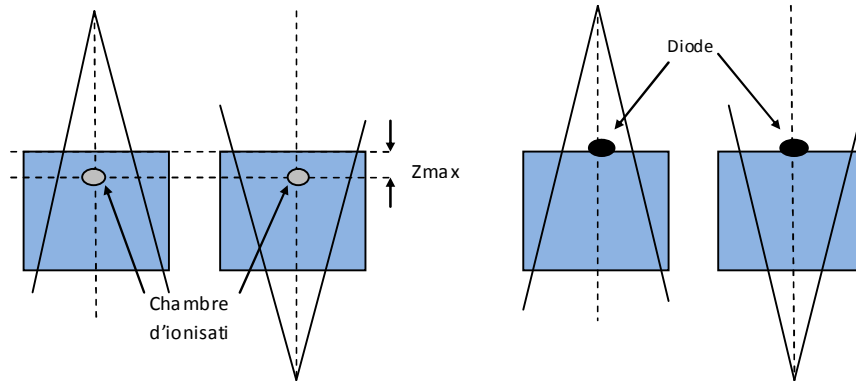
Le facteur correctif de la DSP,  $F_{cor} (DSP)$  est donné par :

$$F_{cor} (DSP) = \frac{\frac{D(ic)(DSP)}{D(ic)(DSP = 100 \text{ cm})}}{\frac{D(diode)(DSP)}{D(diode)(DSP = 100 \text{ cm})}} \quad (5-2)$$

Où  $D(ic) (DSP)$  est la dose donnée par la chambre d'ionisation,  $D (diode) (DSP)$ , la dose donnée par la diode.

➤ **Facteur correctif de transmission Fcor (Tray)**

La présence de caches dans le champ d'irradiation modifie le nombre d'électrons qui arrivent sur la peau du patient, si la diode n'a pas un capuchon d'équilibre électronique approprié, le facteur correctif de transmission varie avec la taille de champ. Pour déterminer le facteur correctif de transmission, on mesure d'abord le facteur de transmission de la chambre seule, placée à  $Z_{max}$ , avec la surface du fantôme à 100 cm, en suite, on détermine celui de la diode seule fixée à la surface du fantôme au centre du champ à une distance de 100 cm de la source.



**Figure 5.3** : Dispositif expérimental pour la détermination du  $F_{cor}(Tray)$   
 Le facteur correctif de transmission est donné par la relation suivante :

$$F_{cor}(Tray) = \frac{\frac{D(ic)(Tray)}{D(ic)}}{\frac{D(diode)(Tray)}{D(diode)}} \quad (5-3)$$

Où  $D(ic)(Tray)$  est la dose donnée par la chambre d'ionisation en présence de caches de transmission,  $D(ic)$  est la dose donnée par la chambre en absence de caches de transmission,  $D(diode)(Tray)$  et  $D(diode)$  la dose donnée par la diode en présence et en absence de caches de transmission respectivement.

➤ **Facteur de calibration**

La procédure de calibration comporte aussi la détermination du facteur de calibration  $F_{cal}(diode)$  de chacune des deux diodes utilisées et ceci, aussi bien à l'entrée qu'à la sortie de chaque faisceau d'irradiation. Le facteur de calibration  $F_{cal}(diode)$  est donné par :

$$F_{cal}(diode) = \left( \frac{L(ic)}{L(diode)} \right)_{cond, réf} \times F_{cal}(ic) \quad (5-4)$$

Où  $F_{cal}(ic)$  est le facteur de calibration de la chambre d'ionisation, il est certifié par le laboratoire secondaire CNRA [17].

$$F_{cal}(ic) = 271.40 \pm 1\% \text{ (mGy/nC)}$$

L(ic) et L(diode) sont respectivement la lecture de la chambre d'ionisation donnée par l'électromètre PTW-Unidos et la lecture de la diode donnée par l'électromètre DPD-510, dans les conditions de références (taille de champ  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , DSP = 100 cm).

## **2. Les mesures sur patients**

Le traitement du patient commence par la simulation, elle permet de définir les champs d'irradiation, s'assurer de la DSP et relever les contours du malade, vient en suite une étude dosimétrique pour établir la distribution de dose pour définir l'isodose de référence afficher le temps de traitement nécessaire pour recevoir la dose prescrite et enfin le traitement.

### **2.1 La simulation du traitement**

Cette première étape du traitement, se fait à l'aide d'un « simulateur » qui permet de repérer et de délimiter avec précision la partie du corps qu'il convient de traiter. Le patient s'allonge dans la position choisie pour le traitement, en tenant compte de son confort et des exigences propres au traitement. Une cale située au niveau de la nuque assure un maintien confortable de la tête. La contention habituellement utilisée est un masque thermoformable, réalisé individuellement ; Une fois le patient allongé en position de traitement avec la cale spécifique sous la nuque, le masque de contention est appliqué, et prend la forme du visage du patient. La réalisation de ce masque est importante car il est utilisé lors de chaque séance d'irradiation afin d'assurer la reproductibilité du traitement. Une fois la contention terminée, l'étape de simulation débute.

- Positionnement du malade : le malade est placé sur la table du simulateur en décubitus dorsal, les bras le long du corps en s'assurant de son bon alignement, le cou s'appuie sur une cale, la tête est maintenue dans un angle de Reid compris entre  $30^\circ$  et  $45^\circ$ .
- Définition des champs latéraux : On prend une distance source axe de 100 cm, on définit successivement les axes et les limites des champs droit et gauche, que l'on dessine sur le masque du malade et qui seront visibles sur les clichés de simulation, en fin de séance on tatoue le centre des champs, ainsi que deux des limites de chaque champ sur les axes principaux.
- Relevé des contours : Le tracé des contours externe du malade est effectué avec un conformateur. Le malade est muni de son masque de contention.

- Report des données anatomiques : La tumeur primitive, les adénopathies, le tronc cérébral ou la moelle cervicale ainsi que les hétérogénéités sont reportés sur la coupe en s'aidant du cliché du scanner.
- introduction des données anatomiques et des faisceaux de traitement : Les données anatomiques et les données des deux faisceaux sont introduites dans le système de planning de traitement « ROCS » pour calculer la dose délivrée par chaque faisceau d'irradiation.

## 2.2 Le traitement du patient

Le traitement est réalisé par des rayons gamma délivrés par une unité de cobalt-60, le T-1000. Le patient est allongé sur la table de traitement en décubitus dorsal, (même position de simulation) le cou repose sur un billot, la tête est maintenue dans un angle de Reid compris entre 30° et 45°, les épaules sont abaissés, les bras allongés le long du corps. On immobilise le malade à l'aide du masque thermoformé précédemment fabriqué (voir simulation) lui évitant de bouger la tête. Le traitement est réalisé avec deux faisceaux latéraux également pondérés (1 Gy par faisceau) délivrant une dose de 2 Gy par fraction, à raison de 5 fractions par semaine, pour atteindre ainsi une dose de 70 Gy en 35 fractions. Pour chaque patient on effectuera deux types de mesures, mesure de la dose à l'**entrée** et à la **sortie** de chacun des deux faisceaux. [2]

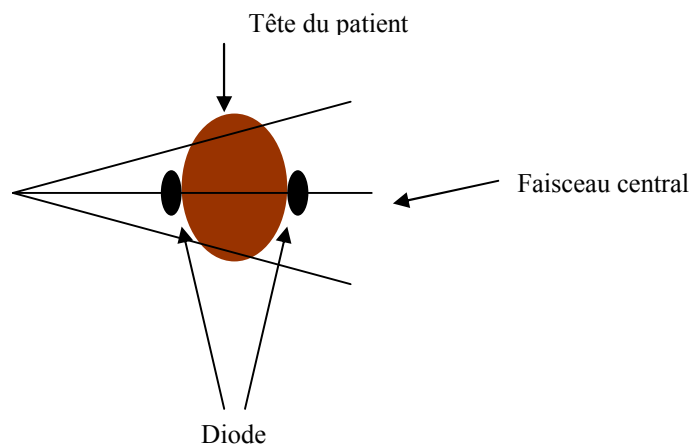
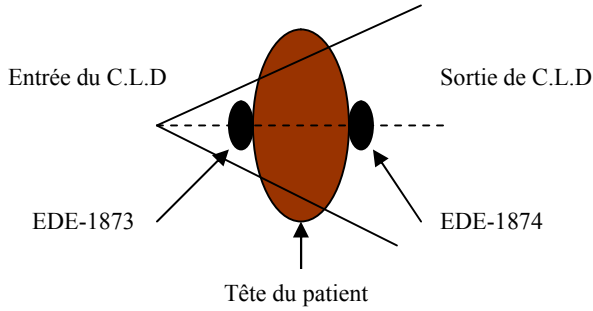


Figure 5.4 : Position des diodes par rapport à la tête du patient et au champ d'irradiation

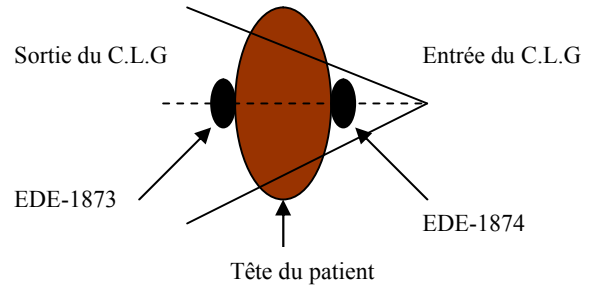
## 2.3 Les procédures de mesures

### 2.3.1 Dose à l'entrée et à la sortie du patient

Les diodes sont posées simultanément de part et d'autres, sur le masque de rétention du patient, au centre du champ d'irradiation.



**Figure 5.5.1** : Entrée et sortie du champ latéral droit (C.L.D)



**Figure 5.5.2** : Entrée et sortie du champ latéral gauche (C.L.G)

La dose à l'entrée et à la sortie de chaque faisceau est déterminée en multipliant la lecture de la diode par, son facteur de calibration, et par l'ensemble des facteurs de correction, et ceci, pour chacun des deux faisceaux (C.L.D champ latéral droit et C.L.G champ latéral gauche).

