

**Université Saâd DAHLAB de Blida**



**Faculté des Sciences**

**Département de : Physique**

Mémoire Présenté par :

GASMI Meriem

En vue d'obtenir le diplôme de Master

**Domaine :** Science de la Matière

**Filière :** Physique

**Spécialité :** Physique Médicale

**Option :** Radiothérapie

**ETUDE DES PARAMETRES D'INFLUENCE SUR LA REPONSE D'UN SYSTEME  
DE DOSIMETRIE IN VIVO PAR DIODE A SEMI CONDUCTEUR UTILISES  
DANS L'ASSURANCE QUALITE DES TRAITEMENTS EN  
RADIOTHERAPIE**

Mr .M. BENTAIBA	Professeur. U.S.D. Blida	Président
Mr. R. KHELIFI	Maître de conférences . U.S.D. Blida	Examineur
Mr. B. HOCINI	Maître Assistant . U.S.D. Blida	Examineur
Mr. S. KHOUDRI	Attaché de recherche. C.A.C. Blida	Rapporteur

*Promotion : 2009-2010*

MA-530-02-1

## ملخص

يعتبر العلاج بالأشعة وسيلة جد هامة لعلاج الأمراض السرطانية ، وذلك عن طريق الإشعاعات المؤينة الصادرة عن الآلات ذات الضغط العالي اثر إنتاجها لفوتونات ذات الأشعة (س)و إلكترونات ذات الطاقة العالية ، وهي المسرعات الخطية. إن ضمان جودة العلاج هو الاهتمام الرئيسي للراديو-فيزيائي لدى مصلحة المعالجة الخاصة بالأورام السرطانية من أجل ضمان تقديم الجرعة اللازمة للورم من طرف الراديو-أنتكولوجي

إن قياس فيفو في حد ذاته هو احد مقاييس النوعية، يتم ذلك عن طريق القياس المباشر على المريض خلال خضوعه للأشعة، باستعمال جهاز الكشف وهو الشبه الناقل(صمام ثنائي )، إثر وضعه فوق أماكن الورم مثل: الجلد ، أو التجايف الطبيعية من الجسم (المسامات)، لكن هذا الجهاز يتطلب المعايرة قبل كل استعمال مع تحديد العوامل المؤثرة في استجابته.

لتنفيذ روتيني في قياس جرعات فيفو لدى مصلحة الأورام السرطانية في مركز مكافحة السرطان بالبلدية وتلبية لمواصفاته بإتباع البروتوكولات الدولية الحديثة، أجرينا دراسة عن استجابة جهاز الكشف الشبه الناقل ذات النوع (ن) ( QED سان نكلير) وفقا لمعايير مختلفة (حجم المجال ، بعد الأشعة عن الجلد ، التوجيه،...الخ) وذلك عن طريق مقارنة النتائج المتحصل عليها بغرفة التأين، و يمكن بعد ذلك تطبيق العوامل المصححة في قياس الجرعة، من أجل المرضى الذين يتلقون مجالات العلاج المختلفة.

## RESUME

La radiothérapie constitue une modalité très importante des traitements de tumeurs cancéreuses par les rayonnements ionisants délivrés par les machines de haute tension telles que les accélérateurs linéaires, produisant des faisceaux de photons x et d'électrons de haute énergie. L'assurance qualité des traitements est l'intérêt majeur du radio-physicien dans un service de radiothérapie afin d'assurer à la tumeur la dose précise prescrite par le radio-oncologue.

La dosimétrie in vivo est l'une des mesures de qualité, qui consiste à réaliser des mesures de dose sur le patient durant l'irradiation, à l'aide d'un détecteur à semi conducteur (QED) placé en des sites facilement accessibles tel que la peau ou des cavités naturelles du corps. Toutefois, il est recommandé avant toute utilisation d'un détecteur d'effectuer son étalonnage et déterminer les paramètres d'influence sur sa réponse.

En vue de mettre en routine la dosimétrie in vivo dans le service de radiothérapie oncologie du centre anti cancer de Blida et de répondre à des critères supplémentaires de sécurité de traitement des patients suivant des protocoles internationales les plus récents, nous avons mené une étude sur la réponse d'un détecteur à semi conducteur de type N (QED SUN NUCLEAR), en fonction des différentes paramètres (Taille de champs, distance source peau, direction, ...etc.) en comparaison avec une chambre d'ionisation. Des facteurs correctifs peuvent être ensuite appliqués dans les mesures de dose pour les patients ayant des différentes configurations de champs de traitement.

## ABSTRACT

Radiotherapy is a very important modality of cancer treatments of tumors by ionizing radiation delivered by the machines of high-voltage linear accelerators such as producing photon beams x and high-energy electrons. Quality assurance of treatment is the major interest of radio physicist in radiotherapy to ensure the tumor to deliver the precise dose prescribed by the radiation oncologist.

In vivo dosimetry is one measure of quality, which is to conduct dose measurements on the patient during irradiation, using a semiconductor detector (QED) placed sites easily accessible such as the skin or natural cavities of the body. However, it is recommended before using a sensor to perform its calibration and determine the parameters of influence on its response.

To implement the routine in vivo dosimetry in radiotherapy oncology cancer control center of Blida and meet additional criteria for safety of treating patients according to the latest international protocols, we conducted a study on response of a detector of N-type semiconductor (QED SUN NUCLEAR), according to different parameters (size of fields, skin source distance, direction, etc ....) compared with an ionization chamber. Correction factors can then be applied in dose measurements for patients with different configurations of field's treatment.

## *REMERCIEMENTS*

Au premier lieu, je tiens à remercier dieu, le clément et le miséricordieux qui m'a donné le courage et la volonté pour terminer ce travail.

Ce travail a été réalisé au Centre Anti Cancer de Blida, sous la direction de monsieur *Saad KHOUDRI*, Attaché de recherche, à qui j'exprime ma reconnaissance et ma gratitude. Je le remercie également pour les conseils qu'il m'a prodigué pendant les deux années de spécialité Physique Médicale option Radiothérapie.

Je tiens également à remercier les honorables membres du jury, pour l'honneur d'évaluer mon travail :

*Mr. M. BENTAIBA*, Professeur à l'université Saad DAHLAB de Blida et vice doyen de la faculté des Science de département de physique, pour l'honneur qu'il me fait en acceptant la présidence du jury de soutenance. Je le remercie également pour tout ce qu'il a fait pour moi pendant mon mémoire de maîtrise.

*Mr. R. KHELIFI*, Maître de conférences à l'université Saad DAHLAB de Blida de la faculté des Science de département de physique, pour avoir voulu examiner ce travail. Qu'il trouve ici l'expression de mes plus sincères remerciements et de mon profond respect.

*Mr. B. HOCINI*, Maître Assistant à l'université Saad DAHLAB de Blida de la faculté des Science de département de physique, pour avoir accepté d'examiner ce travail. Sincères remerciements et de mon profond respect.

Je tiens à remercier tous ceux qui m'ont apporté leur soutien et qui m'ont aidé de loin ou de près pour l'achèvement de ce projet.

## DEDICASES

*Je tiens à dédié ce modeste travail :*

- ❖ *A mes parents NACERA et RACHID, qui ont enrichi ma route par leurs compréhensions, leurs affections, ainsi que leur soutien moral et matériel.*
- ❖ *A mes chères frères : Abd El-basset, Abd El-samed ainsi qu'à ma chère sœur Fatima.*
- ❖ *A mes oncles et tantes, à mes cousins et cousines.*
- ❖ *A toute la promotion Physique Médicale option Radiothérapie 2009-2010.*

## TABLE DES MATIERES

RESUME.....	p.1
REMERCIEMENTS.....	p.4
DEDICASE.....	p.5
TABLE DES MATIERES.....	p.6
LISTES DES FIGURES .....	p.8
LISTES DES TABLEAUX .....	p.9
INTRODUCTION.....	p.10
<b><u>CHAPITRE I : GENERALITES.....</u></b>	<b>p.12</b>
I.1 Introduction .....	p.13
I.2 Radiothérapie externe .....	p.13
I.3 Notion de dosimétrie in vivo en radiothérapie .....	p.13
I.4 Divers détecteurs utilisés en dosimétrie in vivo .....	p.14
I.4.1 Dosimétrie par Semi-conducteurs .....	p.14
I.4.2 Dosimétrie par Radio-thermoluminescence (TLD) .....	p.15
I.4.3 Dosimétrie par détecteurs MOSFETS .....	p.15
I.4.4 Détecteurs à luminescence stimulée optiquement (OSL) .....	p.16
<b><u>CHAPITRE II : LES SEMI-CONDUCTEURS.....</u></b>	<b>p.17</b>
II.1 Historique.....	p.18
II.2 Phénomène de semi-conduction .....	p.18
II.2.1 Dopage type-N .....	p.19
II.2.2 Dopage type-P .....	p.20
II.3 Jonction p-n d'une diode .....	p.21
<b><u>CHAPITRE III : MATERIELS ET METHODES.....</u></b>	<b>p.23</b>
III.1 INTRODUCTION .....	p.24
III.2 MATERIELS UTILISES.....	p.24
III.2.1 Accélérateur Linéaire 2100 C (VARIAN) :.....	p.25
III.2.2 Diode QED et leurs accessoires :.....	p.27
III.2.3 Chambre d'ionisation .....	p.27
III.2.4 Thermomètre électronique.....	p.28

III.2.5 Baromètre .....	p.28
III.2.6 Fantôme en PMMA.....	p.29
III.2.7 Electromètre.....	p.29
III.2.8 Filtre en coin .....	p.30
III.2.9 Thermoplongeur.....	p.31
III.3 METHODES:.....	p.32
III.3.1 Equation d'étalonnage et les différentes corrections liées à la chambre d'ionisation.....	p.32
III.3.2 Etalonnage de la diode en dose à la profondeur maximale.....	p.35
III.3.2.1 Linéarité et Reproductibilité.....	p.39
III.3.2.2 Débit de dose (D).....	p.39
III.3.2.3 Taille du champ (C).....	p.40
III.3.2.4 Distance source peau (DSP).....	p.41
III.3.2.5 Obliquité (réponse angulaire).....	p.42
III.3.2.6 Température d'étalonnage .....	p.43
III.3.2.7 Filtre en coin.....	p.44
<b>III.4 RESULTATS</b> .....	p.46
<b>III.5 DISCUSSION</b> .....	p.62
<b>CONCLUSION</b> .....	p.64
<b>BIBLIOGRAPHIE</b> .....	p.65

## LISTES DES FIGURES

<b>Figure .1</b> : Schéma théorique établi selon la théorie des bandes d'énergie .....	p.19
<b>Figure .2</b> : Dopage Type N .....	p.20
<b>Figure .3</b> : Dopage Type P .....	p.21
<b>Figure .4</b> : Jonction P-N .....	p.21
<b>Figure .5</b> : Symbole électronique .....	p.22
<b>Figure .6</b> : Pupitre de commande .....	p.25
<b>Figure .7</b> : L'Accélérateur Linéaire 2100 c.....	p.26
<b>Figure .8</b> : Diode QED type-n et leurs accessoire.....	p.27
<b>Figure .9</b> : Chambre d'ionisation cylindrique .....	p.27
<b>Figure .10</b> : Thermomètre .....	p.28
<b>Figure .11</b> : Baromètre portatif .....	p.28
<b>Figure .12</b> : Fantôme en PMMA .....	p.29
<b>Figure .13</b> : Electromètre .....	p.30
<b>Figure .14</b> : Filtre en coin.....	p.30
<b>Figure .15</b> : Thermoplongeur .....	p.31
<b>Figure .16</b> : Position de la diode à 2cm par rapport au centre du fantome .....	p.35
<b>Figure .17</b> : L'étalonnage d'un détecteur semi-conducteur par rapport à la chambre d'ionisation (dosimètre de référence) .....	p.37
<b>Figure .18</b> : Teste de l'obliquité avec l'angulation du bras de l'accélérateur linéaire 2100C .....	p.42
<b>Figure .19</b> : Positionnement de la diode sur la paroi de cuve à eau.....	p.43
<b>Figure .20</b> : Filtre en coin métallique.....	p.44
<b>Figure .21</b> : Diode au centre du fantome.....	p.44
<b>Figure .22</b> : Linéarité.....	p.46
<b>Figure .23</b> : Facteur de correction lié à la variation du débit de dose .....	p.48
<b>Figure .24</b> : Facteur de correction lié à la variation de la taille de champ.....	p.51
<b>Figure .25</b> : Facteur de correction lié à la variation de la DSP .....	p.54
<b>Figure .26</b> : Facteur de correction lié à la variation de l'angle d'incidence du faisceau .....	p.56
<b>Figure .27</b> : Facteur de correction lié à la variation de la température .....	p.57
<b>Figure .28</b> : Facteur de correction lié au filtre 15° .....	p.60
<b>Figure .29</b> : Facteur de correction lié au filtre 30° .....	p.60
<b>Figure .30</b> : Facteur de correction lié au filtre 45° .....	p.61
<b>Figure .31</b> :Facteur de correction lié au filtre 60° .....	p.61

## LISTES DES TABLEAUX

<b>Tableau .1</b> : Normalisation de $L_{\text{diode}}$ par rapport $L_{\text{réf}}$ .....	p.46
<b>Tableau .2</b> : La reproductibilité de la dose .....	p.47
<b>Tableau .3</b> : Variation de FC en fonction du débit de dose .....	p.47
<b>Tableau .4</b> : La réponse de la diode et de la chambre d'ionisation en fonction du champ.....	p .49
<b>Tableau .5</b> : Variation du FC en fonction du champ.....	p.50
<b>Tableau .6</b> : La réponse de la diode et de la chambre d'ionisation en fonction du DSP.....	p.52
<b>Tableau .7</b> : Variation du FC en fonction du DSP.....	p.53
<b>Tableau .8</b> : Variation du FC en fonction de l'angle d'incidence .....	p.55
<b>Tableau .9</b> : Variation de FC en fonction la température .....	p.57
<b>Tableau .10</b> : La réponse de la diode et de la chambre d'ionisation avec des différents filtres en coin.....	P.58
<b>Tableau .11</b> : Variation du FC avec des filtres en coin.....	p.59

## INTRODUCTION

La Radiothérapie est l'utilisation thérapeutique des radiations ionisantes. Ses origines remontent au début du siècle, après la découverte des rayons X par le physicien allemand W. Roentgen (1895), de la radioactivité par Becquerel (1896) et du radium 226 par Pierre et Marie Curie (1898). Elle est principalement utilisée en oncologie, pour traiter en combinaison ou non avec la chirurgie et/ou la chimiothérapie, la tumeur primitive.

La radiothérapie moderne s'est développée à partir de 1950 avec l'avènement des appareils de haute énergie comme l'Accélérateur linéaire et le remplacement du radium 226 par les radioéléments artificiel (Iridium 192 et Césium 137).

Les deux branches sont actuellement pratiquées :

- Radiothérapie externe qui utilise des faisceaux de radiations pénétrant les tissus à travers la peau.
- Curiethérapie, qui consiste à implanter des sources radioactives dans la tumeur (curiethérapie interstitielle), ou encore à son contact, dans une cavité naturelle.