La dose est donnée par : [1]

$$D_{(Patient)} = L_{(Patient)} \times F_{cal}(\text{diode}) \times \prod F_{cor} \quad (5-5)$$

$$F_{cal}(\text{diode}) = \left( \frac{D(ic)}{L(\text{diode})} \right)_{Cond, réf} \quad (5-6)$$

$$D(ic)_{cond, réf} = L(ic)_{cond, réf} \times F_{cal}(ic) \quad (5-7)$$

Où  $D(ic)$  est la dose donnée par la chambre d'ionisation,  $L(ic)$  la lecture de la chambre d'ionisation donnée par l'électromètre PTW-Unidos et  $F_{cal}(ic)$  est son facteur de calibration. On obtient finalement les relations qui nous permettent de déterminer la dose délivrée au patient  $D_{(patient)}$  à l'entrée et à la sortie de chaque faisceau (le champ latéral droit (C.L.D) et le champ latéral gauche (C.L.G)) à partir des mesures faites sur patient à l'aide de la lecture donnée par chaque diode  $L_{(patient)}$ .

$$D_{entr (C.L.D, C.L.G)} = L_{entr (C.L.D, C.L.G)} \times F_{cal, entr, diode (C.L.D, C.L.G)} \times \prod F_{cor, entr (C.L.D, C.L.G)} \quad (5-8)$$

$$D_{sort (C.L.D, C.L.G)} = L_{sort (C.L.D, C.L.G)} \times F_{cal, sort, diode (C.L.D, C.L.G)} \times \prod F_{cor, sort (C.L.D, C.L.G)} \quad (5-9)$$

### 2.3.2 La dose au centre du volume cible

Dans un premier temps, nous avons déterminé la dose en mesurant le signal du détecteur à l'entrée et à la sortie de chaque faisceau et en appliquant les différents facteurs correctifs. La mesure de la dose au centre du volume cible, c'est-à-dire sur l'axe du faisceau et au plan médian du patient, se

fera par la détermination des épaisseurs équivalente de chaque patient par le système d'imagerie (données anatomiques) puis en appliquant les Rapports Tissu Maximum (RTM) corrigé par l'inverse carré de la distance. On aura à comparer la dose mesurée d'abord par rapport à la dose calculée en ne tenant pas compte de l'anatomie du patient en prenant un fantôme carré et homogène en suite en introduisant les données anatomiques en utilisant le système d'imagerie et le scanner du malade.

La dose délivrée au plan médian  $D(1/2)$  est calculée sur l'axe du faisceau en multipliant la moyenne des dose  $D(ent)$  et  $D(sort)$  par un facteur qui prend en compte des paramètres techniques du traitement (énergie du faisceau, distance de traitement, dimension du champ, épaisseur équivalente du patient), et en utilisant les courbes de RTM (voir Annex B) corrigé par l'inverse carré de la distance.

Dans ces conditions, pour chacun des faisceaux d'irradiation la dose au centre (sur l'axe du faisceau au plan médian du malade) est donnée par :

$$D(1/2) = \frac{D(ent) + D(sort)}{2} \times F \quad (5-10)$$

Où  $D(ent)$  et  $D(sort)$  sont la dose à l'entrée et à la sortie du faisceau,  $F$  est un facteur tenant compte de la technique d'irradiation utilisée qui est dans notre cas une technique isocentrique

$$F = \frac{2 \times RTM(e/2)}{\left(\frac{DST}{DST - e/2}\right)^2 + RTM(e + e_{max}) \times \left(\frac{DST}{DST + e/2}\right)^2} \quad (5-11)$$

Où  $DST = 100$  cm,  $e_{max} = 0.5$  cm et  $e$  est l'épaisseur équivalente du patient

Comme on utilise des faisceaux opposés et également pondérés, la dose totale reçus par le plan médiane est déterminée en additionnant la contribution des chacun des faisceaux à mi-épaisseur.

La relation est donnée par :

$$D(Totale) = D(1/2)(CLD) + D(1/2)(CLG) \quad (5-12)$$

Les valeurs des Rapports Tissu Maximum (RTM) du T-1000 du service de radiothérapie du centre Pierre et Marrie Curie d'Alger sont donnés dans l'Annexe B.

## Chapitre VI

### Résultats et discussions

Le but de ce travail est d'appliquer la dosimétrie in vivo à l'aide de semi conducteurs pour contrôler la dose réelle reçue par les tumeurs du cavum traitées au Cobalt-60 par deux champs latéraux. La technique non invasive utilisée ne permet pas de mesurer directement la dose au niveau de la tumeur, les détecteurs sont placés à la surface pour mesurer la dose à « l'entrée » et à la « sortie » du faisceau d'irradiation et comparer ainsi la dose mesurée par les semi conducteur et celle calculée par le système de planning de traitement « ROCS » uniquement à « l'entrée » et à la « sortie ». La dose au centre, qui est la dose déposée sur l'axe du faisceau au plan médian du patient, est déterminée indirectement en utilisant les données anatomiques du patient et les valeurs des Rapports Tissus Maximum.

#### 1. Tests de performances et stabilité du signal après irradiation

Le tableau 6.1 résume les lectures des deux diodes juste après l'irradiation et au bout de 5 minutes après, dans ce test nous avons effectué 10 mesures pour nous permettre de mesurer en même temps la précision intrinsèque de 10 lectures, nous constatons une bonne reproductibilité du signal et une très bonne stabilité au bout de 5 minutes.

**Tableau 6.1** : mesures de stabilité

EDE - 1873		EDE - 1874	
Lecture	5 mn après	Lecture	5 mn après
1.981	1.982	2.921	2.923
1.982	1.983	2.921	2.923
1.982	1.984	2.922	2.925
1.982	1.983	2.922	2.924
1.983	1.984	2.923	2.926
1.982	1.983	2.923	2.926
1.983	1.984	2.925	2.928
1.984	1.985	2.926	2.928
1.983	1.984	2.925	2.927
1.983	1.985	2.926	2.928

## 2. Précision intrinsèque

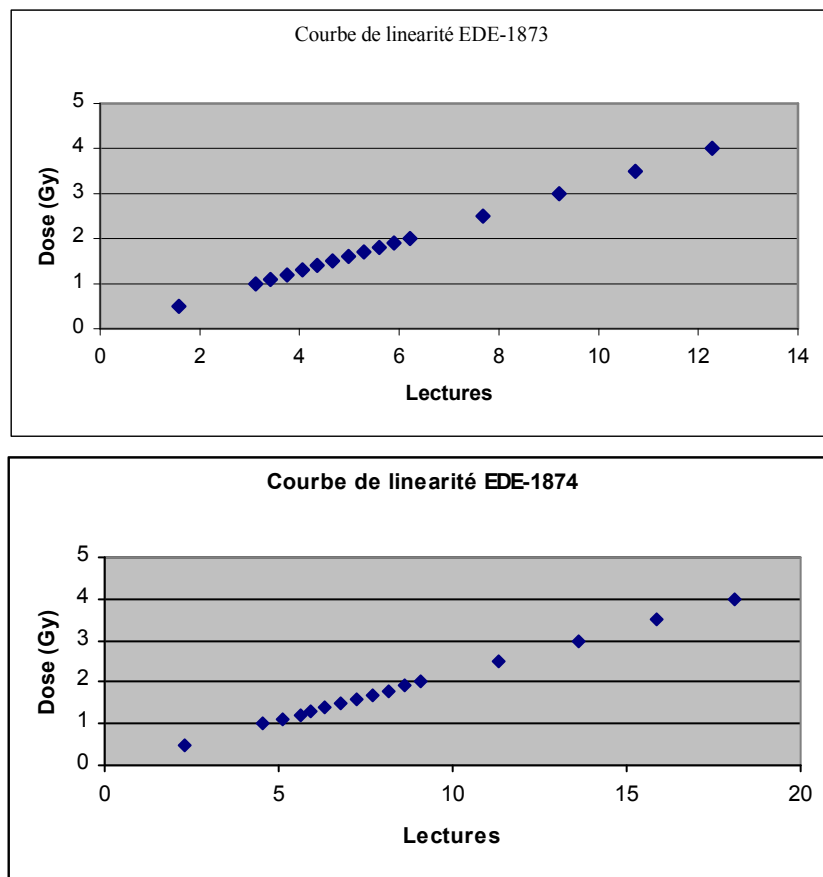
Pour étudier la précision intrinsèque, on doit déterminer la déviation standard de 10 lectures des deux diodes que nous présentons sur le tableau 6.2 et nous remarquons qu'elle est inférieure à 1%.

**Tableau 6.2** : Déviation standard des 10 mesures

Diode	Déviation Standard
EDE - 1873	0.084%
EDE - 1874	0.195%

## 3. Variation du signal de la diode en fonction de la dose

Sur la figure 6.1, nous représentons les mesures effectuées (lectures) avec les diodes pour différentes valeurs de dose délivrée pour vérifier la linéarité de ces courbes, on peut dire que ces diodes présentent une linéarité et une proportionnalité par rapport à la dose délivrée.



**Figure 6.1** : Courbes de linéarités des deux diodes

## 4. Calibration des diodes

### 4.1 Facteurs correctifs

Sur le tableau 6.3 nous regroupons les différents **facteurs de correction** des deux diodes pour différentes tailles de champ, différentes distances sources peau et en présence de caches, mesurés à l'entrée et à la sortie du fantôme (voir équations 5.1, 5.2 et 5.3).