La radiothérapie est un traitement locorégional des cancers. Elle consiste à utiliser des rayonnements pour détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier. L'irradiation a pour but de détruire les cellules cancéreuses tout en préservant le mieux possible les tissus sains et les organes avoisinants.[1]

Dans le premier chapitre, nous décrivons des généralités sur la radiothérapie externe, la dosimétrie in vivo et les divers détecteurs utilisés en dosimétrie in vivo.

Au cours du deuxième chapitre, nous décrivons les Semi-conducteurs, dopage type N, dopage type P et la jonction P-N.

Le troisième chapitre portera sur les différents matériels utilisés pendant l'étude de la réponse de dosimétrie in vivo, semi conducteur de type -n (diode de QED SUN NUCLEAR), les différentes méthodes appliquées pour un faisceau de photons 6MV, concernant l'étalonnage en dose à la profondeur maximale en fonction de

différentes paramètres (Taille de champ, DSP, Direction, Linéarité ,Température et Débit de

dose) en comparaison avec une chambre d'ionisation et nous exposons les résultats obtenus pour des différents facteurs correctifs.

La dernière partie est consacrée aux discussions les courbes obtenues et conclusions sur l'étude de la dosimétrie in vivo et leurs paramètres d'influence.

# CHAPITRE I

## GENERALITES

## **I.1 Introduction :**

La radiothérapie, occupe une place importante dans l'arsenal thérapeutique en oncologie. Celle-ci possède un pouvoir curatif important en cancérologie dans de nombreuses localisations dont le sein, la prostate, le rectum, les lymphomes, les cancers ORL et gynécologiques. En effet, cette thérapeutique utilisée de façon exclusive ou associée à d'autres traitements, tels que la chirurgie ou la chimiothérapie, permet la guérison d'environ 40% des cancers.

Elle utilise des accélérateurs linéaires d'électrons qui produisent des faisceaux de photons d'énergie comprise entre 6 et 25 MV et des faisceaux d'électrons d'énergie comprise entre 4 et 25 MeV et délivrent des débits de dose de l'ordre du Gray ou quelques Grays par minute. [2]

## **I.2 Radiothérapie externe :**

La radiothérapie externe est dite transcutanée car les rayons traversent la peau pour atteindre la tumeur. Dans la radiothérapie externe, les rayons produits par une source externe sont dirigés vers la région du corps à traiter (sein, prostate ...) afin d'éliminer les cellules cancéreuses. [3]

## **I.3 Notion de la dosimétrie in-vivo en radiothérapie :**

Les mesures in vivo consistent à réaliser des mesures de dose sur le patient pendant l'irradiation à l'aide de détecteurs placés dans des sites facilement accessibles tels que la peau ou des cavités naturelles du corps. Il faut rappeler qu'en radiothérapie, une précision inférieure à 5% et qu'une variation de dose de 10% au volume cible peut modifier de façon significative le contrôle local de la tumeur ou le taux de complications [4, 5]. Il y a différentes philosophies des mesures in vivo :

- Le contrôle de qualité du traitement pour chaque patient, permet de détecter les erreurs systématiques ayant pu se produire au cours des différentes étapes de préparation (acquisition des données anatomiques, dosimétrie des faisceaux d'irradiation, calcul de la distribution de la dose, transfert des données et mise en place du patient) [6]. Si les mesures sont faites à chaque séance de traitement, les

erreurs aléatoires au cours des séances peuvent également être détectées (reproductibilité dans la réalisation du traitement) ;

- La mesure de la dose en des points d'intérêt : organes à risque, volume cible.
- Le traitement idéal consisterait à délivrer pour tous les patients une dose égale à la dose prescrite.

#### **I .4 Divers détecteurs utilisés en dosimétrie in vivo :**

Les détecteurs à semi-conducteurs sont les plus couramment utilisés car les plus simples et rapides à mettre en œuvre. La dosimétrie in-vivo peut être bien sûr réalisée au moyen d'autres détecteurs. Certains sont éprouvés depuis longtemps (dosimétrie par radiothermoluminescence) et sont utilisés par ailleurs comme outils de référence. D'autres sont de technologie plus récente (MOSFET, OSL) ou en cours de développement (dosimétrie transit). Leur intérêt est certain, leur mise en œuvre pratique, leurs avantages et inconvénients vont évoluer dans les années à venir.[7]

##### **I .4.1 Dosimétrie par Semi-conducteurs :**

Les diodes semi-conductrices sont aujourd'hui des détecteurs de choix pour la réalisation de la dosimétrie in vivo en raison de leur solidité éprouvée, de leurs qualités dosimétriques, et de leur entretien aisé entre chaque patient.

Les détecteurs à semi-conducteurs ne nécessitent pas une source de tension externe et sont au moins 100 fois plus sensibles que les chambres d'ionisation pour le même volume. L'électromètre associé permet une mesure en temps réel de la dose délivrée ce qui en fait un détecteur de choix pour l'assurance de qualité des traitements par mesures in vivo.

Les diodes silicium sont constituées d'une jonction p-n. Elles peuvent être basées sur des substrats de type p (trous majoritaires) ou de type n (électrons majoritaires). Dans le domaine de la radiothérapie, les diodes sont utilisées en mode passif (sans polarisation durant l'irradiation) en raison des débits de dose importants (qq Gy/min). Dans ce cas, la zone de déplétion est réduite à son épaisseur minimale et la sensibilité minimum. Lors de l'irradiation, des paires électrons / trous sont générées dans la zone de charge d'espace, sont séparées par le champ électrique intrinsèque, et

collectées. Cette collection induit un courant, proportionnel au débit de dose, mesuré via un électromètre.

Les diodes sont très largement utilisées en dosimétrie médicale en raison de leur robustesse et de leur simplicité d'utilisation. L'inconvénient probablement majeur des diodes réside dans la perte de sensibilité avec la dose cumulée. [7]

#### **I .4.2 Dosimétrie par Radio-thermoluminescence (TLD) :**

Les matériaux solides radio-thermoluminescents (RTL) offrent la propriété, lorsqu'ils sont chauffés selon un cycle déterminé, d'émettre une luminescence d'intensité proportionnelle à la dose qu'ils ont reçue. Il s'agit de dosimètres secondaires, nécessitant une procédure d'étalonnage préalable pour accéder à une mesure de dose absolue.

Les dosimètres radio-thermoluminescents sont réutilisables, le composé thermoluminescent pouvant être régénéré à l'aide d'un cycle de chauffage adapté. [7]

Les plus adaptés aux mesures de dose in vivo en radiothérapie sont :

- ⊕ le fluorure de lithium ( LiF ).
- ⊕ le borate de lithium (Li<sub>2</sub>B<sub>4</sub>O<sub>7</sub>).
- ⊕ le sulfate de calcium (CaSO<sub>4</sub>).

#### **I .4.3 Dosimétrie par détecteurs MOSFETS :**

Les détecteurs MOSFET (Métal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor) représentent un développement récent pour la dosimétrie in vivo. Ils ont comme principal avantage leur taille limitée, comparable à ce qu'offrent les TLDs , et le faible nombre de corrections à apporter à leur lecture, comparativement au nombre de facteurs influençant la lecture d'une diode semi-conducteur.

Les dosimètres MOSFET sont des transistors à 4 électrodes (la source, le drain, la grille et le substrat) et se comportent comme des intégrateurs vis-à-vis d'une dose de rayonnements ionisants reçue.

Avant irradiation, le passage du courant entre la source et le drain n'est possible que si une tension seuil  $V(t)$  est appliquée entre les deux autres électrodes du dosimètre (la grille et le substrat).

L'irradiation provoque au sein du dioxyde de silicium l'apparition de paires électron-trou, elles-mêmes venant modifier les propriétés électriques du transistor en élevant la valeur de la tension seuil  $V(t)$ . L'électromètre associé aux dosimètres MOSFET réalise donc la mesure de la variation de  $V(t)$  avant et après irradiation, cette variation étant proportionnelle à la dose reçue. [8]

#### **I .4.4 Détecteurs à luminescence stimulée optiquement (OSL) :**

Outre le phénomène de radiothermoluminescence, apparaît également pour certains matériaux soumis à irradiation le phénomène de luminescence stimulée optiquement (OSL, optically stimulated luminescence). Au même titre que les matériaux radiothermoluminescents, ils ont été à l'origine utilisés pour la datation de sédiments archéologiques. Ils ont ensuite été mis en œuvre dans le domaine de l'imagerie radiologique pour la réalisation des écrans radioluminescents à mémoire venus en remplacement des émulsions photographiques. Leur application en radioprotection est plus récente et ils commencent à être étudiés pour une application clinique en radiothérapie, particulièrement pour la dosimétrie in vivo.

Le capteur OSL le plus couramment utilisé est l'oxyde d'aluminium dopé au carbone ( $Al_2O_3 : C$ ). [9, 10,11]

## **CHAPITRE II**

# **LES SEMI-CONDUCTEURS**

## II.1 Historique :

L'histoire de la physique des semi-conducteurs commence en **1833** avec **M. Faraday** qui remarque que le pouvoir conducteur de certains matériaux augmente avec la température. [12]

## II.2 Phénomène de semi-conduction :

Un semi-conducteur est dit intrinsèque lorsqu'il est pur. Le nombre d'électrons dans la bande de conduction est égal au nombre de trous dans la bande de valence (exemple : silicium ou germanium à l'état pur).

Le silicium est le matériau semi-conducteur le plus utilisé commercialement, du fait de ses bonnes propriétés, et de son abondance naturelle ; ils existent aussi d'autres semi-conducteurs utilisés, comme le Germanium et le Phosphure de Gallium. [12]

Lorsque la température tend vers 0, les corps cristallins se subdivisent essentiellement en 3 groupes selon la théorie des bandes d'énergie :

- Les isolants** : la hauteur de la bande interdite est grande (exemple : pour le diamant égale 6 eV), la bande de conduction est vide puisque les électrons ne peuvent passer de la bande de valence à la bande de conduction, il n'y pas de conduction.

- Les conducteurs métalliques** : la bande de conduction et la bande de valence se chevauchent. Les électrons peuvent passer directement de la bande de valence à la bande de conduction. On obtient des métaux de bons conduction, comme l'Argent ; le Cuivre et l'Aluminium.

- Les semi-conducteurs** : la bande de conduction est vide mais le gap est plus faible (de l'ordre de 1 eV pour le Silicium, 0.66 eV pour le Germanium et 2.26 eV pour le Phosphure de Gallium).Le solide est donc isolant à température nulle, mais une élévation de température permet de faire passer des électrons de la bande de valence à la bande de conduction. La conductivité augmente avec la température c'est la caractéristique d'un semi-conducteur. (*Voir figure 1*).

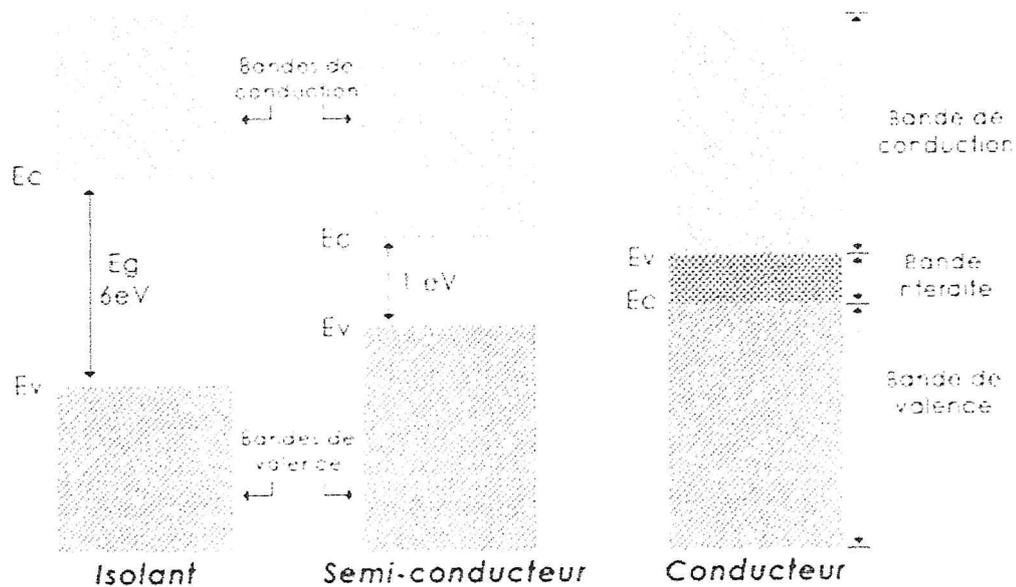


Figure 1 : Schéma théorique établi selon la théorie des bandes d'énergie

Les matériaux ainsi dopés sont appelés semi-conducteurs extrinsèques. La technique du dopage augmente la densité des porteurs à l'intérieur du matériau semi-conducteur. Si elle augmente la densité d'électrons, il s'agit d'un dopage de type N. Si elle augmente celle des trous, il s'agit d'un dopage de type P. On constate deux modèles de dopage :

- ⚡ Dopage type-N
- ⚡ Dopage type-P

### II.2.1 Dopage type -N :

Le dopage de **type N** consiste à augmenter la densité en électrons dans le semi-conducteur intrinsèque. Pour ce faire, on inclut un certain nombre d'atomes riches en électrons dans le semi-conducteur.

Par exemple, dans le cas du silicium (Si), les atomes de Si ont quatre électrons de valence, chacun étant lié à un atome Si voisin par une liaison covalente. Pour doper le silicium en N, on inclut un atome ayant cinq électrons de valence, comme ceux de la colonne V de la table périodique: le **phosphore, l'arsenic ou l'antimoine**.