Tableau 6.3 : facteurs de correction et de calibration

Jeudi30-04-2009 Vendredi01-05-2009	EDE-1873		EDE-1874	
	Entrée	Sortie	Entrée	Sortie
Fcor (TC) 5×5 10×10 15×15 20×20 25×25	1.089 ± 9.2%	1.053 ± 1.6%	1.065 ± 8.9%	1.041 ± 2.5 %
	1.000 ± 2.8%	1.000 ± 0.9%	1.000 ± 5.9%	1.000 ± 2.9 %
	0.999 ± 2.9%	0.982 ± 0.9%	0.999 ± 6.4 %	0.983 ± 2.9%
	0.999 ± 2.8%	0.970 ± 1.1%	0.998 ± 6.1 %	0.974 ± 3.3%
	1.000 ± 2.1%	0.961 ± 1.4%	0.999 ± 6.2 %	0.964 ± 3.1%
Fcor (DSP) 100 95 90 85	1.000 ± 2.9%	1.000 ± 0.9%	1.000 ± 0.9 %	1.000 ± 2.9%
	0.994 ± 4.7%	0.992 ± 1.4 %	0.992 ± 1.4%	1.003 ± 2.8 %
	0.992 ± 3.7%	0.989 ± 0.9%	0.989 ± 0.9%	0.995 ± 2.2%
	0.990 ± 6.1%	0.987 ± 1.2%	0.987 ± 1.2%	0.989 ± 2.5 %
Fcor (Tray) 5×5 10×10 15×15 20×20 25×25	0.992 ± 4.0 %	0.997 ± 8.6 %	1.000	0.998
	0.997 ± 4.0 %	0.996 ± 5.8%	0.997	0.999
	0.998 ± 3.3 %	1.009 ± 6.3 %	0.998	1.003
	1.000 ± 3.5 %	1.009 ± 6.3 %	0.998	1.003
	0.994 ± 2.8%	1.009 ± 6.3%	0.992	1.003

### 4.2. Facteurs de calibration

Dans le tableau 6.4 nous présentons les **facteurs de calibration** des deux diodes à l'entrée et à la sortie du fantôme (voir équation 5.4).

Tableau 6.4 les facteurs de corrections

Jeudi 30-04-2009 Vendredi 01-05-2009	Fcal (diode) (Entrée)	Fcal (diode) (Sortie)
EDE-1873	0.336 ± 2.4%	0.433 ± 1.4%
EDE-1874	0.233 ± 3.9%	0.295 ± 2.4%

## 5. Mesures de doses

### 5.1 Dose à l'entrée et à la sortie du patient

Ci-dessous les tableaux 6.5 et 6.6 comparant la dose mesurée (diodes) et la dose calculée (ROCS) sur patients (de 1 à 13) munis de leurs masques de contention et sur patients (de 14 à 16) sans masques, à l'entrée et à la sortie de chacun des deux faisceaux (CLD et CLG) (voir équations 5.8 et 5.9).

Tableau 6.5 : Champ latéral droit

Patient	Dose mesurée (Gy) (C.L.D)		Dose calculée (Gy) (C.L.D)		Ecart entre dose mesurée et dose calculée	
	Entrée	Sortie	Entrée	Sortie	Entrée	Sortie
1	1.286	0.695	1.290	0.730	0.31%	<u>5.03%</u>
2	1.418	0.625	1.410	0.650	0.56%	4.00%
3	1.262	0.673	1.260	0.650	0.15%	3.40%
4	1.331	0.594	1.350	0.610	1.42%	2.69%
5	1.380	0.587	1.410	0.580	2.17%	1.19%
6	1.324	0.674	1.319	0.709	0.37%	<u>5.19%</u>
7	1.308	0.680	1.300	0.696	0.61%	2.35%
8	1.425	0.645	/	/	/	/
9	1.352	0.610	1.380	0.590	2.07%	3.27%
10	1.249	0.689	1.300	0.720	4.00%	4.40%
11	1.339	0.627	1.370	0.620	2.23%	1.11%
12	1.311	0.594	1.350	0.620	2.97%	4.37%
13	1.406	0.691	1.360	0.690	3.27%	0.14%
14	1.399	0.653	1.370	0.670	2.07%	2.60%
15	1.244	0.709	1.280	0.710	2.89%	0.14%
16	1.376	0.608	1.400	0.590	1.74%	2.96%

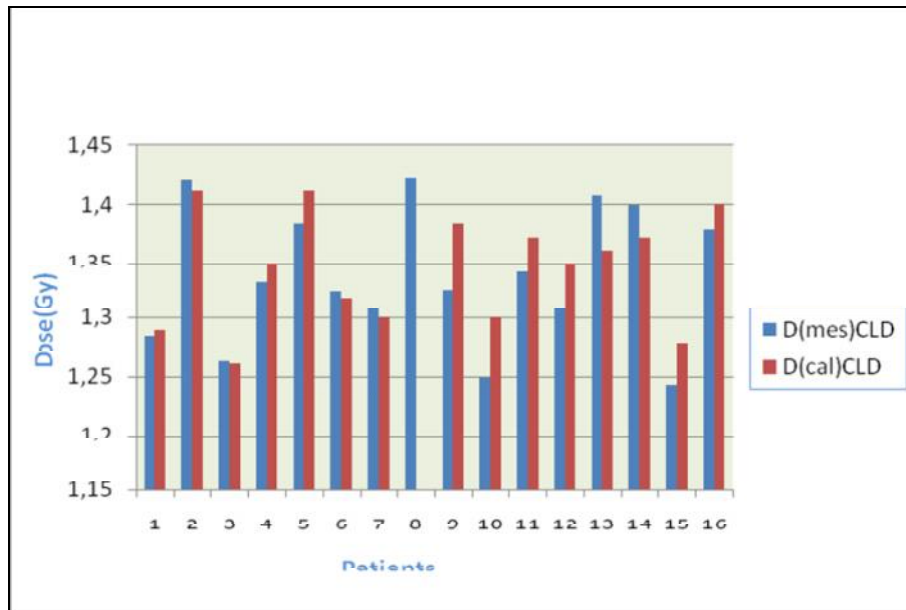
Tableau 6.6 : Champ latéral gauche

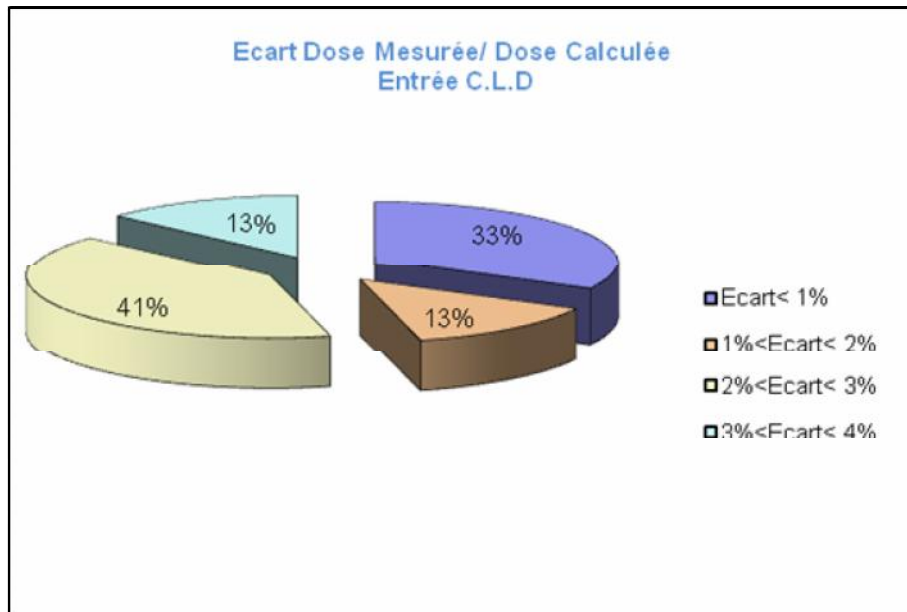
Patient	Dose mesurée (Gy) (C.L.G)		Dose calculée (Gy) (C.L.G)		Ecart entre dose mesurée et dose calculée	
	Entrée	Sortie	Entrée	Sortie	Entrée	Sortie
1	1.275	0.697	1.290	0.730	1.17%	4.73%
2	1.372	0.626	1.420	0.650	3.49%	3.83%
3	1.266	0.673	1.290	0.660	1.89%	1.93%
4	1.346	0.623	1.350	0.610	0.29%	2.08%
5	1.350	0.600	1.400	0.570	3.70%	<u>5.00%</u>
6	1.298	0.685	1.305	0.715	0.53%	4.37%
7	1.294	0.678	1.300	0.700	0.46%	3.24%
8	1.440	0.627	/	/	/	/
9	1.382	0.618	1.410	0.600	2.02%	2.29%
10	1.284	0.728	1.320	0.730	2.80%	0.27%
11	1.356	0.650	1.380	0.620	1.73%	4.61%
12	1.334	0.607	1.360	0.630	1.94%	3.78%
13	1.416	0.678	1.380	0.700	2.54%	3.24%
14	1.364	0.634	1.380	0.660	1.15%	4.10%
15	1.252	0.725	1.310	0.730	4.63%	0.69%
16	1.457	0.638	1.500	0.650	2.95%	1.88%

➤ **Mesure de dose à l'entrée**

La valeur de la dose mesurée à l'entrée est fonction des caractéristiques du faisceau utilisé et de la présence des caches interposés dans le champ d'irradiation, elle permet une meilleure mise en place du patient à la bonne distance de la source. La mesure de la dose à la sortie est fonction, en plus des caractéristiques du faisceau évoquées précédemment, des données anatomiques du patient, elle permet de ce fait de valider l'épaisseur du patient et une prise en compte correcte de ses hétérogénéités. Lorsque la mesure de la dose à la sortie est couplée à la mesure de la dose à l'entrée, il est alors possible de reconstituer la dose délivrée au point de prescription (volume cible).

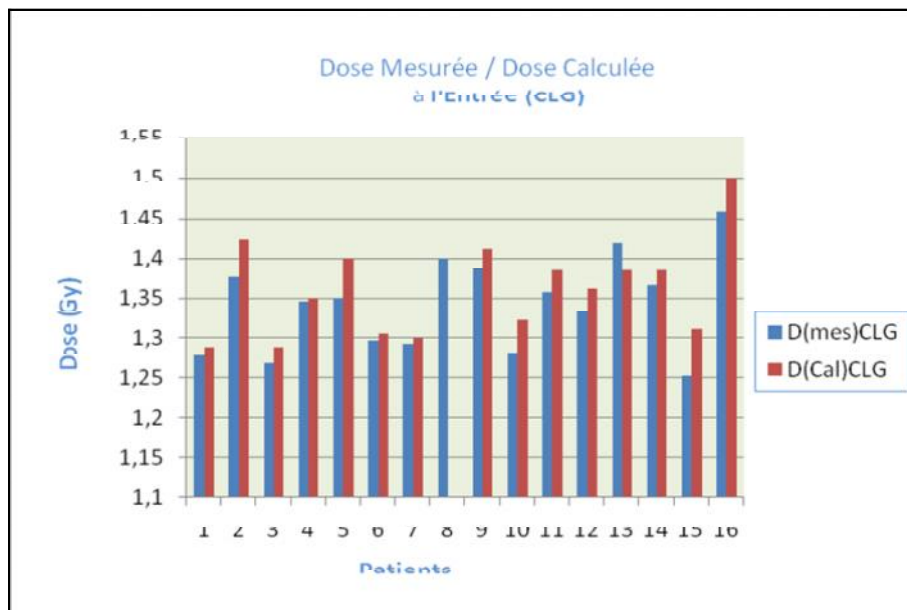
- La détermination de la dose à l'entrée du **champ latéral droit (CLD)** est effectuée à l'aide du semi conducteur (EDE-1873). L'écart entre la dose mesurée et celle calculée reste inférieure à 5% ce qui est un écart acceptable, il reste inférieur à 1% dans 33% des cas étudiés et il est compris entre 3% et 4% dans 13% des cas.

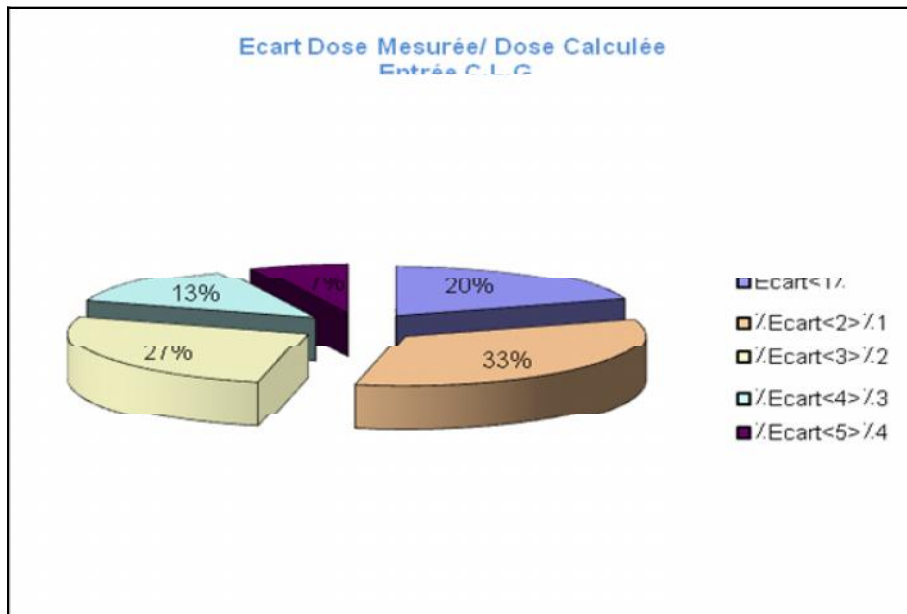




**Figure 6.2** : comparaison entre la dose mesurée et la dose calculée à l'entrée (CLD) –  
 repartition des écart entre la dose mesurée et calcule à l'entrée (CLD)

- La détermination de la dose à l'entrée du **champ latéral gauche (CLG)** est mesurée à l'aide du semi conducteur (EDE-1874). L'écart entre la dose mesurée et celle calculée réste également inférieur à 5%, il réste inférieur à 1% dans 20% des cas étudiés et compris entre 4% et 5% dans 7% des cas.

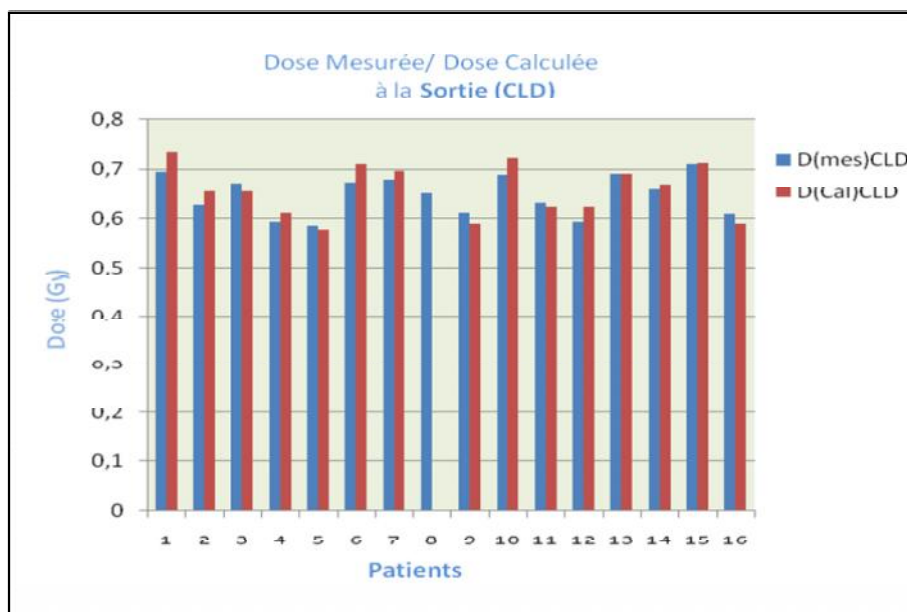


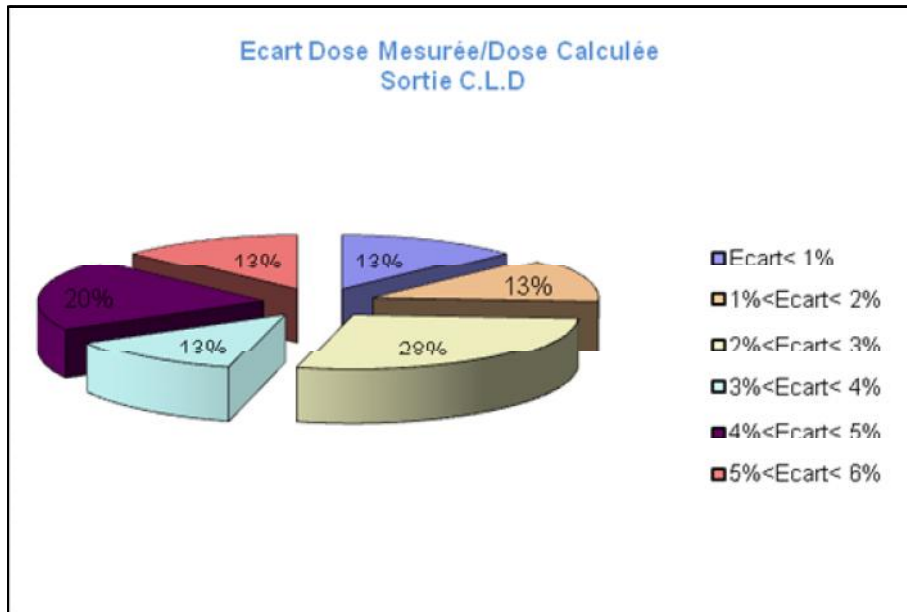


**Figure 6.3** : comparaison entre la dose mesurée et la dose calculée à l'entrée (CLG) – repartition des ecart entre la dose mesurée et calcule à l'entrée (CLG)

➤ **Mesure de dose à la sortie**

La mesure de la dose à la **sortie** du **champ latéral droit (CLD)** est réalisée à l'aide du semi conducteur (EDE-1874). L'écart entre la dose mesurée et celle calculée dépasse 5% dans 13% des cas étudiés mais reste inférieur à 6% ; il est inférieur à 1% dans 13% des cas étudiés, et compris entre 4% et 5% dans 20% cas.