Cet atome incorporé dans le réseau cristallin présentera quatre liaisons covalentes et un électron libre. Ce cinquième électron, qui n'est pas un électron de liaison, n'est que faiblement lié à l'atome et peut être facilement excité vers la **bande de conduction**. Comme l'excitation de ces électrons ne conduit pas à la formation de trous dans ce genre de matériau, le nombre d'électrons dépasse de loin le nombre de trous. Les électrons sont des porteurs majoritaires et les trous des porteurs minoritaires. Donc les atomes à cinq électrons ont un électron supplémentaire à « donner », ils sont appelés atomes donneurs (*voir figure 2*). [12,13]

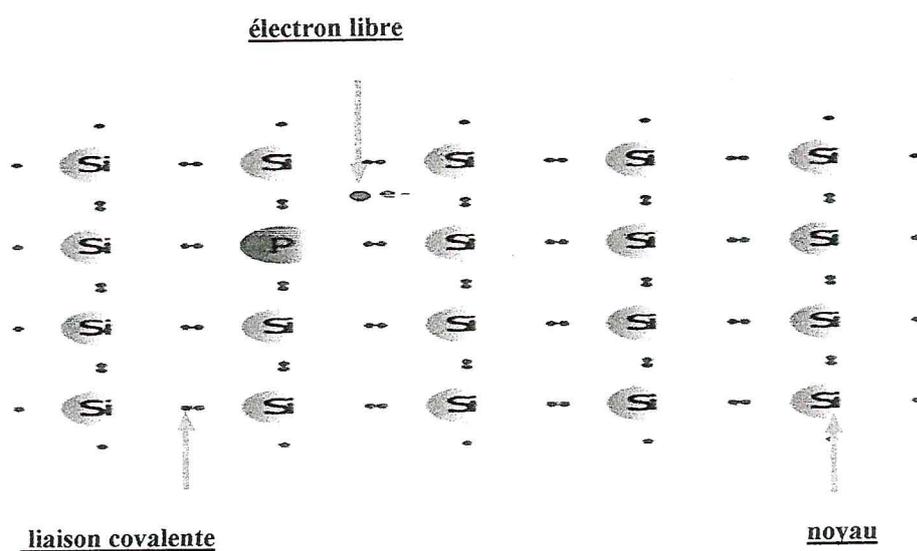


Figure 2 : Dopage Type N

### II.2.2 Dopage type-P :

Le dopage de **type P** consiste à augmenter la densité en trous dans le semi-conducteur intrinsèque. Pour ce faire, on inclut un certain nombre d'atomes pauvres en électrons dans le semi-conducteur afin de créer un excès de trous. Dans l'exemple du silicium, on inclura des impuretés (un atome trivalent) comme le **Bore**, **Gallium** ou l'**Indium** (colonne III du tableau périodique), généralement un atome de **bore**. Cet atome n'ayant que trois électrons de valence, il ne peut créer que trois liaisons covalentes avec ses quatre voisins créant ainsi un trou dans la structure, trou qui pourra être rempli par un électron donné par un atome de silicium voisin, déplaçant ainsi le trou. Quand le dopage est suffisant, le nombre de trous dépasse de loin le

nombre d'électrons. Les trous sont alors des porteurs majoritaires et les électrons des porteurs minoritaires (voir figure 3) .[12,13]

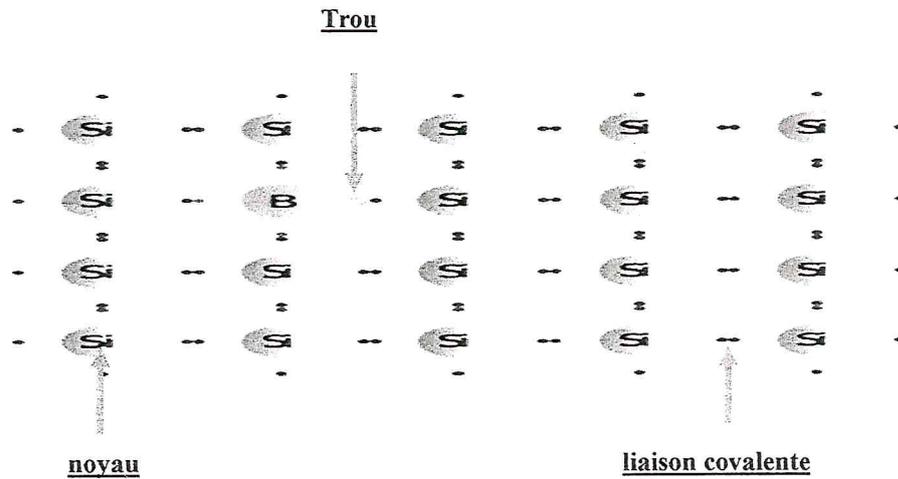


Figure 3 : Dopage Type P

### II .3 Jonction p-n d'une diode :

La diode est un dispositif qui laisse passer le courant électrique dans un sens, mais bloque le courant dans l'autre sens. Elle est formée par l'union de 2 semi-conducteurs l'un dopé de type p et l'autre dopé de type n. La zone de contact entre les 2 types de semi-conducteurs dopés s'appelle jonction.

Lorsque le pôle positif d'une source de courant est relié au semi-conducteur p et le pôle négatif de la source est relié au semi-conducteur n, les porteurs de charges (électrons et trous) migrent dans les 2 types de semi-conducteurs vers la jonction. Au niveau de la jonction, les électrons se combinent aux trous : le courant électrique passe (voir figure 4).

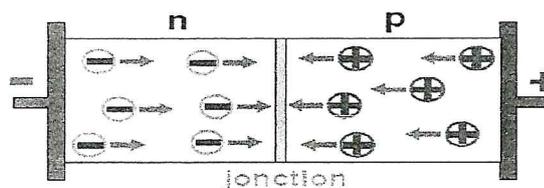
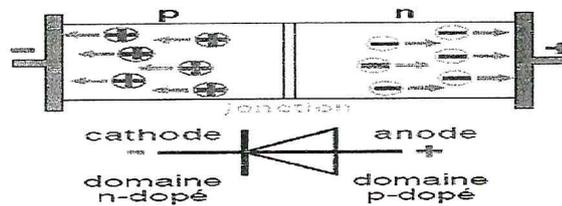


Figure 4 : Jonction P-N

Lorsque la source de courant est reliée à la diode en sens inverse, les porteurs de charges s'éloignent des deux côtés de la jonction qui, alors dépeuplée de charges, devient non-conductrice donc le passage du courant est bloqué.

Dans les circuits électroniques, la diode est schématisée par le symbole (voir figure 5) :



**Figure 5 : Symbole électronique**

La flèche traduit le sens du passage du sens conventionnel (de + vers -) du courant électrique (voir figure 5). [14]

# CHAPITRE III

## MATERIELS ET METHODES

### **III.1 INTRODUCTION :**

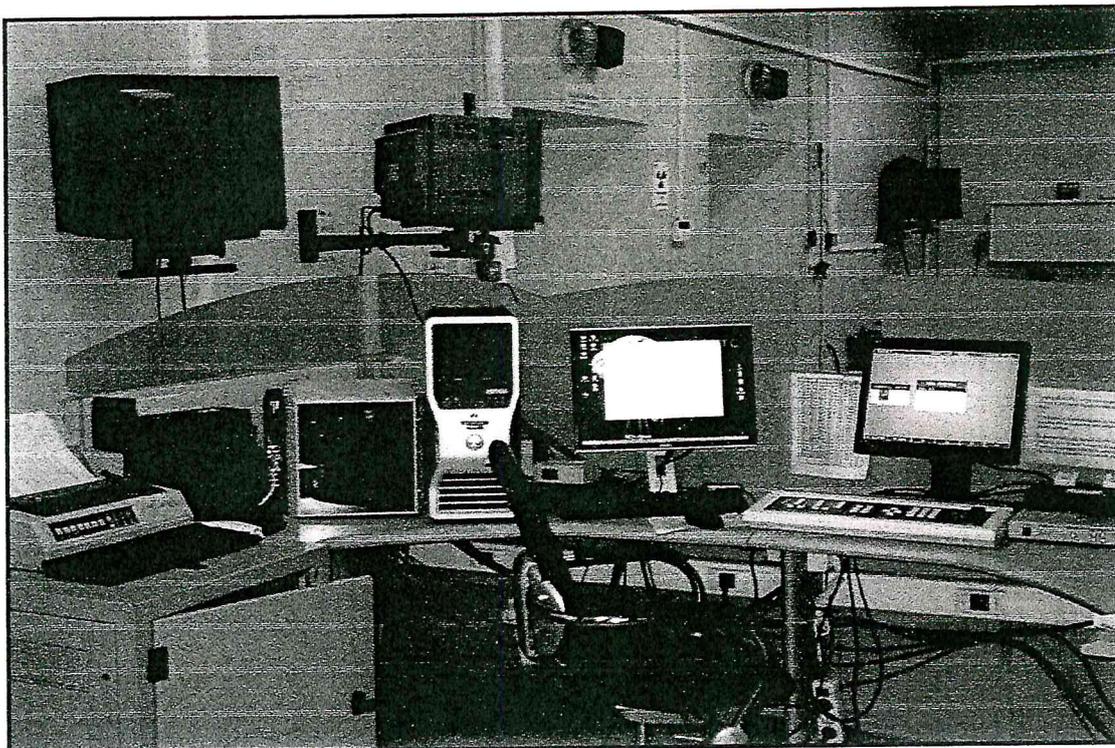
En vue de mettre en place la dosimétrie in vivo dans le service de radiothérapie oncologie du centre anti cancer de Blida et de répondre à des critères supplémentaires de sécurité de traitement des patients, nous avons mené une étude sur la réponse de dosimétrie in vivo, de semi conducteur de type -n (diode de QED SUN NUCLEAR) ,pour un faisceau de photons 6MV en fonction de différentes paramètres(Taille de champ, DSP, Direction, Linéarité ,Reproductibilité, Température ,Débit de dose et Filtre en coin ) ,en comparaison avec une chambre d'ionisation .

Des facteurs correctifs peuvent être ensuite appliqués dans les mesures de dose pour des traitements classiques des deux localisations (ORL, tumeurs cérébral).

### **III .2 MATERIELS UTILISES :**

Les manipulations étaient effectuées sur un accélérateur linéaire 2100C. Elles consistaient, à déterminer la réponse d'une diode semi-conductrice en fonction des différents paramètres d'influence, dans un fantôme PMMA équivalent eau, dans les conditions de référence (ce qui revient à corrélérer la valeur de la dose de référence à l'indication du moniteur).

Les mesures étaient effectuées dans les conditions atmosphériques (température et pression) à l'aide d'une chambre d'ionisation associée à un électromètre. Tous les manipulations étaient reliées au pupitre de commande de la salle de traitement (*voir figure 6*) .



**Figure 6 : Pupitre de commande**

### **III.2.1 Accélérateur Linéaire 2100 C (VARIAN) :**

C'est un appareil utilisé en radiothérapie pour délivrer des rayonnements ionisants détruisant les tissus cancéreux.

Le bloc d'alimentation de l'accélérateur linéaire (*voir figure 7*) fournit la tension au modulateur qui est la pièce s'occupant de la formation de l'onde électromagnétique. Le magnétron ou le klystron a pour but d'amplifier l'onde électromagnétique qui est ensuite envoyée dans le guide d'onde. La synchronisation entre l'onde électromagnétique et les électrons qui sont envoyés par le canon à électrons. Ils doivent arriver en phase avec l'onde électromagnétique pour la chevaucher tout le long du tube d'accélération. Ce dernier est constitué de plusieurs cavités permettant aux électrons et à l'onde électromagnétique d'être en phase.

Le faisceau d'électrons est accéléré et guidé par des lentilles magnétiques, en ligne droite, le long d'un « canon » à électrons. Il est utilisé directement après avoir été élargi et égalisé sur une cible en métal de numéro atomique élevé de façon à créer des rayons X.

Dans la salle de traitement, la tête d'irradiation est fixée à la partie fixe (statif) de l'appareil et pivote de 360° autour d'un axe horizontal, ce qui permet de traiter les malades couchés sur la table de traitement avec plusieurs faisceaux de directions différentes. Le faisceau de photon de haute énergie, agissent sur les cellules cancéreuses.

Les rayons X de 4 à 6 MV pénètrent peu dans le corps et sont donc adaptés au traitement des tumeurs peu profondes (sein, cerveau,... etc.).

Les rayons X de 10 à 25 MV, adapté au traitement des tumeurs profondes (thorax, le bassin,... etc.).

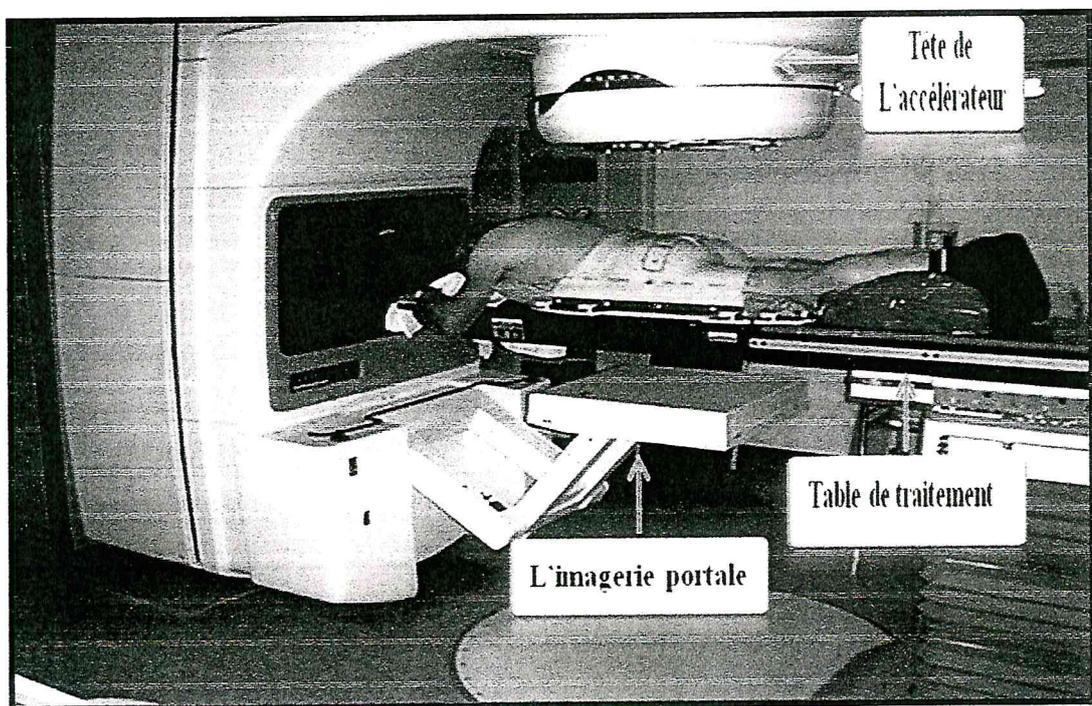


Figure 7 : L'Accélérateur Linéaire 2100 c

### III.2.2 Diode QED et leurs accessoires :

Détecteur Semi-conducteur QED type-n, avec un capuchon de buildup en laiton (cuivre jaune) .Il est associé à un électromètre (accessoire) et utilisé directement sur la peau du patient pour la mesure in vivo. (Voir figure 8),

#### Caractéristiques :

- Détecteur de (6 – 12) MV (Photon) , totale buildup 1.82 cm en cuivre,3metre
- Négative output : Numéro de série : 4953601 ; P/N : 115000-2 .