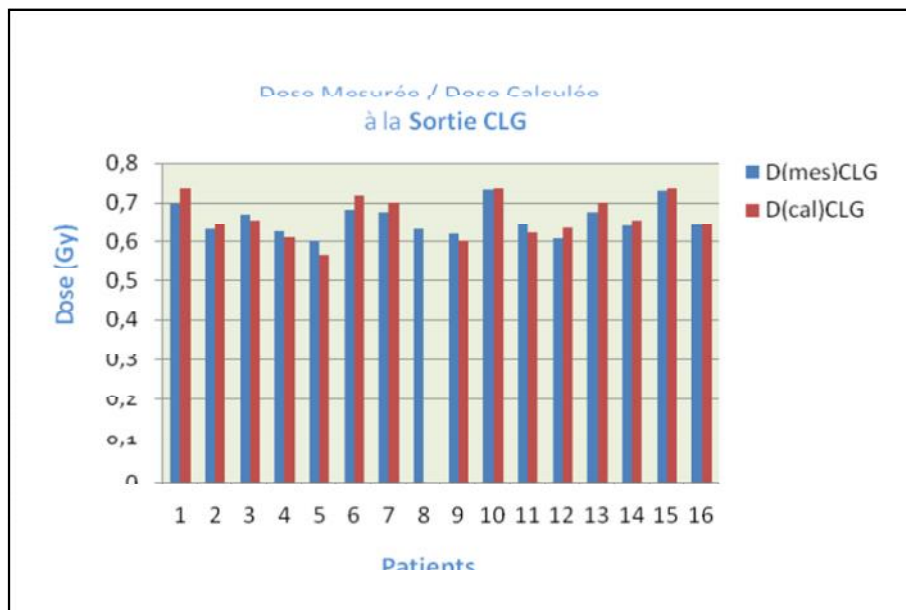


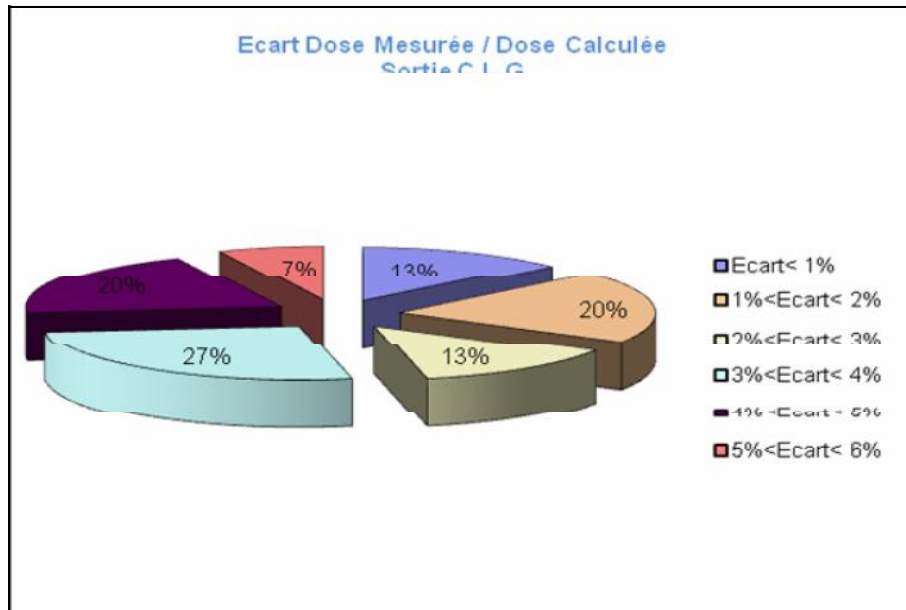


**Figure 6.4** : comparaison entre la dose mesurée et la dose calculée à la sortie (CLD) – repartition des écart entre la dose mesurée et calculée à la sortie (CLD)

- La dose à la **sortie** du **champ latéral gauche (CLG)** est réalisée à l'aide du semi conducteur (EDE-1873).

L'écart entre la dose mesurée et la dose calculée dépasse 5% dans 7% des cas étudiés mais reste inférieur à 6%, il est inférieur à 1% dans 13% des cas étudiés et compris entre 4% et 5% dans 20% des cas.





**Figure 6.5 :** comparaison entre la dose mesurée et la dose calculée à la sortie (CLG) – repartition des ecart entre la dose mesurée et calcule à la sortie (CLG)

## 5.2 Dose au centre du volume cible

La dose au **centre** du volume cible est rarement accessible par des mesures directes, elle est déterminée à l'aide des mesures de la dose à l'entrée couplée avec celle à la sortie et ceci en utilisant la méthode décrite par Noël, Aletti, Bey, Malissard (1999) [2] (SFPM rapport n° 18-2000). La dose au centre est déterminée indirectement en utilisant les courbes RTM corrigés de l'inverse carré de la distance en tenant compte des structures anatomiques relevées sur les coupes scanners du patient. La dose au centre est en suite évaluée en introduisant dans le système de planning de traitement les structures anatomiques relevées sur les coupes scanner en tenant compte de toutes les hétérogénéités, puis la comparer à la dose donnée par le Rapport Tissu Maximum (RTM) pour une taille de champ et une épaisseur équivalente du patient (voir Annex B). La dose délivrée au plan médian  $D(1/2)$  est calculée sur l'axe du faisceau en multipliant la moyenne des dose  $D(ent)$  et  $D(sort)$  par un facteur qui prend en compte des paramètres techniques du traitement (énergie du faisceau, distance de traitement, dimension du champ, épaisseur équivalente du patient), et en utilisant les courbes de RTM corrigé par l'inverse carré de la distance.

Dans ces conditions, pour chacun des faisceaux d'irradiation la dose au centre (plan médian) est donnée par l'équation 6.1.

$$D(1/2) = \frac{D(ent) + D(sort)}{2} \times F \quad 6.1$$

Où D (ent) et D (sort) sont la dose à l'entrée et à la sortie du faisceau, F est un facteur tenant compte de la technique d'irradiation utilisée qui est dans notre cas une technique isocentrique.

$$F = \frac{2 \times RTM(e/2)}{\left(\frac{DST}{DST - e/2}\right)^2 + RTM(e + e_{max}) \times \left(\frac{DST}{DST + e/2}\right)^2} \quad 6.2$$

Où DST = 100cm,  $e_{max} = 0.5\text{cm}$  et e est l'épaisseur équivalente du patient. Comme on utilise des faisceaux opposés et également pondérés, la dose totale reçus par le plan médiane est déterminée en additionnant la contribution des chacun des faisceaux à mi-épaisseur.

La relation est donnée par :

$$D(Totale) = D(1/2)(CLD) + D(1/2)(CLG) \quad 6.3$$

Les valeurs des Rapports Tissu Maximum (RTM) du T-1000 du centre Pierre et Marrie Curie d'Alger sont donnés dans l'annexe B. Dans le tableau 6.7 nous représentons le champ équivalent et l'épaisseur équivalente du patient donnée pour chacun des deux faisceaux (CLD et CLG). La densité de l'Os est  $d(os)=1.65$  et celle du tissu (muscle) est  $d(tissu)=1$ , la densité de l'air est  $d(air)= 0.03$ .

Tableau 6.7 : Mi épaisseurs équivalentes pour différentes tailles de champs

Patient	Taille de champ équivalente	Champ latéral gauche				Champ latéral droit			
		Os (cm)	Tissu (cm)	Air (cm)	mi-épaisseur équivalente	Os (cm)	Tissu (cm)	Air (cm)	mi-épaisseur équivalente
1	12.6	×	5.4	1.5	5.4	1.2	4.2	0.5	5.9
2	11.8	×	7.2	×	7.2	×	7.2	×	7.2
3	11.2	1	4.1	×	5.7	0.6	4.5	×	5.4
4	10.5	0.3	5.8	×	6.2	0.9	5.7	×	7.1
5	10.8	1.2	4.80	0.3	6.7	0.9	5.8	0.5	7.3
6	12.8	0.5	4.2	0.2	5.0	0.6	3.5	1.2	4.5
7	14.7	0.9	3.5	1.3	5.0	1.1	4.2	0.3	6.0
8	11.7	×	6.5	×	6.5	×	6	×	6.0
9	11.8	1.4	5.2	×	7.5	1.5	1	3.1	3.5
10	12.8	×	6.2	×	6.2	×	5.6	×	5.6
11	13.6	1.4	4.2	×	6.5	2.1	4.1	×	7.5
12	13.0	1.1	5.3	0.2	7.1	1.2	5.4	0.2	7.3
13	12.6	1.5	6.1	×	8.5	1.9	4.1	×	7.2
14	13.9	1	4.7	0.2	6.3	×	6.3	0.2	6.3
15	13.0	×	5.5	×	5.5	×	5.2	×	5.2
16	13.6	1.9	4.2	×	7.3	1.1	4.2	0.3	6.0

Les (×) représentent l'absence de l'une des structures (pour le patient N°1 par exemple, on remarque l'absence de la structure (os) pour le CLG). L'épaisseur équivalente eau  $E_p^{ente}$  (éq<sup>ente</sup> eau) est donnée par la relation :

$$E_p^{ente} \text{ eau} = E_p(\text{os}) \times d(\text{os}) + E_p(\text{tissu}) \times d(\text{tissu}) + E_p(\text{air}) \times d(\text{air})$$

Où  $Ep(os)$ ,  $Ep(tissu)$  et  $Ep(air)$  sont les épaisseurs de l'os, du tissu et de l'air relevées sur la coupe scanner qui passe par le centre du champ d'irradiation du patient.

Et dans les tableaux 6.8 et 6.9 nous donnons les valeurs de la dose mesurée à mi épaisseur pour les deux champs (CLD et CLG) (voir équation 5.11).

Tableau 6.8 : Dose à mi-épaisseur donnée par le (C.L.D)

Patient	C.L.D							
	T.C.équi	e/2	RTM(e/2)	RTM(e+emax)	F	$D_{mes}(ent)$	$D_{mes}(sort)$	$D_{mes}(1/2)CLD$
1	12.6	5.9	0.853	0.656	0.995	1.286	0.695	<b>0.985</b>
2	11.8	7.2	0.806	0.558	0.978	1.418	0.625	<b>0.999</b>
3	11.2	5.4	0.863	0.658	1.000	1.262	0.673	<b>0.976</b>
4	10.5	7.1	0.800	0.546	0.978	1.331	0.594	<b>0.942</b>
5	10.8	7.3	0.810	0.546	0.989	1.380	0.587	<b>0.972</b>
6	12.8	4.5	0.908	0.886	0.951	1.324	0.674	<b>0.950</b>
7	14.7	6.0	0.861	0.658	1.002	1.308	0.680	<b>0.993</b>
8	11.7	6.0	0.850	0.631	1.003	1.425	0.645	<b>1.039</b>
9	11.8	3.5	0.932	0.868	0.989	1.352	0.610	<b>0.970</b>
10	12.8	5.6	0.870	0.656	1.017	1.249	0.689	<b>0.985</b>
11	13.6	7.5	0.813	0.558	0.984	1.339	0.627	<b>0.967</b>
12	13.0	7.3	0.820	0.570	0.988	1.311	0.594	<b>0.941</b>
13	12.6	7.2	0.821	0.570	0.990	1.406	0.691	<b>1.038</b>
14	13.9	6.3	0.849	0.637	0.997	1.399	0.653	<b>1.020</b>
15	13.0	5.2	0.870	0.685	0.995	1.244	0.709	<b>0.972</b>
16	13.6	6.0	0.856	0.645	1.003	1.379	0.608	<b>0.997</b>