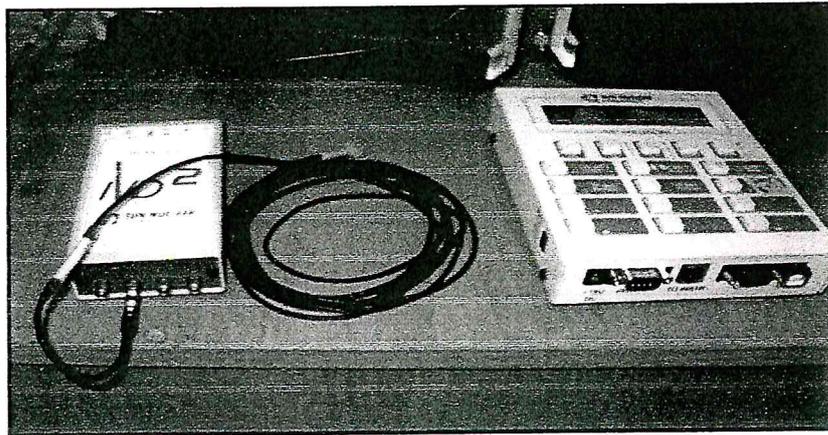


Figure 8 : Diode QED type-n et leurs accessoire

### III.2.3 Chambre d'ionisation :

La chambre d'ionisation NE Farmer 2571 de  $0,6 \text{ cm}^3$  à paroi d'air, est un appareil portatif constituée par un volume généralement cylindrique. Elle est généralement utilisée en dosimétrie clinique pour les faisceaux de photons. Elle doit être munie d'un capuchon de buildup . (Voir figure 9)

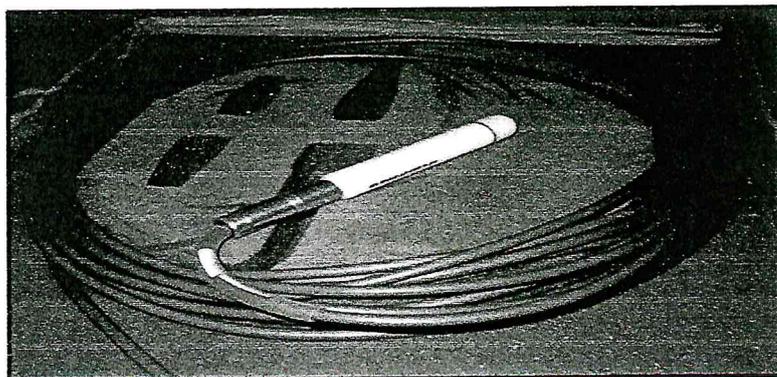


Figure 9 : Chambre d'ionisation cylindrique

### III.2.4 Thermomètre électronique:

Thermomètre électronique à affichage digital, il fonctionne avec une pile .Il contient une sonde en acier inoxydable, de longueur égale 100 mm, avec câble de 1mètre. Il est idéal pour la vérification de la température pendant l'étalonnage dans l'eau et dans l'air. (Voir figure 10)

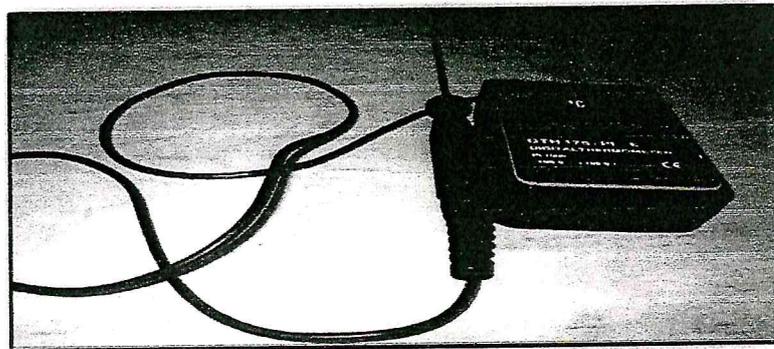


Figure 10 : Thermomètre

### III.2.5 Baromètre :

Baromètre électronique et portatif à affichage digital, il mesure la pression atmosphérique pour les deux milieux l'air et l'eau. (Voir figure 11)

#### Caractéristiques :

- Type : 00.04853.195000 ; Numéro de série : 740228.0001
- Pression max : 4375 mbar

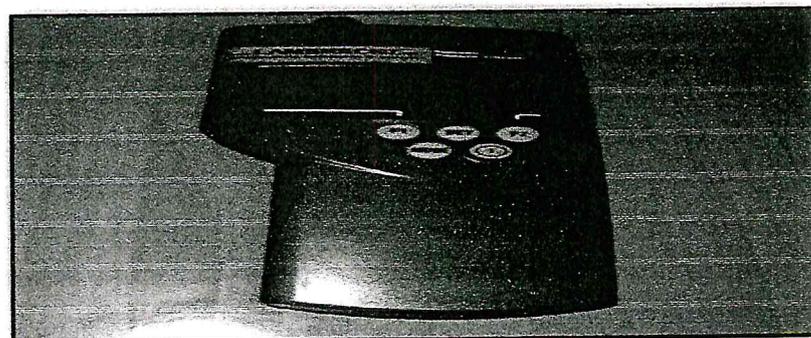


Figure 11 : Baromètre portatif

### III.2.6 Fantôme en PMMA :

Le fantôme PMMA est un matériau pouvant absorber et diffuser le faisceau de photon X de la même façon que le tissu. Ce fantôme doit donc avoir des densités électroniques et volumiques qui se rapprochent de celles des tissus. (Voir figure 12)

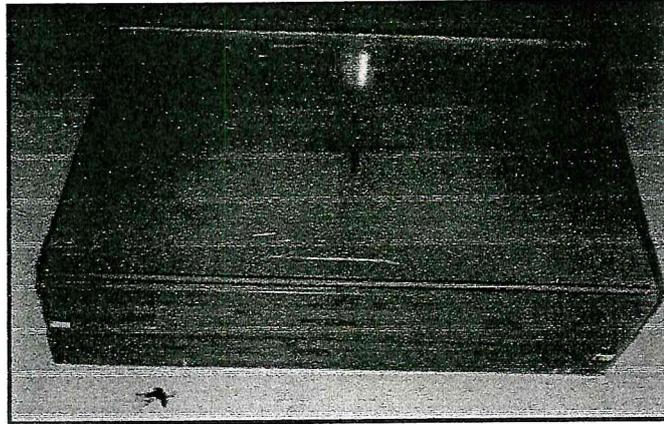


Figure 12 : Fantôme en PMMA

### III.2.7 Electromètre :

La charge produite dans une chambre d'ionisation est extrêmement faible, sa mesure exige un dispositif très sensible appelé électromètre.

Un électromètre (PTW T10002 -20714) , possède un affichage numérique et avoir un pouvoir de résolution de quatre chiffre .(Voir figure 13)

Il conforme aux normes suivantes :

- ⚡ Haute précision, excellente résolution ;
- ⚡ Alimentation haute tension (0 à  $\pm 400$ ) V par incréments de  $\pm 50$  V ;
- ⚡ Mesure simultanée de la dose intégrée (ou la charge) et du débit de dose (ou le courant).



Figure 13 : Electromètre

### III.2.8 Filtre en coin :

Le filtre en coin est une pièce en plomb ou en acier, taillée en forme d'un triangle et placée dans le faisceau de photon pour générer un gradient d'intensité de radiations. C'est le principal modificateur de la distribution de doses pour des faisceaux de photons. L'utilisation clinique de ce filtre est limitée aux dimensions de champ inférieures au max du champ choisi pour les surfaces inclinées (Traitements des tumeurs ORL, Sein). (Voir figure 14)

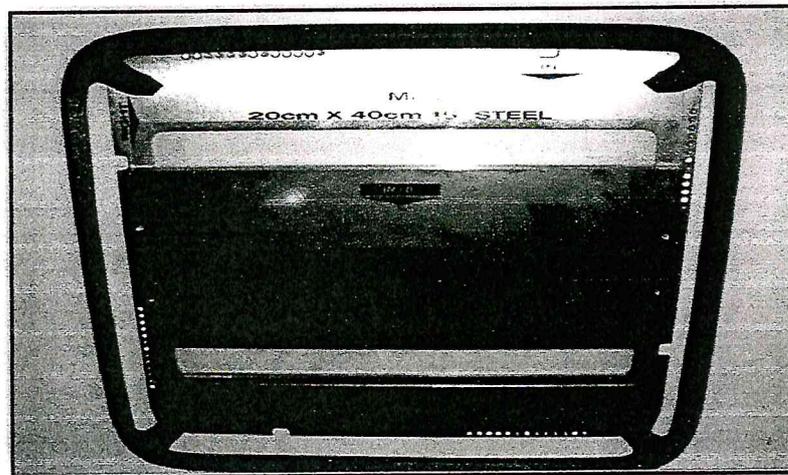
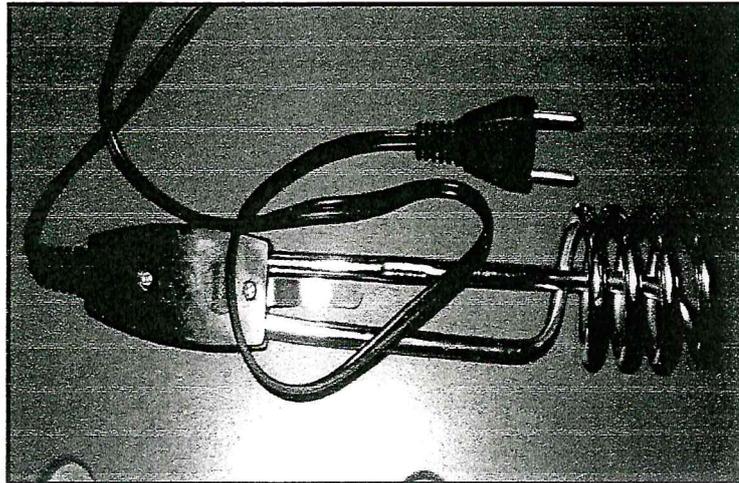


Figure 14 : Filtre en coin

### III.2.9 Thermoplongeur :

Le thermoplongeur est un dispositif permet de chauffer les liquides (eau, huile, solution chimique). Il est principalement constitué d'une résistance chauffante électrique, protégée par un simple ou double blindage métallique en alliage bon conducteur de chaleur et résistant à la corrosion (acier spécial, inox ou alliage à base de cuivre). A immerger tout simplement dans un conteneur rempli de liquide comme le fantôme d'eau. (*voir figure 15*)



**Figure 15 : Thermoplongeur**

### III.3 METHODES:

#### III.3.1 Equation d'étalonnage et les différentes corrections liées à la chambre d'ionisation :

L'étalonnage du détecteur à semi-conducteur est basé sur l'équation (1), pour la conversion de milieu eau  $Z'_{EAU}$  à milieu plexiglas  $Z'_{PMMA}$  tissu équivalent.

**EAU** : milieu le plus proche des tissus, puisque le corps humaine est composée de 70% d'eau. La composition d'eau simple et facile à reproduire ; donc les propriétés dosimétriques similaires pour un faisceau des rayons X quelque soit leur énergie.

**PMMA** : Poly Méthacrylate de Méthyle souvent abrégé en **PMMA**, est un thermoplastique transparent dont le monomère est le méthacrylate de méthyle . Ce polymère est plus connu sous son premier nom commercial de **Plexiglas**.

$$Z'_{EAU} = \frac{\rho_{PMMA}}{\rho_{EAU}} \left[ \left( \frac{Z}{A} \right) \right]_{EAU}^{PMMA} Z'_{PMMA} \quad (1)$$

Avec :

- $\rho_{PMMA}$  : densité du plexiglas (1.19 g/cm<sup>3</sup>)
- $\rho_{EAU}$  : desité d'eau (1g/cm<sup>3</sup>)
- A : la masse molaire ( $A_{eau} = 18$  g/mol,  $A_{PMMA} = 100.115$  g/mol)
- Z : numéros atomique ( $Z_{eau} = 10$  ,  $Z_{PMMA} = 54$ )

$$\left[ \left( \frac{Z}{A} \right) \right]_{EAU}^{PMMA} = \frac{\left( \frac{Z}{A} \right)^{PMMA}}{\left( \frac{Z}{A} \right)^{EAU}} = \frac{\left( \frac{54}{100.115} \right)}{\left( \frac{10}{18} \right)} = \frac{0.5393}{0.5555} = 0.9708$$

$$\text{Donc : } Z'_{EAU} = 1.19 * 0.9708 * Z'_{PMMA}$$

La Chambre d'ionisation est étalonnée dans un fantôme d'eau à une profondeur maximale  $Z'_{Max} = 1.5$  cm, pour un faisceau de photon X d'énergie égale 6 MV, taille du champ égale 10 cm x10cm, et un DSP égale 100cm.

$$\text{Donc : } Z'_{\text{PMMA}} (6 \text{ MV}) = \frac{1.5}{1.19 * 0.9708} = 1.3 \text{ cm}$$

La chambre d'ionisation est calibrée dans un fantôme en plexiglas (PMMA) à une profondeur maximale  $Z'_{\text{Max}} = 1.3 \text{ cm}$ , pour un faisceau de photon X d'énergie égale 6 MV, taille du champ égale 10 cm x 10 cm, et un DSP égale 100 cm.

Le débit de référence (voir équation (2)) égal à la lecture moyenne, corrigée par rapport les effets de température, pression, polarité, et recombinaison, multipliée par le facteur d'étalonnage ( $N_{D,w}$ ) en terme de dose absorbée dans l'eau délivré par un laboratoire primaire. [15]

$$L_{\text{réf}} = N_{D,w} \times L_{\text{corrigé}} \quad (2)$$

Avec  $N_{D,w} = 4.534 \text{ cGy} / \text{nC}$

Le facteur de correction  $k_{TP}$  tient compte, dans le cas des chambres d'ionisation non étanches à l'air, de l'influence de la pression  $p$  et de la température  $T$  de l'air sur la densité de l'air dans le volume de mesure de la chambre.

Dans le cas où la pression ou la température de l'air diffèrent des conditions de référence, la lecture du dosimètre doit être corrigée par le facteur  $k_{TP}$  (voir équation(3)) :

$$K_{TP} = \frac{T \times P_0}{T_0 \times P} \quad (3)$$

Avec  $K_{TP} = 1.016$

Les conditions de référence sont  $T_0 = 20^\circ\text{C}$  et  $P_0 = 1013.25 \text{ hPa}$ . Les facteurs d'étalonnage de la chambre d'ionisation se réfèrent à ces valeurs. [15]

**T** : est la température absolue (en °C) dans le volume de mesure de la chambre

**P** : la pression d'air (en hecto Pascale) au point de mesure

Les **pertes de charge** due à la recombinaison des ions à l'intérieur du volume sensible de la chambre d'ionisation doivent être faibles dans les conditions usuelles d'utilisation. Cet effet dépend de la géométrie de la chambre, de la tension de polarisation appliquée et de la densité volumique des charges produites par le rayonnement. Il s'agit donc de déterminer l'efficacité de collection de la chambre, c'est-à-dire le rapport du nombre d'ions collectés à celui des ions produits par l'irradiation dans la cavité de la chambre.

Dans le cas de faisceaux pulsés et/ou balayés, le débit de dose durant un pulse est relativement élevé, par conséquent, la recombinaison peut être significative. Pour prendre en compte ce phénomène, il est recommandé d'utiliser comme dans les protocoles de dosimétrie AIEA [15,16]. (Voir équation (4)).

$$K_{\text{rec}} = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (4)$$

Avec:  $K_{\text{rec}} = 1.005$

Cette méthode est connue sous le nom de méthode de « 2 voltage ». Le principe étant la mesure des charges collectées  $M_1$  et  $M_2$  pour deux tensions appliquées  $V_1$  et  $V_2$  et pour les mêmes conditions d'irradiation. Le rapport  $V_1/V_2$  doit être supérieur ou égal à 3 et  $V_2$  supérieur ou égal à 30 Volt.