Tableau 6.9 : Dose à mi-épaisseur donnée par le (C.L.G)

Patient	C.L.G							
	T.C.équi	e/2	RTM(e/2)	RTM(e+emax)	F	$D_{mes}(ent)$	$D_{mes}(sort)$	$D_{mes}(1/2)CLG$
1	12.6	5.4	0.865	0.667	1.007	1.275	0.697	<b>0.992</b>
2	11.8	7.2	0.806	0.558	0.978	1.372	0.626	<b>0.977</b>
3	11.2	5.7	0.868	0.638	1.023	1.266	0.673	<b>0.992</b>
4	10.5	6.2	0.848	0.608	1.012	1.346	0.623	<b>0.996</b>
5	10.8	6.7	0.826	0.574	0.999	1.350	0.600	<b>0.974</b>
6	12.8	5.0	0.887	0.868	1.013	1.298	0.685	<b>1.004</b>
7	14.7	5.0	0.895	0.720	1.016	1.294	0.678	<b>1.002</b>
8	11.7	6.5	0.834	0.602	0.996	1.440	0.627	<b>1.029</b>
9	11.8	7.5	0.806	0.543	0.983	1.382	0.618	<b>0.983</b>
10	12.8	6.2	0.842	0.628	0.994	1.284	0.728	<b>1.000</b>
11	13.6	6.5	0.842	0.619	0.996	1.356	0.650	<b>0.999</b>
12	13.0	7.1	0.820	0.575	0.987	1.334	0.607	<b>0.958</b>
13	12.6	8.5	0.769	0.480	0.959	1.416	0.678	<b>1.005</b>
14	13.9	6.3	0.849	0.637	0.997	1.364	0.634	<b>0.996</b>
15	13.0	5.5	0.873	0.676	1.010	1.252	0.725	<b>0.999</b>
16	13.6	7.3	0.824	0.576	0.990	1.457	0.638	<b>1.037</b>

Le tableau 6.10 présente la comparaison entre la dose totale mesurée en appliquant les RTM et la dose totale calculée par le système de planning de traitement « ROCS » délivrée au **centre du volume cible** donnée par la contribution de chacun des deux faisceaux (CLD et CLG)(voir équation 5.12), une fois en tenant compte des hétérogénéités du patient et une autre fois en prenant un fantôme carré homogène.

Tableau 6.10 : comparaison entre les doses mesurées et calculées

Patient	Dose (1/2) (CLD)Gy	Dose (1/2) (CLG)Gy	Dose ( totale) <u>mesurée</u> (Gy) Par les RTM	Dose calculée (ROCS) (Gy) (En tenant compte des Hétérogénéités du patient)	Dose <u>calculée</u> (ROCS) Gy (Fantôme carré homogène)	Ecart D (mesurée) et D (calculée) en tenant compte des hétérogénéités	Ecart D(mes) et D(cal) (Fantôme carré Homogène)
1	0.985	0.992	1.97	2.00	2.00	1.5%	1.5%
2	0.999	0.977	1.97	2.01	2.00	1.9%	1.5%
3	0.976	0.992	1.96	1.91	2.00	2.6%	2.0%
4	0.942	0.996	1.94	1.91	2.00	1.6%	3.0%
5	0.972	0.974	1.94	1.99	2.00	2.6%	3.0%
6	0.950	1.004	1.95	2.00	2.00	2.5%	2.5%
7	0.993	1.002	1.99	1.97	2.00	1.0%	0.5%
8	1.039	1.029	2.06	/	2.00	/	3.0%
9	0.970	0.983*	1.95	1.92	2.00	1.6%	2.5%
10	0.985	1.00	1.98	2.01	2.00	1.5%	1.0%
11	0.967	0.999	1.96	1.94	2.00	1.0%	2.0%
12	0.941	0.958	1.89	1.93	2.00	2.0%	5.5%
13	1.038	1.005	2.04	2.02	2.00	1.0%	2.2%
14	1.020	0.996	2.01	2.00	2.00	0.5%	0.5%
15	0.972	0.999	1.97	1.98	2.00	0.5%	1.5%
16	0.997	1.037	2.03	1.95	2.00	4.1%	1.5%

La dose au centre est déterminée en utilisant les courbes Rapport Tissu Maximum (RTM). L'écart entre la dose mesurée et celle calculée par le « ROCS » en tenant compte des hétérogénéités du patient reste inférieur à 5% pour tous les cas étudiés. L'écart entre la dose mesurée et celle calculée par le « ROCS » en prenant un fantôme carré homogène franchi la barrière des 5% pour 6 % des cas étudiés.

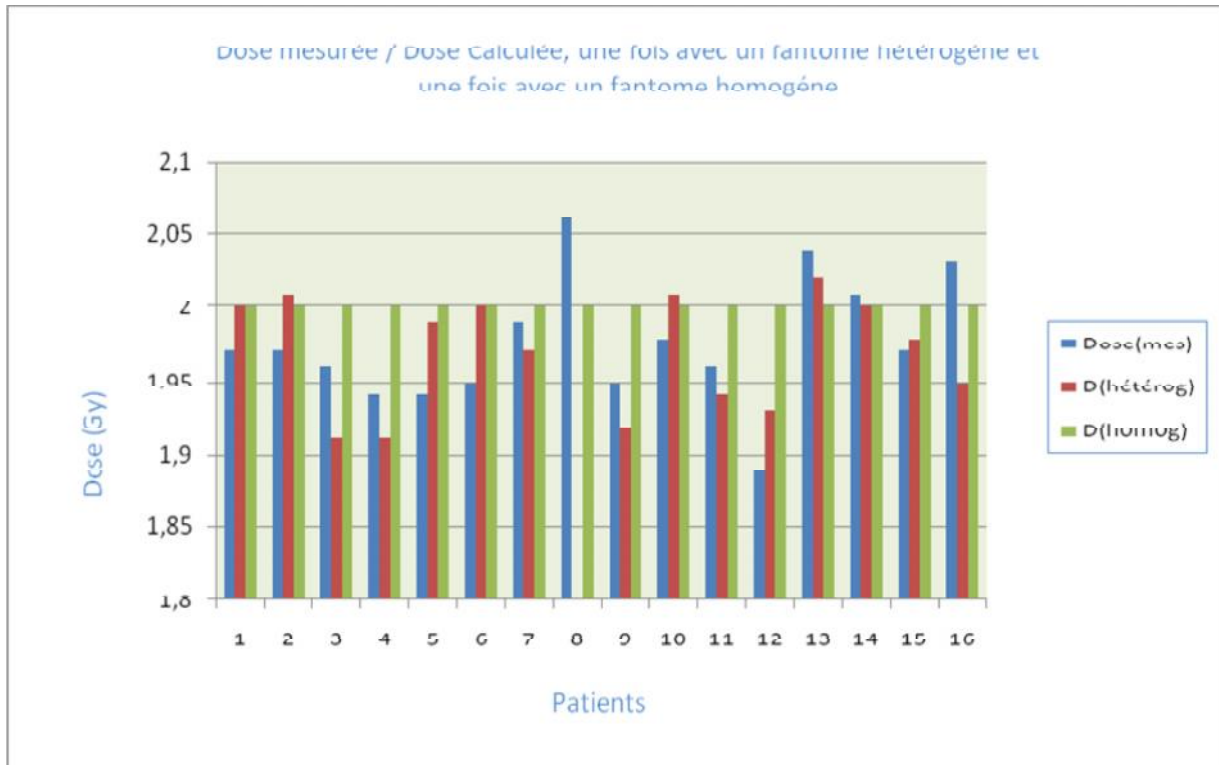


Figure 6.6 : comparaison entre la dose mesurée et la dose calculée au centre

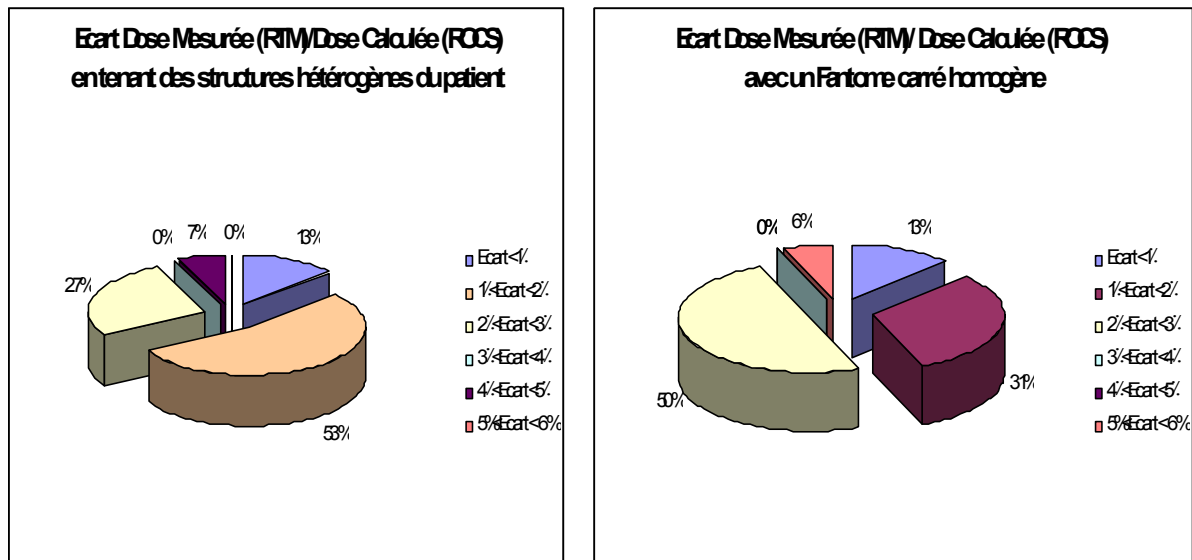


Figure 6.7 : repartition des écart entre la dose mesurée et calculée

### 5.3 Influence du masque thermoformé

L'influence du masque de rétention sur l'écart entre la dose mesurée et la dose calculée ne dépasse pas 3% à l'entrée du champ latéral droit et gauche pour tous les cas étudiés et reste inférieur à 5% pour l'écart entre la dose mesurée et celle calculée pour la sortie des deux champs.

---

## Conclusion

Notre étude vise à comparer la dose mesurée une fois à l'entrée et à la sortie, et une autre fois sur l'axe du faisceau au plan médian du patient, avec la dose calculée par le système de planning de traitement « ROCS ».

### ➤ Calibration

La stabilité du signal n'a pas dépassé 0.1% dans l'intervalle de mesures, ce qui est conforme aux indications données par [4]. La stabilité du signal ne doit pas dépasser 1% dans l'intervalle de temps utilisé en pratique.

L'étude de la précision intrinsèque détermine la déviation standard de 10 lectures consécutives, elle ne doit pas dépasser 1% [4], nos résultats n'ont pas dépassé 0.2%.

La réponse du signal de chacune des deux diodes utilisées est linéaire entre 0.5 et 4Gy.

### ➤ Mesures sur patient

La détermination de la dose à l'entrée et à la sortie du faisceau est réalisée à l'aide de deux diodes (EDE-1873) et (EDE-1874) posées simultanément à la surface du patient. Pour des mesures plus rigoureuses il aurait été plus judicieux de placer une seule diode, une fois à l'entrée et une fois à la sortie pour éviter d'une part d'utiliser des facteurs de calibrations différents à l'entrée et à la sortie de chaque diode, et empêcher d'autre part l'influence d'une diode sur une autre durant l'irradiation. Pour réaliser ce type de mesures, la même diode doit être placée une fois à l'entrée et une fois à la sortie de chaque faisceau durant l'irradiation du patient, ce qui nous aurait incités à interrompre le traitement à mi temps pour nous permettre de changer la place du dosimètre, chose qui est techniquement difficile à réaliser.

L'évaluation de l'écart entre la dose mesurée et la dose calculée à l'**entrée** des deux faisceaux (CLD et CLG) n'a pas dépassé 5%, elle reste inférieure à 1% dans 33% des cas pour le champ latéral droit (CLD) et 20% des cas pour le champ latéral gauche (CLG) ; mais elle dépasse 3% dans 13% des cas pour le (CLD) et le (CLG), cette variation de la dose est dû principalement à la présence de surfaces irrégulières lorsque la position du point de centrage est proche de la mandibule, dans ce cas l'orientation de la diode change dans le faisceau ce qui induit une variation dans la réponse car elle dépend de son orientation dans le champ d'irradiation.

Lorsque la diode est trop proche d'une partie osseuse, le diffusé par l'os peut entraîner une augmentation de la dose ce qui peut entraîner une erreur dans l'estimation de la dose dans cette région. L'erreur est dû aussi à la variation entre la DSP enregistrée le jour du centrage et celle utilisée le jour du traitement car souvent il y'a une évolution de la tumeur entre le jour du centrage et celui du traitement sans oublier de tenir compte de l'influence du masque thermoformé qui n'est pas toute à fait équivalent air si non on n'aurait pas pu distinguer ses traces sur le visage du patient après l'irradiation. Cette rougeur laissée sur la peau explique que ce matériau utilisé dépose effectivement sur le patient un rayonnement diffusé.

L'écart entre la dose mesurée et celle calculée à la **sortie** des deux faisceaux dépasse 5% dans 6% des cas pour le champ latéral droit et 7% des cas pour le champ latéral gauche, cette écart est dû essentiellement à la difficulté du choix de la coupe scanner qui passe par le centre du champ d'irradiation car souvent ces coupes sont des coupes orbitaux méatales alors que les coupes relevées manuellement sur un papier millimétré sont projetées sur un contour transversal pris à l'aide d'un conformateur.

Le calcul de la dose sur le système de planning de traitement est réalisé à partir d'un patient « virtuel » de forme carré et complètement homogène alors que le traitement est réalisé sur un patient réel.

La variation est aussi liée à la densité de l'os, car en présence d'hétérogénéités la densité de l'os varie entre  $1.08\text{g/cm}^3$  et  $1.95\text{g/cm}^3$  alors que le système de planning de traitement « ROCS » prend une densité fixe de  $1.65\text{g/cm}^3$ .

L'étude montre que la présence de masque thermoformé n'influence pas beaucoup sur l'écart entre la dose mesurée et celle calculée à l'entrée et à la sortie du faisceau d'irradiation.

Les raisons qui nous ont conduits à limiter le nombre de malade pour ce type de mesures sont des difficultés d'ordre technique. D'abord la mauvaise adhérence de la diode sur la peau du patient en particulier lorsque la pilosité est abondante, vient s'ajouter l'embarras de détacher le sparadrap lorsque la peau du malade est agressée par les effets des rayonnements sans oublier d'évoquer le temps qu'il nous faut pour positionner la diode au centre du champ en se repérant uniquement avec les croisements de l'appareil de traitement.

La technique utilisée pour la détermination de la dose au centre du patient s'avère efficace car l'écart entre la dose mesurée et celle calculée ne dépasse pas 5% dans 94% des cas étudiés.

Hormis toutes les difficultés rencontrées lors de la détermination de l'écart entre la dose mesurée et celle calculée à l'entrée et à la sortie du faisceau s'ajoute celle liée au choix des valeurs des RTM qui ne correspondent pas toujours aux valeurs de la taille de champ et de l'épaisseur équivalente désirée car les valeurs des RTM que nous avons dans les tables sont souvent incomplètes.

#### ➤ Perspectives

Le traitement des tumeurs du cavum par des photons de 1.25MV émis par une source de Cobalt-60 délivrés par 2 champs latéraux opposés également pondérés traitent de façon homogène une épaisseur de 10cm correspondant au volume tumoral et ganglionnaire d'un cancer des structures pharyngo-laryngées. La distribution de la dose est moins favorable au niveau du cavum où l'épaisseur est de l'ordre de 14cm.

Un rayonnement plus pénétrant, tel que celui émis par un accélérateur de particules de 6MV, est une alternative intéressante, surtout si la totalité du traitement de la tumeur est réalisé par les champs latéraux. [10]

Le choix porte également sur une parfaite reconstitution des structures anatomiques réalisée à l'aide d'un scanner couplé à un réseau pour définir la coupe transversale qui passe réellement par le centre car les coupes manuelles projetées sur un papier millimétré ne correspond pas toujours à celle souhaitée.

## Références Bibliographiques

[1] : ESTRO Booklet n°5, (European Society for Therapeutic Radiology and Oncology) practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose).

[2] : SFPM rapport n°18-2000, (Société Française de Physique Médicale), guide pour la mise en œuvre en radiothérapie externe de l'assurance de qualité par mesures in vivo par dosimètres thermo-luminescents et semi-conducteurs.

[3] : AAPM Report n°87, (American association of Physicists in Medicine), diodes in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy.

[4] : VAN DAM. J et MARINELLO. G, methods for in vivo dosimetry in external radiotherapy.

[5] : Manuel Acrylic slab phantom Type 2967.

[6] : Syllabus, (Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students).

[7] : Khan. F.M, the physics of radiation therapy, 2<sup>nd</sup>. Baltimore, MD : Williams and Wilkins, 1994.

[8] : Johns. H.E, Bruce. W.R et Reid WB, the dependence of depth dose on focal skin distance.

[9] : CUNNINGHAM, J.R, B.Eng. M.Sc. Ph.D., F.C.C.P.M. 4<sup>th</sup> Ed, the physics of radiologie.

[10] : Le Bourgeois. J.P, Chavaudra. J, Eschwege. F, radiothérapie oncologique.

[11] : ATTIX. F.H, BOESCH. W.C, radiation dosimetry.

[12] : Vuillez. J.P, Les rayonnements ionisants et les bases biophysiques de l'interprétation des images médicales.

[13] : MAYLES.P, NAHUM .A, ROSENWALD. J.C, handbook of radiotherapy physics theory and practice.

[14] : IAEA, setting up a radiotherapy programme: clinical, medical physics, radiation protection and safety aspects.

[15] : DPD-510 Direct Patient Dose-meter Operation Manual »

[16] : «SCONDITIONIX CERTIFICATE»

[17] : CRNA (Centre de Recherche Nucléaire d'Alger), Certificat d'étalonnage n° MED/16/08/RTH02.

[18] : Le manuel d'utilisation du THERATRON 1000, specification N°GS90 Rev C.

## ANNEXE A

### Aspect physique des faisceaux de photons

Contrairement aux techniques SSD (Source Surface Distance) où on utilise les **PDD** (Percentage Depth Dose) pour la détermination de la dose en un point Q dans un milieu donné, dans les techniques SAD (Source Axis Distance), on utilise souvent d'autres fonctions comme les **RTA** (Rapport Tissu Air) et les **RTF** (Rapport Tissu fantôme).

#### ➤ PDD (percentage Depth Dose)

La distribution de la dose dans le patient ou dans le fantôme est souvent normalisée à  $D_{\max} = 100\%$  à la profondeur de maximum de dose  $Z_{\max}$ .

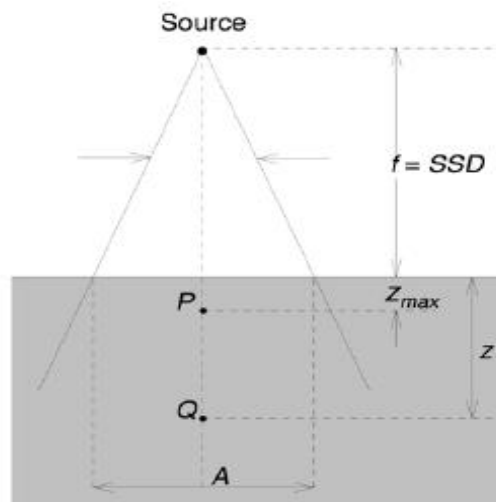
Les PDD sont définis comme suit :

$$\text{PDD}(A, f, h\gamma) = 100 \times \frac{D_Q}{D_P} = 100 \times \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_P}$$

Où  $D_Q$  et  $\dot{D}_Q$  sont la dose et le débit de dose en un point Q à la profondeur z sur l'axe du faisceau à l'intérieur du fantôme.