**L'effet de polarité** se manifeste par une différence entre les valeurs absolues des courants d'ionisation mesurés, dans les mêmes conditions d'irradiation, avec une tension positive puis négative et égale en valeur absolue.

Une méthode simple pour tenir compte de cet effet consiste, à chaque fois, à faire deux mesures, l'une en polarité positive, l'autre en polarité négative, et à prendre la moyenne arithmétique des valeurs absolues des charges  $M_+$  et  $M_-$  obtenues. [16]

Cette méthode revient à considérer que le facteur de correction relatif à l'effet de polarité équation (5) est égal à  $K_{\text{pol}} = 1.001$ .

$$K_{\text{Pol}} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2 |M|} \quad (5)$$

**M** : représente la réponse de l'instrument de mesure pour la polarité de la tension appliquée (supposée être la même que celle utilisée lors de l'étalonnage). Le changement de polarité entre les mesures nécessite d'attendre la stabilisation de la chaîne de mesure.

### III.3.2 Etalonnage de la diode en dose à la profondeur maximale :

La méthode la plus répandue et la mieux décrite dans la littérature [17] est celle d'un étalonnage pour une mesure de dose à la profondeur du maximum, c'est-à-dire à la profondeur de mise en équilibre électronique ( $Z_{\text{max}}$ ).

L'étalonnage de la diode est réalisé par rapport à un dosimètre de référence chambre d'ionisation cylindrique **NE Farmer 2571** de **0,6 cm<sup>3</sup>** placée dans un fantôme (des plaques en plexiglas contient une plaque trouée).

La diode est placée sur la surface du fantôme à une distance égale **2cm** par rapport au centre du fantôme (voir *Figure 16*), dans un point de référence de la chambre situer sur l'axe central du faisceau, perpendiculaire à l'axe, distance source- surface du fantôme égale à **100 cm** et la taille de champ au niveau de la surface du fantôme égale à **10cm x 10cm** (voir *Figure 17*)

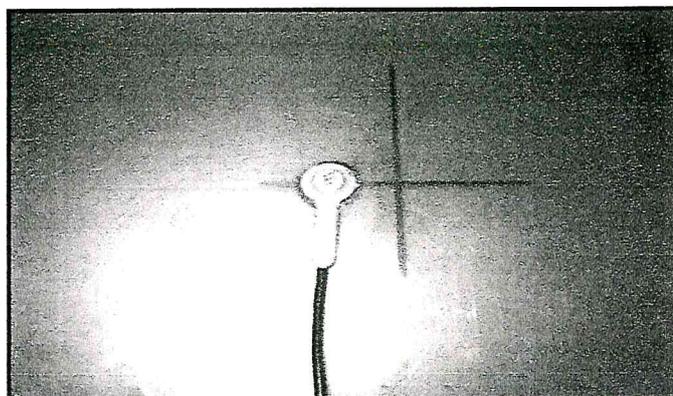


Figure 16 : La position de la diode à 2cm par rapport au centre du fantôme

La diode à semi-conducteur SUN NUCLEAR de type n (diodes QED) reliée à l'électromètre a été étudiée. La diode dispose d'un capuchon d'équilibre électronique d'épaisseur égale **1.82 cm** en laiton (cuivre jaune). La sensibilité est d'environ **32Nc/Gy** donné par le constructeur avec une surface de détection de **0.66 mm<sup>2</sup>**. Elle est étalonnée avec un faisceau de photon d'énergie **6MV** ( $\text{TPR}_{20/10} = 0.671$ ) d'un accélérateur linéaire 2100 C, pour un champ **10x10cm** à **DSP=100cm**, un débit **400UM/min** et une température de la pièce (environ **20.5C°**) posée sur un ensemble de plaque en plexiglas, le signal mesurée est calibré de manière à ce que l'électromètre affiche **1Gy** dans les conditions d'étalonnage. La diode est utilisée de façon à ce que, lorsqu'elle est positionnée sur la surface d'entrée, le signal affiche par l'électromètre reflète la dose au maximum, soit la dose à **1.5cm** de profondeur pour ce faisceau.

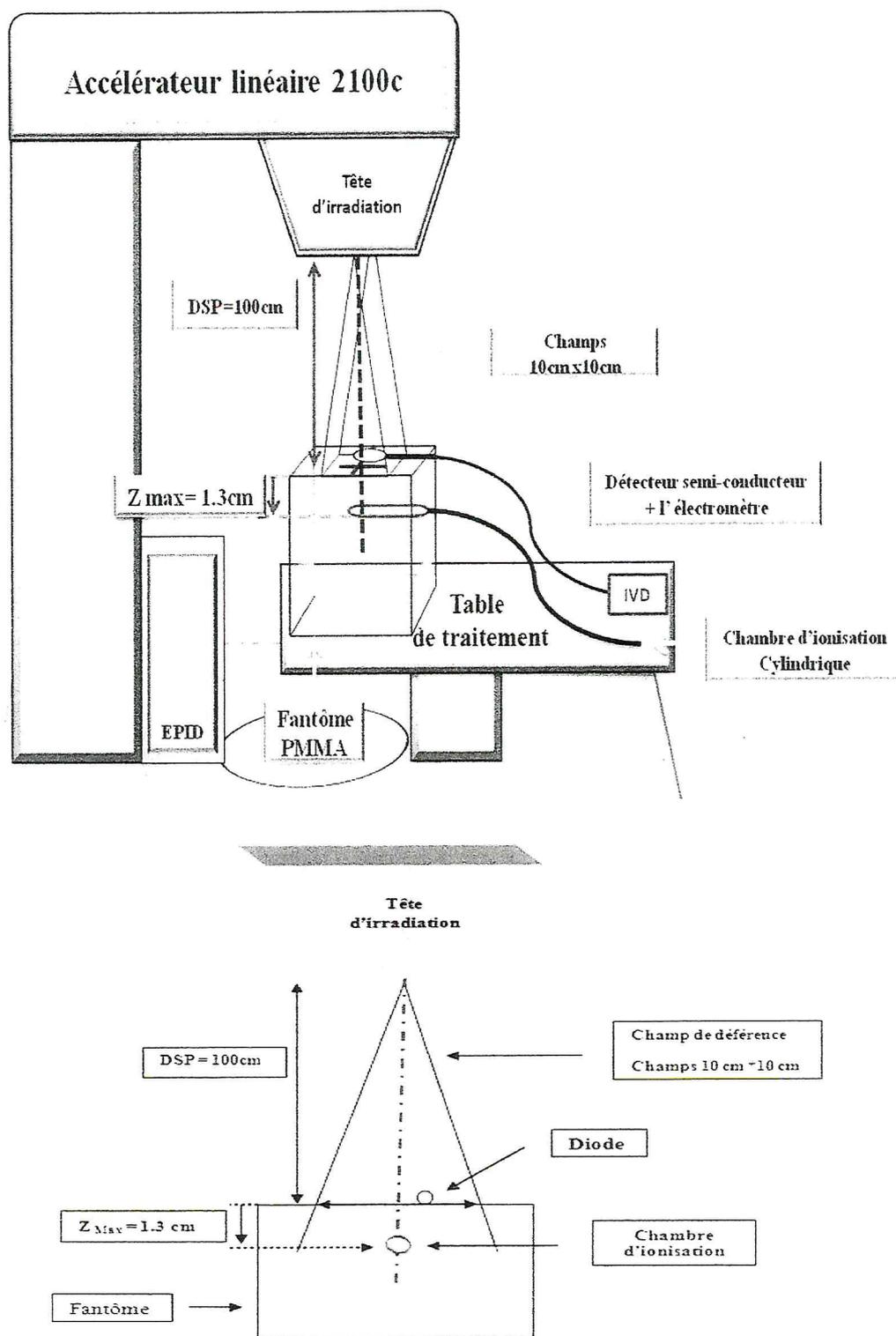


Figure 17 : L'étalonnage d'un détecteur semi-conducteur (diode) par rapport à la chambre d'ionisation (dosimètre de référence)

L'étalonnage consiste à comparée le signal produit par la diode semi-conductrice en surface du fantôme à celui produit par le dosimètre de référence à  $Z_{\max}$  dans le fantôme dans des conditions d'irradiation de référence. Cette procédure est valable pour des doses donnée au  $c$  Gy. Ainsi on minimisera significativement l'influence des variations de sensibilité liées aux paramètres géométriques du traitement.

Il est ensuite nécessaire d'appliquer un ensemble des facteurs correctifs après avoir vérifié la linéarité et la reproductibilité de la diode pour les même conditions d'irradiation de référence.

Les Facteurs correctifs sont :

- ✦ Distance Source Peau ( $FC_{DSP}$ ) ;
- ✦ Taille de Champ ( $FC_C$ ) ;
- ✦ L'Angle d'incidence du bras ( $FC_A$ ) ;
- ✦ Température d'étalonnage ( $FC_T$ )
- ✦ Filtre en coin ( $FC_F$ )
- ✦ Débit de dose ( $FC_D$ )

### III.3.2.1 Linéarité et Reproductibilité :

Nous avons procédé une série de mesure avec une exposition de la diode allant de 50 UM à 400 UM nous avons ainsi pu vérifier la linéarité de la diode sur sa gamme d'utilisation (voir *Tableau 1*).

Pour étudier la reproductibilité (**test de stabilité**) de la diode, nous avons délivré 100UM et relevé le signal mesuré sur une série de 16 mesures. Nous avons utilisées *tableau 2*, Pour déterminé la moyenne et l'écart type.

Après avoir vérifié ces deux paramètres de la réponse de la diode, nous avons déterminé des facteurs de correction à appliquer, lorsque les conditions de mesure s'éloignent des conditions d'étalonnage.

### III.3.2.2 Débit de dose (D):

La diode est placée dans les conditions d'étalonnage, et exposée à 100UM avec un débit 80 à 400UM/min (voir *tableau 3*) .On relève alors la réponse de la diode à ces différentes expositions.

Le facteur de correction de débit (voir *équation (6)*) est défini comme le rapport entre la réponse à un débit de référence égale 400UM/min sur la réponse de la diode à un débit D.

$$FC = \frac{S_{diode,400}}{S_{diode,D}} \quad (6)$$

### III.3.2.3 Taille du champ (C):

La diode de type -N est placée à une DSP =100cm sur des plaques de plexiglas (Conditions d'étalonnage).Elle sont irradiées à 100 UM pour des tailles de champs allant de 4cm x 4cm à 20cm x 20cm au niveau de la diode (*voir tableau 3*).

Le facteur de correction du champ (*voir équation (8)*) est défini comme le rapport de la lecture de la chambre d'ionisation normalisée au champ de référence sur la réponse de la diode normalisée au même champ de référence (*voir équation (7)*) pour une même énergie E :

$$\mathbf{OF} = \frac{\mathbf{L} (Z_{\max}, \mathbf{C}, \mathbf{E})}{\mathbf{L} (Z_{\max}, 10\text{cm} \times 10\text{cm}, \mathbf{E})} \quad (7)$$

$$\mathbf{FC}_{\text{DSP}} = \frac{\mathbf{OF}_{\text{CI}}}{\mathbf{OF}_{\text{DI}}} \quad (8)$$

#### III.3.2.4 Distance source peau (DSP) :

La diode est placée sur des plaques de plexiglas avec un champ  $10 \times 10 \text{cm}^2$  définie à la surface des plaques (afin d'avoir un volume diffusant équivalent pour chaque DSP) , après on fait varier la DSP allant de 85cm jusqu'à 120cm (voir tableau 5) .

Le facteur de correction du DSP (voir équation (10)) est défini comme le rapport de la lecture de la chambre d'ionisation normalisée au DSP de référence sur la réponse de la diode normalisée au même DSP de référence (voir équation (9)) pour une même énergie E:

$$\mathbf{OF} = \frac{\mathbf{L}(\mathbf{Z}_{\max}, \mathbf{DSP}, \mathbf{E})}{\mathbf{L}(\mathbf{Z}_{\max}, 100\text{cm}, \mathbf{E})} \quad (9)$$

$$\mathbf{FC}_{\mathbf{DSP}} = \frac{\mathbf{OF}_{\mathbf{Cl}}(\mathbf{Z}_{\max}, \mathbf{DSP}, \mathbf{E})}{\mathbf{OF}_{\mathbf{diode}}(\mathbf{Z}_{\max}, \mathbf{DSP}, \mathbf{E})} \quad (10)$$

### III.3.2.5 Obliquité ( $\theta$ ):

La diode est placée à une DSP de 100cm avec un champ de 10x10cm<sup>2</sup> sur des plaques de plexiglas. Nous avons délivré 100UM sur le pupitre de commande pour des positions de bras de VARIAN allant de 90° à -90° (Figure 18), para port à la détecteur semi-conducteur.

Le facteur de correction d'obliquité (voir équation (11)) est défini comme le rapport du signal mesurée par la diode pour un angle  $\theta$  sur le signal mesurée avec un bras à 0° (voir tableau 7).

$$FC \theta = \frac{S_{diode,\theta}}{S_{diode,0^\circ}} \quad (11)$$

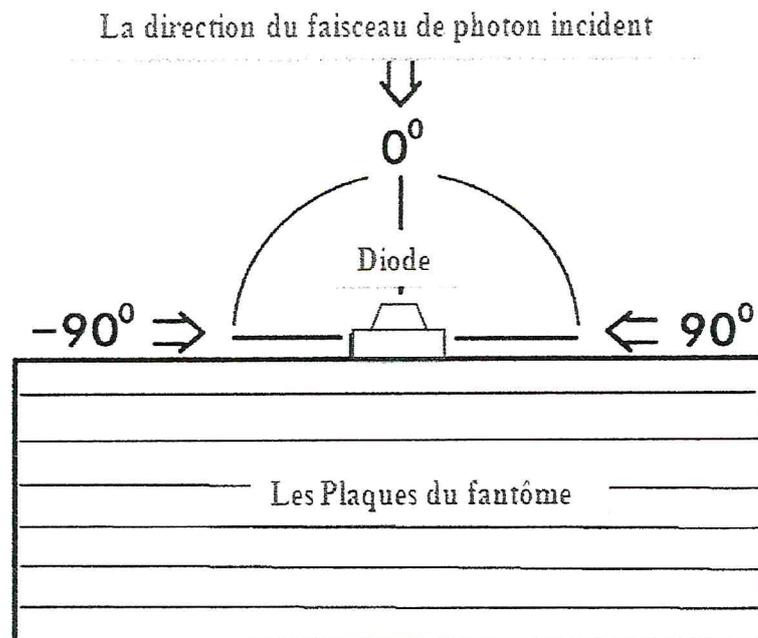


Figure 18 : Test d'Obliquité avec l'angulation du bras de l'accélérateur linéaire.

### III.3.2.6 Température d'étalonnage (T) :

La diode est placée sur une paroi d'une cuve à eau (voir figure 19) avec une paroi à 30° (eau à 33°), on délivre 100 UM à différents instant t de t=0 à t=20 min et on relève pour chaque irradiation le signal mesurée par la diode .

Le facteur de correction de la température (voir équation (12)) est défini comme le rapport de la réponse de la diode à la température T sur la réponse de la diode à la température T = 20.5 C° (voir Tableau 8).

$$FC_T = \frac{S_{diode,T}}{S_{diode,20.5\text{ C}^\circ}} \quad (12)$$

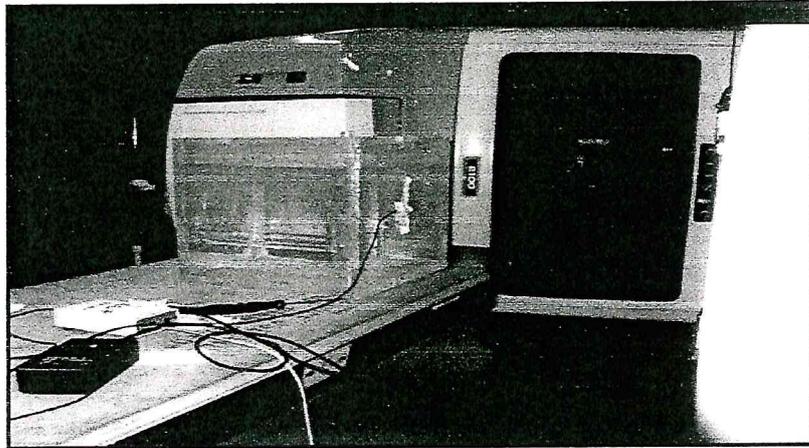


Figure 19 : Positionnement de la diode sur une paroi de cuve à eau

### III.3.2.7 Filtre en coin (F):

On place l'accessoire filtre en coin (voir Figure 14, 20) sous la tête d'irradiation, on met la diode sur le centre du croisements (voir Figure 21), Cette manipulation est faite pour des différents filtres en coin  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  et  $60^\circ$  (Voir tableau 10).

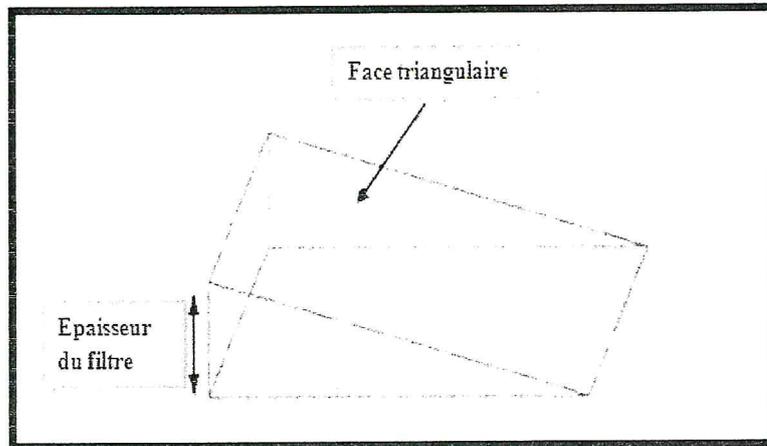


Figure .20: Filtre en coin métallique

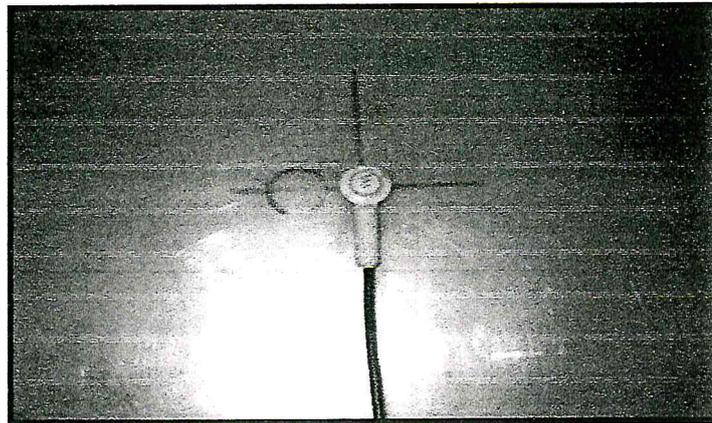


Figure .21 : Diode au centre du fantôme

Le Facteur de correction d'un filtre en coin (*voir équation 14*) est défini comme le rapport de la lecture de la chambre d'ionisation avec filtre normalisée à la lecture sans filtre sur la réponse de la diode avec filtre normalisée à la réponse sans filtre (*voir équation (13)*) pour les mêmes conditions d'irradiations (*voir Tableau 10*).

$$\mathbf{OF} = \frac{\mathbf{L} \text{ (avec filtre)}}{\mathbf{L} \text{ (sans filtre)}} \quad (13)$$

$$\mathbf{FC}_F = \frac{\mathbf{OF}_{CI}}{\mathbf{OF}_{diode}} \quad (14)$$

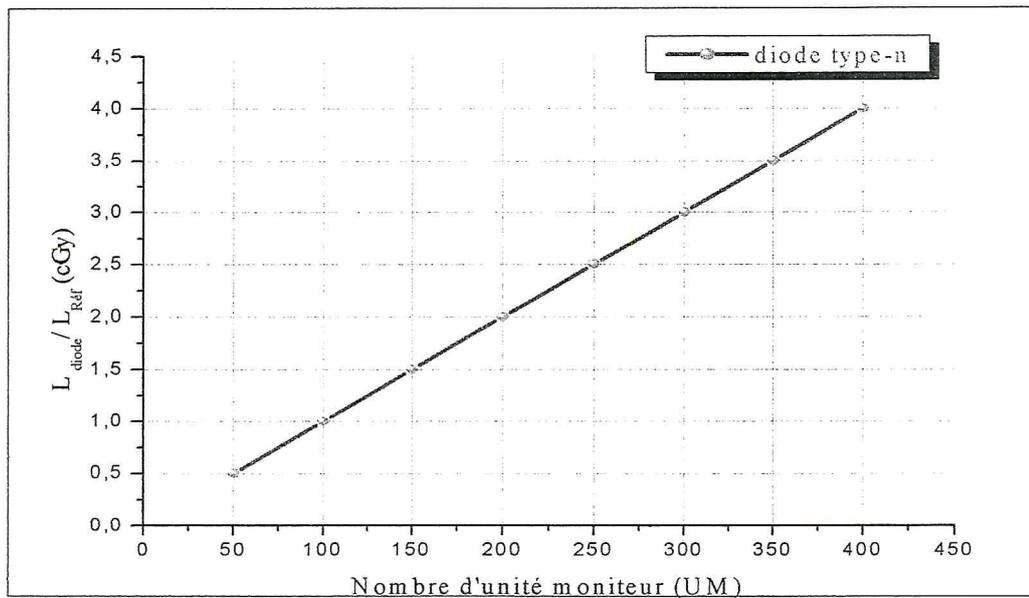
### III.4 RESULTATS

#### ✚ Linéarité et Reproductibilité :

Tableau 1 : Normalisation de  $L_{\text{diode}}$  par rapport  $L_{\text{réf}}$

Nombre UM	$L_{\text{diode}}$ (c Gy)	$L_{\text{diode}} / L_{\text{réf}}$
50	50.2	0.498
100	100.7	1.000
150	151.2	1.501
200	201.9	2.004
250	252.4	2.506
300	302.9	3.007
350	354.0	3.515
<b>Réf 400</b>	<b>404.0</b>	<b>4.012</b>

Figure 22: Linéarité



**Tableau 2 :** La reproductibilité de la dose

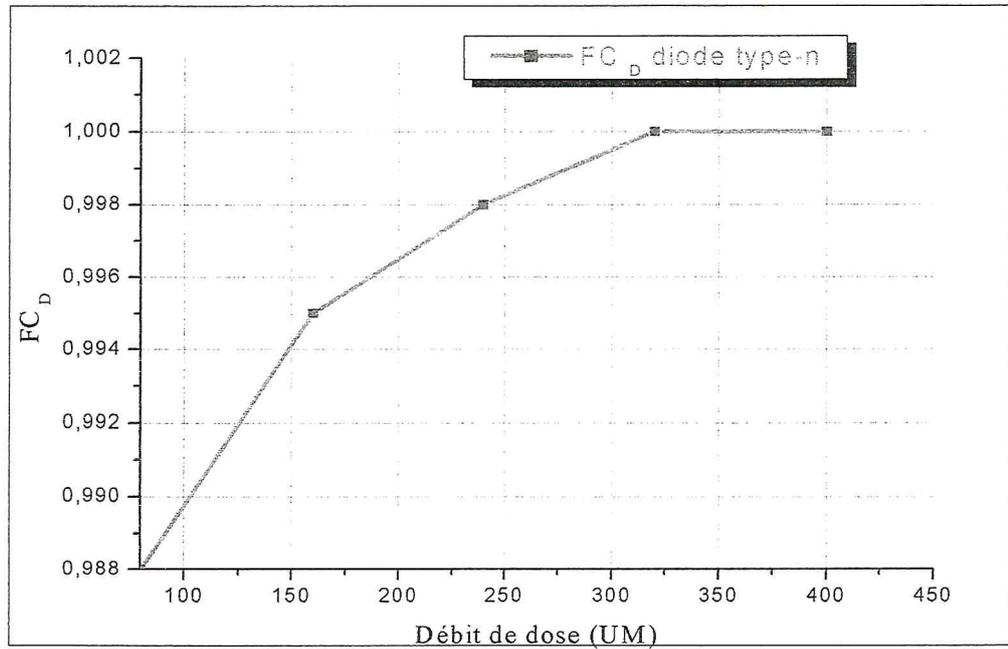
<b>Lectures de la diode ( c Gy)</b>			
100.8	100.8	100.9	100.9
100.6	100.6	100.7	100.7
100.9	100.8	100.9	100.8
100.8	100.9	100.7	100.7

✦ **FC<sub>D</sub> de débit de dose :**

**Tableau 3 :** Variation de FC en fonction du débit de dose

<b>Débit (UM)</b>	<b>S<sub>diode,D</sub> (cGy)</b>	<b>FC<sub>D</sub></b>
80	101.8	0.988
160	101.1	0.995
240	100.8	0.998
320	100.6	1.000
<b>Réf 400</b>	<b>100.6</b>	<b>1.000</b>

**Figure 23** : Facteur de correction lié à la variation du débit de dose.



⚡ FC<sub>c</sub> de champ :

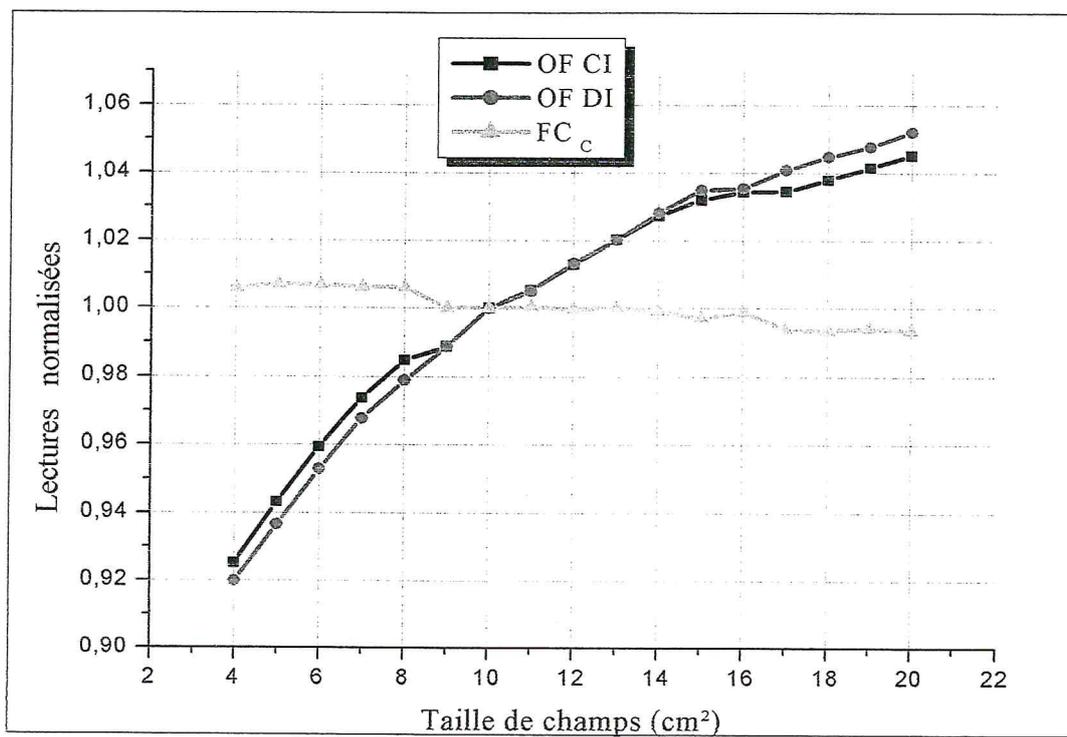
**Tableau 4 :** La réponse de la diode et de la chambre d'ionisation en fonction du champ

Champs (cm <sup>2</sup> )	L <sub>CI</sub> cGy)	L <sub>CI</sub> (nC)	L <sub>CI</sub> * (T/T <sub>0</sub> ) (nC)	L <sub>CI</sub> *(P <sub>0</sub> /P) (nC)
4 x 4	93.550	20.060	22.266	22.704
5 x 5	95.250	20.450	22.699	23.146
6 x 6	96.900	20.800	23.088	23.542
7 x 7	98.400	21.110	23.432	23.893
8 x 8	99.550	21.350	23.698	24.164
9 x 9	100.55	21.530	23.796	24.269
<b>Réf 10 x 10</b>	<b>101.70</b>	<b>21.780</b>	<b>24.067</b>	<b>24.540</b>
11 x 11	102.20	21.895	24.193	24.669
12 x 12	103.05	22.060	24.376	24.855
13 x 13	103.75	22.220	24.553	25.036
14 x 14	104.55	22.370	24.719	25.205
15 x 15	105.10	22.475	24.835	25.324
16 x 16	105.30	22.525	24.890	25.380
17 x 17	105.85	22.630	24.893	25.384
18 x 18	106.25	22.705	24.975	25.468
19 x 19	106.55	22.785	25.063	25.557
20 x 20	107.00	22.865	25.151	25.647

**Tableau 5 : Variation du FC en fonction du champ**

<b>Champs (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>OF diode</b>	<b>OF CI</b>	<b>FC c</b>
4 x 4	0.920	0.925	1.006
5 x 5	0.936	0.943	1.007
6 x 6	0.953	0.959	1.007
7 x 7	0.967	0.973	1.006
8 x 8	0.979	0.985	1.006
9 x 9	0.988	0.988	1.00005
<b>Réf 10 x 10</b>	<b>1.000</b>	<b>1.000</b>	<b>1.000</b>
11 x 11	1.005	1.005	1.0003
12 x 12	1.013	1.013	0.999
13 x 13	1.020	1.020	1.00008
14 x 14	1.028	1.027	0.999
15 x 15	1.033	1.032	0.998
16 x 16	1.035	1.034	0.999
17 x 17	1.040	1.035	0.994
18 x 18	1.048	1.038	0.993
19 x 19	1.048	1.041	0.994
20 x 20	1.052	1.045	0.993

Figure 24 : Facteur de correction lié a la variation de la taille du champ



‡ FC<sub>DSP</sub> de Distance Source Peau :