$D_P$  et  $\dot{D}_P$  sont la dose et le débit de dose en un point P à la profondeur de  $Z_{\max}$  sur l'axe du faisceau à l'intérieur du fantôme.

A est la taille de champ, f = SSD et  $h\gamma$  est l'énergie des photons utilisés. Voir la figure suivante.



#### ➤ Rapport Tissu air (RTA)

Les Rapports Tissu Air (RTA) sont introduits pour calculer la dose délivrée par des appareils isocentriques, dans ce cas la source tourne autour du patient en décrivant un cercle autour d'un axe de rotation qui passe par la tumeur, durant cette rotation, la distance source surface SSD varie en fonction du contour non régulier du patient, cependant, la distance source axe reste constante.

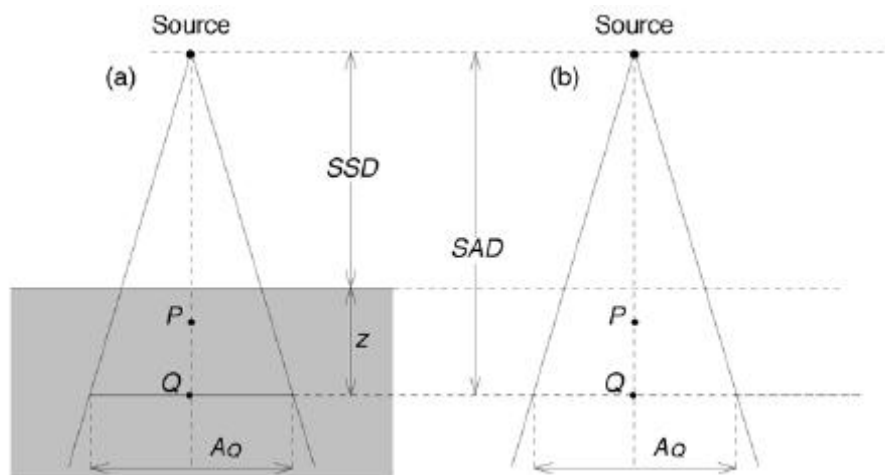
Les RTA ( $z, A_Q, h\gamma$ ) sont définis comme le rapport entre la dose  $D_Q$  en un point Q sur l'axe central dans le patient ou dans le fantôme et la dose  $D'_Q$ , la dose « pour de petites variations de masses d'eau dans l'air » au même Q sur l'axe central du faisceau.

La relation est donnée par :

$$RTA(z, A_Q, h\gamma) = \frac{D_Q}{D'_Q}$$

Voir la figure suivante le dispositif expérimental pour la détermination des RTA. En (a), la dose est déterminée en un point Q dans un fantôme d'eau, en (b) la « dose pour de petites variations de masse dans l'eau » déterminée au point Q.

$A_Q$  représente la taille de champ à la surface du fantôme.



### ➤ Rapport Tissue Fantôme RTF

Les RTF ( $z, A_Q, h\gamma$ ) est un concept valable dans les techniques (SAD) isocentriques pour les photons de faibles énergies. Pour des photons d'énergies plus élevées, produits par les accélérateurs linéaires, ce concept devient plus pénible à réaliser à cause de la difficulté de mesurer la dose pour de petites variations de masses d'eau dans l'air en utilisant des chambres d'ionisation ayant un large capuchon d'équilibre électronique.

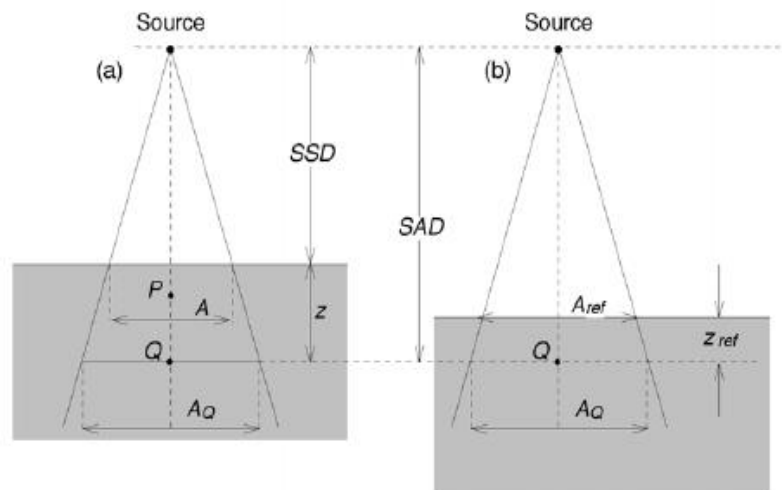
Les RTF ( $z, A_Q, h\gamma$ ) sont définis comme suit :

$$RTF(z, A_Q, h\gamma) = \frac{D_Q}{D_{Q(ref)}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Q(ref)}}$$

Où  $D_Q$  et  $\dot{D}_Q$  sont la dose et le débit de dose, respectivement, dans le fantôme en un point arbitraire Q sur l'axe central du faisceau.

$D_{Q(ref)}$  et  $\dot{D}_{Q(ref)}$  sont la dose et le débit de dose, respectivement, dans le fantôme à une profondeur de référence, sur l'axe central du faisceau.

Voir la figure suivante :



Pour contourner le problème cité précédemment, on définit un RTF spécial en introduisant une nouvelle fonction physique qui est le Rapport Tissue Maximum (RTM) qui est défini comme suit :

$$\text{RTM}(z, A_Q, h\gamma) = \frac{D_Q}{D_{Q(\max)}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Q(\max)}}$$

Où  $D_Q$  et  $\dot{D}_Q$  sont la dose et le débit de dose, respectivement, en un point Q à une profondeur z dans le fantôme.

$D_{Q(\max)}$  et  $\dot{D}_{Q(\text{réf})}$  sont la dose et le débit de dose, respectivement, en un point Q, à la profondeur de  $Z_{\max}$ .

## ANNEXE B

### RTM – Rapport Tissue Maximum T-1000 CPMC

Epaisseur (cm)	Taille de champ (cm)				
	10.00	11.00	12.00	13.00	14.00
0.00	0.717	0.723	0.730	0.740	0.750
0.10	0.783	0.789	0.796	0.807	0.818
0.20	0.848	0.855	0.862	0.874	0.887
0.30	0.926	0.930	0.933	0.939	0.944
0.40	1.006	1.006	1.005	1.003	10.002
0.50	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
0.60	0.994	0.994	0.995	0.996	0.998
0.70	0.995	0.995	0.995	0.995	0.996
0.80	0.996	0.996	0.996	0.995	0.995
1.00	0.999	0.996	0.992	0.993	0.995
1.50	0.982	0.983	0.984	0.985	0.986
2.00	0.972	0.972	0.973	0.974	0.975
2.50	0.960	0.960	0.960	0.962	0.965
3.00	0.938	0.941	0.945	0.948	0.949
3.50	0.927	0.930	0.932	0.935	0.938
4.00	0.908	0.912	0.917	0.921	0.922
4.50	0.893	0.897	0.903	0.908	0.912
5.00	0.883	0.887	0.886	0.887	0.891
5.50	0.858	0.863	0.868	0.873	0.877
6.00	0.842	0.848	0.850	0.853	0.858
6.50	0.820	0.826	0.834	0.842	0.847
7.00	0.809	0.814	0.819	0.824	0.829
7.50	0.791	0.800	0.806	0.811	0.815
8.00	0.767	0.775	0.783	0.791	0.795
8.50	0.751	0.758	0.766	0.774	0.780
9.00	0.731	0.738	0.746	0.754	0.761
9.50	0.715	0.725	0.732	0.739	0.746
10.00	0.697	0.706	0.714	0.721	0.728
10.50	0.679	0.690	0.699	0.708	0.715
11.00	0.664	0.674	0.680	0.685	0.692
11.50	0.648	0.658	0.667	0.676	0.684
12.00	0.629	0.638	0.656	0.664	0.672
12.50	0.611	0.621	0.631	0.641	0.650
13.00	0.597	0.608	0.618	0.628	0.637
13.50	0.580	0.592	0.602	0.611	0.619
14.00	0.562	0.574	0.594	0.604	0.612
14.50	0.549	0.559	0.568	0.579	0.589
15.00	0.533	0.546	0.558	0.570	0.580
15.50	0.517	0.532	0.543	0.550	0.566
16.00	0.506	0.516	0.526	0.537	0.547
16.50	0.492	0.503	0.513	0.521	0.530

## ANNEXE C

### Classification TNM des tumeurs du cavum

Tumeurs (T)	Adénopathies cervicales (N)	Métastases (M)
T1 : tumeur localisée à un seul site du Nasopharynx.	Nx : les adénopathies régionales ne peuvent être évaluées.	M0 : absence de métastases
T2 : tumeur étendue aux parties molles de l'oropharynx et/ou aux fosses nasales.	N0 : pas d'adénopathies régionales métastatiques.	
T2a : sans extension parapharyngée.	N1 : adénopathie(s) métastatique(s) unilatérale 6cm dans la plus grande dimension au dessus du creux sus claviculaire (les ganglions situés sur la ligne médiane sont considérés comme homolatéraux).	
T2b : avec extensions parapharyngée.	N2 : adénopathies métastatiques bilatérales 6cm dans la plus grande dimension au dessus du creux sus claviculaire.	M1 : métastases
T3 : tumeur envahissant les structures osseuses ou les sinus maxillaires.	N3a : adénopathie(s) métastatique(s) > 6cm dans la plus grande dimension.	
T4 : tumeur avec extension intra crânienne et/ou atteinte des nerfs crâniens de la fosse infra temporale, de l'hypopharynx ou de l'orbite.	N3b : adénopathie(s) métastatique(s) au niveau du creux sus claviculaire	