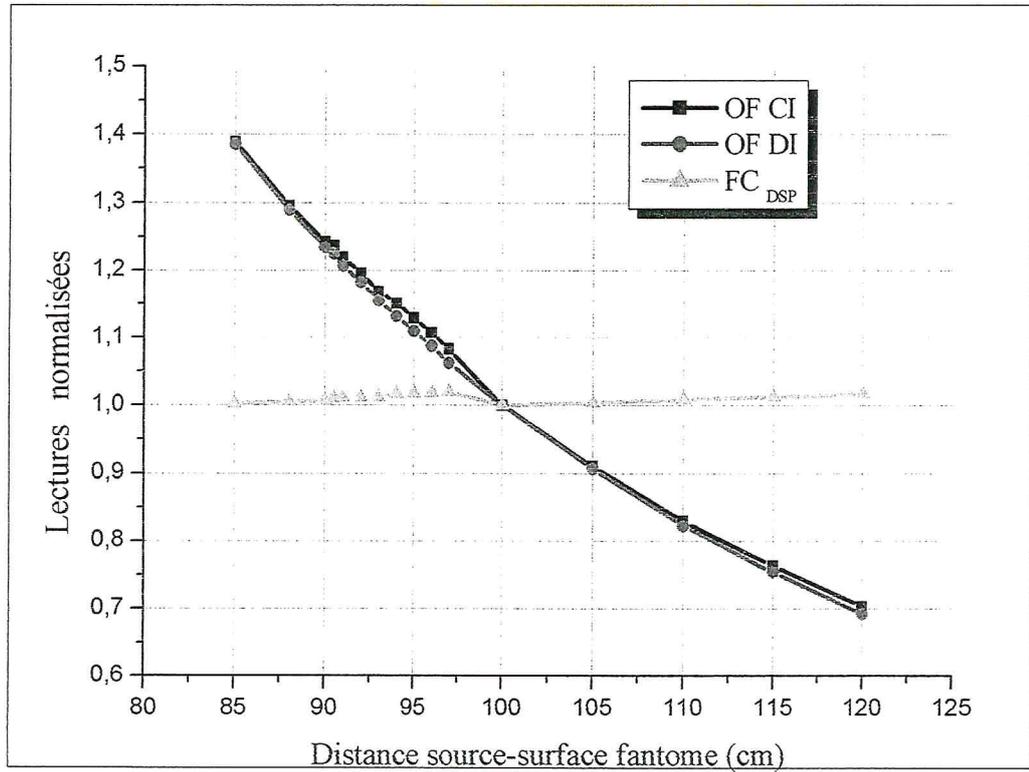
Tableau 6 : La réponse de la diode et de la chambre d'ionisation en fonction du DSP

DSP (cm)	L <sub>DI</sub> (cGy)	L <sub>CI</sub> (nC)	L <sub>CI</sub> * (T/T <sub>0</sub> ) (nC)	L <sub>CI</sub> * (P <sub>0</sub> /P) (nC)
85	112.90	23.765	26.735	27.269
88	105.05	22.165	24.935	25.433
90	100.55	21.250	23.906	24.383
90,5	99.800	21.070	23.809	24.286
91	98.300	20.765	23.464	23.935
92	96.300	20.360	23.006	23.468
93	94.100	19.895	22.481	22.932
94	92.200	19.505	22.138	22.582
95	90.350	19.130	21.712	22.148
96	88.550	18.765	21.298	21.726
97	86.500	18.355	20.833	21.251
<b>Réf 100</b>	<b>81.500</b>	<b>17.340</b>	<b>19.247</b>	<b>19.633</b>
105	73.900	15.785	17.521	17.873
110	67.000	14.380	15.962	16.282
115	61.450	13.240	14.696	14.991
120	56.400	12.195	13.536	13.808

**Tableau 7 : Variation du FC en fonction du DSP**

<b>DSP (cm)</b>	<b>OF diode</b>	<b>OF CI</b>	<b>FC DSP</b>
85	1.385	1.389	1.002
88	1.289	1.295	1.005
90	1.234	1.242	1.006
90,5	1.224	1.237	1.010
91	1.206	1.219	1.010
92	1.181	1.195	1.011
93	1.154	1.168	1.011
94	1.131	1.150	1.017
95	1.108	1.128	1.017
96	1.086	1.106	1.018
97	1.061	1.082	1.020
<b>Réf 100</b>	<b>1.000</b>	<b>1.000</b>	<b>1.000</b>
105	0.907	0.910	1.004
110	0.822	0.829	1.009
115	0.754	0.763	1.012
120	0.692	0.703	1.016

Figure 25 : Facteur de correction lié à la variation de la DSP

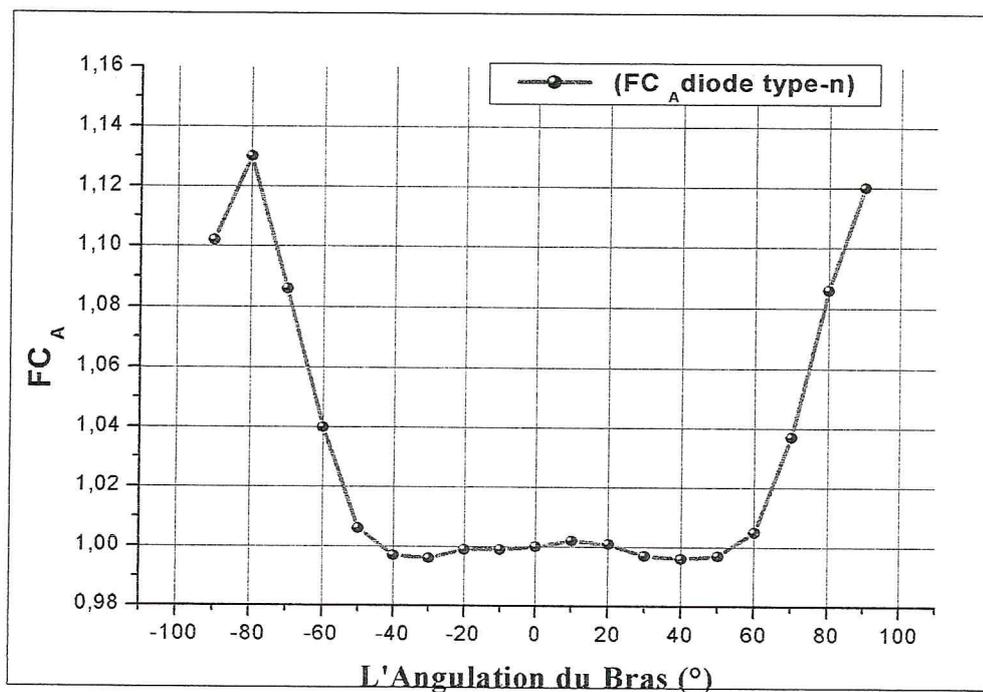


✦ FC  $\theta$  d'Obliquité :

**Tableau 8** : Variation du FC en fonction du l'angle d'incidence

Angle (°)	S <sub>diode, <math>\theta</math></sub> (c Gy)	FC $\theta$
10	100.7	1.002
20	100.6	1.001
30	100.4	0.997
40	100.4	0.996
50	100.2	0.997
60	101.1	1.005
70	104.3	1.037
80	109.2	1.086
90	112.5	1.120
<b>Réf 0°</b>	<b>100.5</b>	<b>1.000</b>
-90	100.4	1.102
-80	100.4	1.130
-70	100.1	1.086
-60	100.2	1.040
-50	101.1	1.006
-40	104.4	0.997
-30	109.2	0.996
-20	113.6	0.999
-10	110.8	0.999

Figure 26 : Facteur de correction lié à la variation de l'angle d'incidence du faisceau

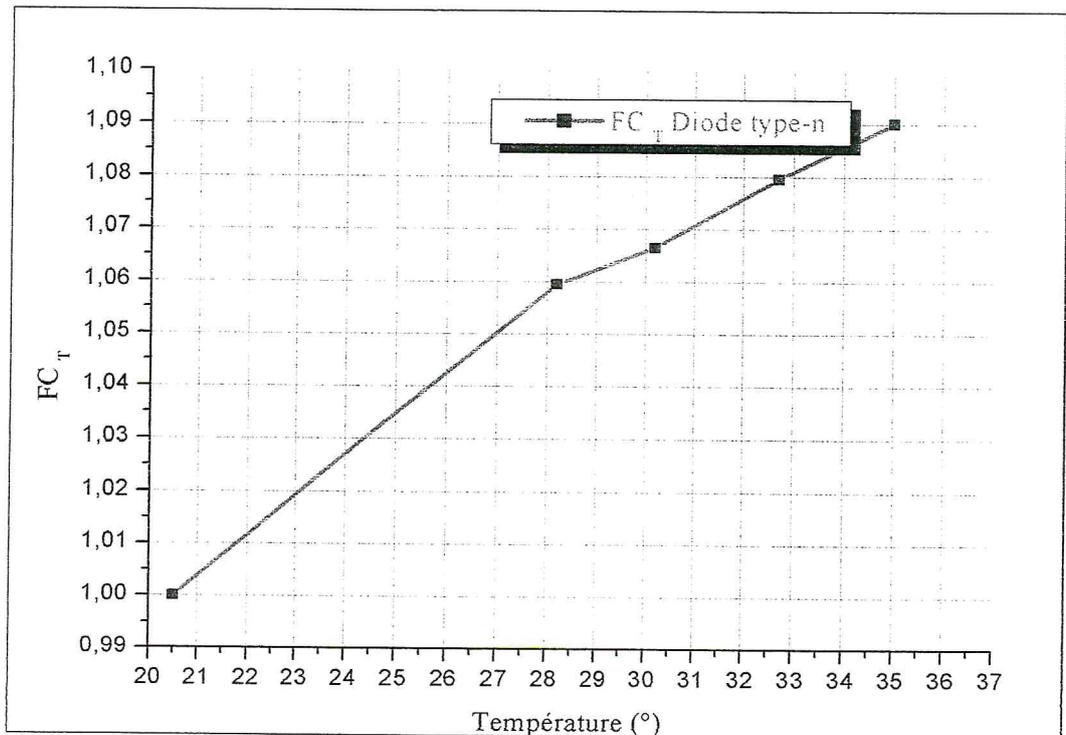


✚  $FC_T$  de la Température :

Tableau 9 : Variation de FC en fonction la température

Température	$S_{diode, T}$	$FC_T$
réf 20.5	99.58	1.00
28.2	105.5	1.06
30.2	106.2	1.07
32.7	107.5	1.08
35.0	108.5	1.09

Figure 27 : Facteur de correction lié à la variation de la température



✚ FC<sub>F</sub> du filtre en coin :

**Tableau 10 :** La réponse de la diode et de la chambre d'ionisation avec des différents filtres en coin

<b>Sans Filtre</b>				
<b>Champs (cm)</b>	<b>L<sub>DI</sub> (cGy)</b>	<b>L<sub>CI</sub> (nC)</b>	<b>L<sub>CI</sub>*[T/T<sub>0</sub>] (nC)</b>	<b>L<sub>CI</sub>*[P<sub>0</sub>/P] (nC)</b>
7x7	79.05	16.99	17.58	17.87
10x10	81.05	17.47	18.08	18.34
15x15	83.65	18.01	18.37	18.69
20x20	85.10	18.38	18.75	19.01
<b>Avec Filtre 15°</b>				
<b>Champs (cm)</b>	<b>L<sub>DI</sub> (cGy)</b>	<b>L<sub>CI</sub> (nC)</b>	<b>L<sub>CI</sub>*[T/T<sub>0</sub>] (nC)</b>	<b>L<sub>CI</sub>*[P<sub>0</sub>/P] (nC)</b>
7x7	58.80	12.91	13.04	13.22
10x10	60.75	13.32	13.46	13.65
15x15	63.15	13.84	13.98	14.18
20x20	65.10	14.22	14.37	14.57
<b>Avec Filtre 30°</b>				
<b>Champs (cm)</b>	<b>L<sub>DI</sub> (cGy)</b>	<b>L<sub>CI</sub> (nC)</b>	<b>L<sub>CI</sub>*[T/T<sub>0</sub>] (nC)</b>	<b>L<sub>CI</sub>*[P<sub>0</sub>/P] (nC)</b>
7x7	46.95	10.33	10.74	10.89
10x10	48.60	10.69	11.12	11.27
15x15	50.80	11.18	11.63	11.79
20x20	52.75	11.56	12.02	12.19
<b>Avec Filtre 45°</b>				
<b>Champs (cm)</b>	<b>L<sub>DI</sub> (cGy)</b>	<b>L<sub>CI</sub> (nC)</b>	<b>L<sub>CI</sub>*[T/T<sub>0</sub>] (nC)</b>	<b>L<sub>CI</sub>*[P<sub>0</sub>/P] (nC)</b>
7x7	36.35	8.12	8.57	8.68
10x10	37.55	8.41	8.87	9.00
15x15	39.10	8.77	9.24	9.38
20x20	40.55	9.06	9.56	9.70
<b>Avec Filtre 60°</b>				
<b>Champs (cm)</b>	<b>L<sub>DI</sub> (cGy)</b>	<b>L<sub>CI</sub> (nC)</b>	<b>L<sub>CI</sub>*[T/T<sub>0</sub>] (nC)</b>	<b>L<sub>CI</sub>*[P<sub>0</sub>/P] (nC)</b>
7x7	29.40	6.64	6.84	6.94
10x10	30.45	6.88	7.09	7.19
15x15	31.90	7.21	7.43	7.53

**Tableau 11 : Variation du FC avec des filtres en coin**

<b>Avec Filtre 15°</b>			
<b>Champs (cm)</b>	<b>OF<sub>CI</sub></b>	<b>OF<sub>diode</sub></b>	<b>FC<sub>F</sub></b>
7	0.741	0.744	0.996
10	0.744	0.749	0.993
15	0.760	0.755	1.008
20	0.766	0.765	1.002
<b>Avec Filtre 30°</b>			
<b>Champs (cm)</b>	<b>OF<sub>CI</sub></b>	<b>OF<sub>diode</sub></b>	<b>FC<sub>F</sub></b>
7	0.610	0.594	1.028
10	0.615	0.599	1.025
15	0.632	0.607	1.042
20	0.641	0.619	1.034
<b>Avec Filtre 45°</b>			
<b>Champs (cm)</b>	<b>OF<sub>CI</sub></b>	<b>OF<sub>diode</sub></b>	<b>FC<sub>F</sub></b>
7	0.487	0.460	1.059
10	0.490	0.463	1.059
15	0.503	0.467	1.077
20	0.510	0.476	1.070
<b>Avec Filtre 60°</b>			
<b>Champs (cm)</b>	<b>OF<sub>CI</sub></b>	<b>OF<sub>diode</sub></b>	<b>FC<sub>F</sub></b>
7	0.389	0.372	1.045
10	0.392	0.375	1.043
15	0.404	0.381	1.060

Figure 28 : Facteur de correction lié au filtre 15°

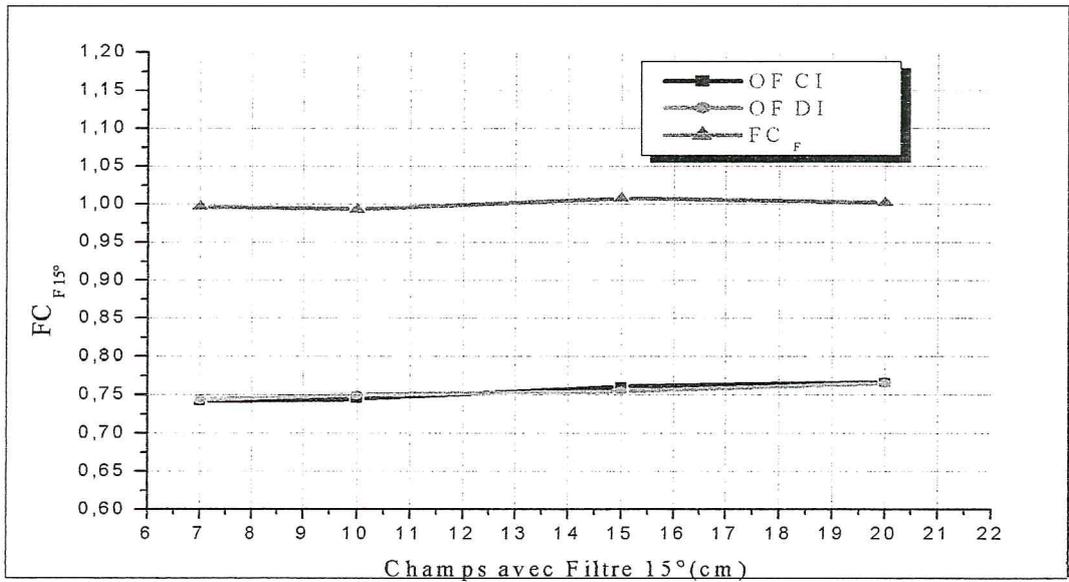


Figure 29 : Facteur de correction lié au filtre 30°

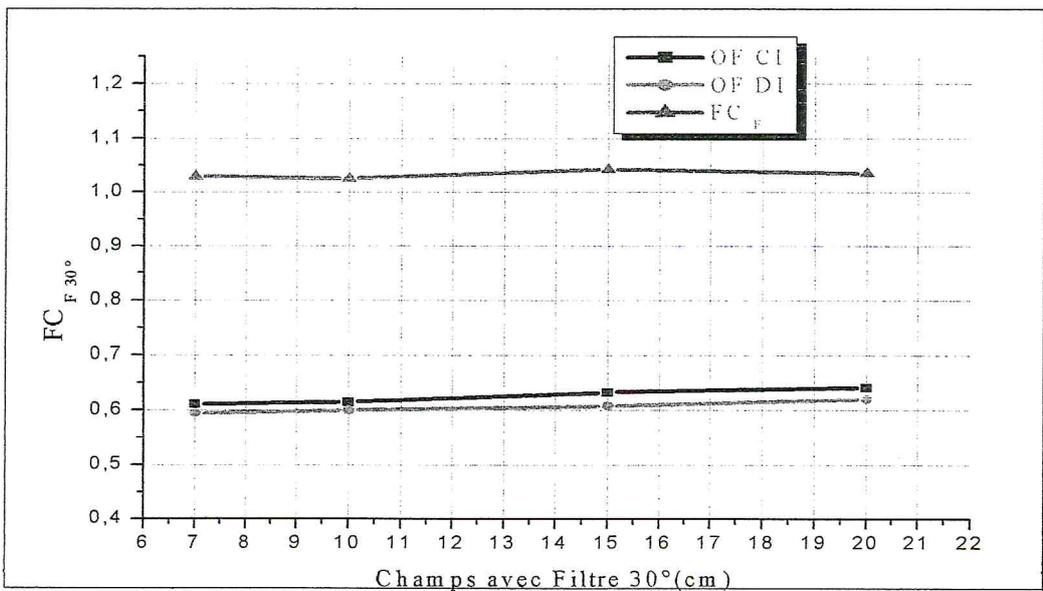


Figure 30 : Facteur de correction lié au filtre 45°

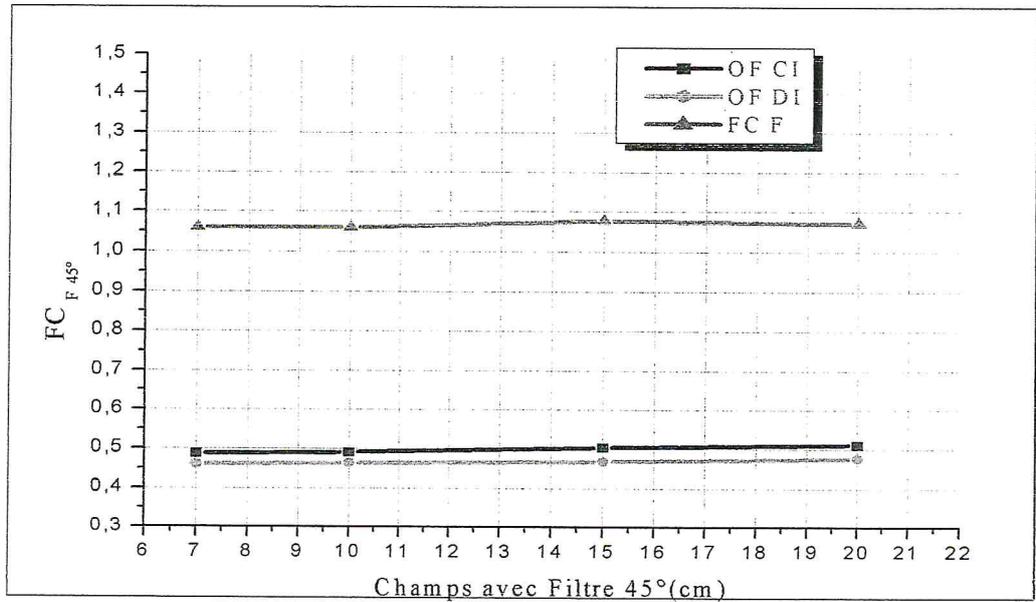
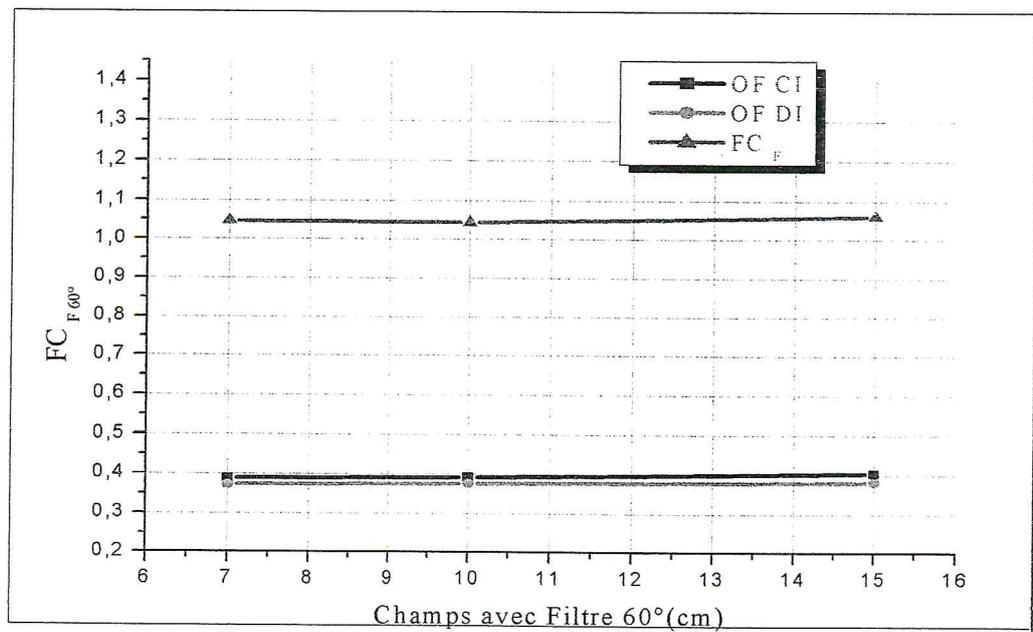


Figure 31 : Facteur de correction lié au filtre 60°



### III.5 DISCUSSIONS

#### • Linéarité et Reproductibilité

- ⚡ La réponse de la diode en fonction des unités moniteur est linéaire (*voir figure.22*), aucun facteur de correction nécessaire sur la série des 16 mesures acquises pour évaluer la reproductibilité. On obtient une moyenne égale 100.78 c Gy, un écart type égale à 0.1%
- ⚡ La réponse de la diode est donc reproductible (< 1%) par rapport au SFPM n°18

#### • Débit de dose (D) :

- ⚡ La variation de la réponse de la diode en fonction du débit de dose est significative de l'ordre de 1.2%. (*voir figure 23*)

#### • Taille de champ (C):

- ⚡ Le facteur de correction de la taille de champ > 1% pour les champs 4x4 cm<sup>2</sup> jusqu'à 8x8cm<sup>2</sup>.
- ⚡  $FC_C \leq 1\%$  pour les champs 16x16 cm<sup>2</sup> jusqu'à 20x20cm<sup>2</sup>(*voir figure 24*).

#### • Distance source peau (DSP):

- ⚡ Le facteur de correction de la DSP varie de 0.2% à 1.6% pour les DSP varie de 85cm jusqu'à 120cm. (*Voir figure 25*)

#### •Obliquité (A) :

- ⚡ L'incidence du faisceau de photon influer fortement sur la réponse de la diode, est de l'ordre de 10.2% à 13% dans les incidences  $\Theta_1^\circ = -90^\circ$  et  $\Theta_1^\circ = -80$  (*voir figure 26*).
- ⚡ Il est important de placer correctement la diode en essayant de limiter au maximum les obliquités notamment pour les traitements du sein.

#### • Température d'étalonnage (T) :

- ⚡ Le facteur de correction de la température est de l'ordre de 9% à T=35C°.

⚡ La température de la peau avoisine les 30°C et de la salle avoisine les 20.5°C, la diode n'a que peu de temps pour se mettre en équilibre thermique avec la peau. Une correction systématique de ce facteur d'influence n'est pas jugée nécessaire. (*voir figure 27*)

• **Filtre en coin (F) :**

⚡ Le facteur de correction associé à la réponse du filtre en coin est de l'ordre de 7%, ce qui s'explique par la modification du spectre du faisceau (durcissement). (*voir figure 28, 29, 30,31*)

## CONCLUSION

Le programme de mesure in vivo est un élément essentiel de l'ensemble des contrôles de qualité du traitement qui permettent de s'assurer que la dose délivrée lors de la séance correspond à celle prévue lors de la préparation du traitement, validée conjointement par le physicien médical et l'oncologue radiothérapeute.

L'utilisation de détecteurs semi-conducteurs permet des mesures in-vivo en temps réel.

La dépendance de la réponse en fonction de ces différents paramètres peut s'expliquer en partie par l'épaisseur importante du capuchon d'équilibre électronique qui induit néanmoins une perturbation de la dose délivrée

L'influence des différents paramètres (taille de champ, distance source peau, débit de dose, obliquité, linéarité, reproductibilité, température et filtre en coin) sont importantes. La correction d'être prise en compte dans l'interprétation des résultats de la dosimétrie in vivo par diode semi-conducteur QED type-N pour les faisceaux de photon d'énergie égale à 6MV .Il est ensuite nécessaire d'appliquer un ensemble des facteurs correctifs après avoir vérifié la linéarité et la reproductibilité de la diode pour les mêmes conditions d'irradiation .

## BIBLIOGRAPHIE

- [1] <http://www.Chmps.Jussieu.fr>
- [2] BENOIT, David., Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescents stimulables optiquement. [http://fr.Benoit\\_David.pdf](http://fr.Benoit_David.pdf). (26 sept 2008)
- [3] Comprendre la radiothérapie. [http://www.Guide\\_Comprendre\\_la\\_RT.pdf](http://www.Guide_Comprendre_la_RT.pdf). Adobe Reader. ( October 2009)
- [4] International Commission on Radiation units and Measurements. Determination of absorbed dose in a patient irradiated by beams of X-or gamma- rays in radiotherapy procedures. Report 24, Washington, 1976.
- [5] International Commission on Radiation units and Measurements. Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (supplement to report 50). Report 62, Bethesda: MD, 1999.
- [6] A. Noel, P. Aletti, P. Bey and L. Malissard, Detection of errors in individual patients in radiotherapy by systematic in vivo dosimetry, *Radiother Oncol* **34** (1995), pp. 144–151
- [7] COSTA, Andrée., LISBONA, Albert., NOEL, Alain. 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. [http://www.Sfpm\\_rapport\\_18-2000\\_miv.pdf](http://www.Sfpm_rapport_18-2000_miv.pdf)-AdobeReader.Rapport S.F.P.M n°18-2000
- [8] FURSTOSS, Christophe. Conception et développement d'un fantôme anthropomorphique équipé de détecteurs dans le but d'évaluer la dose efficace à un poste de travail : étude de faisabilité. Thèse de Doctorat en physique nucléaire Université PARIS XI ORSAY - 20 Nov. 2006.
- [9] D. Miller, Steven ., K. Murphy, Mark. Technical performance of the LUXEL Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C optically stimulated luminescence dosimeter element at radiation oncology an nuclear accident dose levels. *Radiat.Prot.Dosimetry* 123(4), 435-442 (2007)
- [10] A. Viamonte ., L.A.R da Rosa ., L.A Buckley., A. Cherpak, ., J.E.Med. Cygler. *Phys.* 35 (4). Radiotherapy dosimetry using a commercial OSL system. ), April 2008.
- [11] S. Magne ., L. Carlan. ., L.M Bordy ., A. Isembert .,A. Bridier .,P. Ferdinand., J. Barthe .Validation métrologique et tests en conditions précliniques d'un dosimètre OSL (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>:C) multivoies à fibre optique pour la radiothérapie. 47eme Journées Scientifiques SFPM, 2008.

- [12] <http://fr.wikipedia.org/wiki/Semi-conducteur>.
- [13] [http://fr.wikipedia.org/wiki/Dopage\\_\(semi-conducteur\)](http://fr.wikipedia.org/wiki/Dopage_(semi-conducteur)).
- [14] <http://fr.Semi-conducteurs N.pdf>.
- [15] ABSORBED DOSE DETERMINATION IN EXTERNAL BEAM RADIOTHERAPY (An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water). TECHNICAL REPORTS SERIES No. 398 (VIENNA, 2000).
- [16] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. " Absorbed Dose determination In Photon and Electron Beams : An International Code of Practice." Technical Reports Séries No. 277, (Vienna), 1987.
- [17] D.P. Huyskens ., R. Bogaerts ., R.Verstraete ., J.M. Lööf ., H. Nyström., C.Fiorino ., S.Broggi ., N. Jornet .,M. Ribas .,D.I. Thwaites. Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diode in external radiotherapy with beams (entrance dose), ESTRO Physics for Clinical Radiotherapy Booklet N°5 (2001).