

114-150-01-2  
**Université Saâd DAHLAB de Blida**



**Faculté des Sciences**

**Département de : Physique**

Mémoire Présenté par :

**ALLICHE Nadia**

En vue d'obtenir le diplôme de Master

**Domaine : Science de la matière**

**Filière : Physique**

**Spécialité : Physique médicale**

**Option : Radiothérapie**

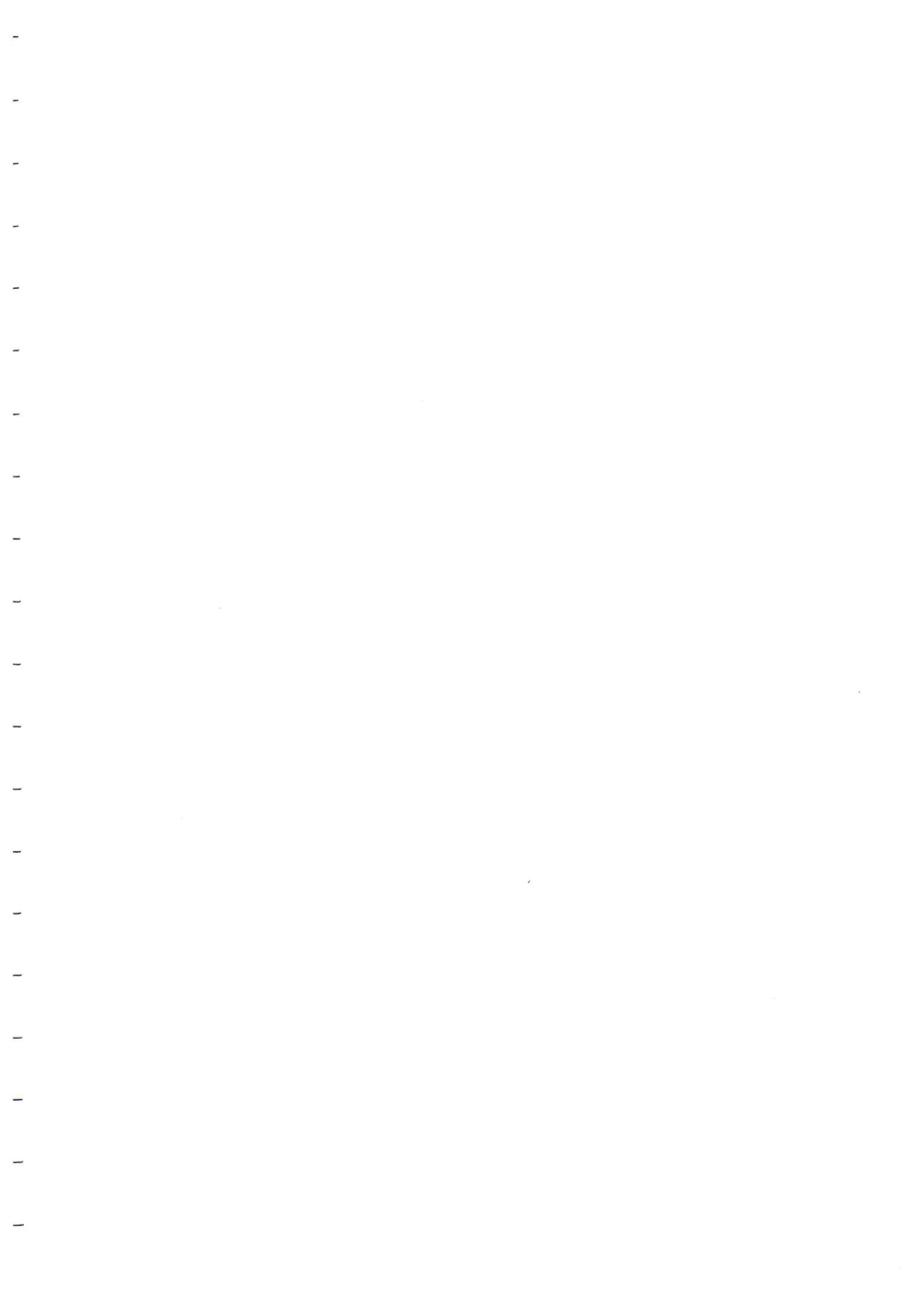
**Sujet : ETUDE DES PARAMETRES D'INFLUENCE SUR LA REPONSE  
D'UN SYSTEME DE DOSIMETRIE IN VIVO PAR DIODES A SEMI  
CONDUCTEUR**

Devant le jury composé de :

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

MA-530-01-1

Blida, Juin 2010



**Université Saâd DAHLAB de Blida**



**Faculté des Sciences**

**Département de : Physique**

Mémoire Présenté par :

**ALLICHE Nadia**

En vue d'obtenir le diplôme de Master

**Domaine : Science de la matière**

**Filière : Physique**

**Spécialité : Physique médicale**

**Option : Radiothérapie**

**Sujet : ETUDE DES PARAMETRES D'INFLUENCE SUR LA REPONSE  
D'UN SYSTEME DE DOSIMETRIE IN VIVO PAR DIODES A SEMI  
CONDUCTEUR**

Devant le jury composé de :

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

Blida, Juin 2010

## REMERCIEMENTS

Ce travail a été mené au sein de l'hôpital Frantz fanon de Blida. Sous la direction du radio physicien monsieur KHOUDRI Saad, à qui j'exprime ma reconnaissance et ma gratitude. Je le remercie également pour les conseils qu'il m'a prodigués ainsi que pour son encouragement constant.

J'adresse mes plus sincères remerciements à monsieur BENTAIBA Mustapha, Professeur à l'université Saad DAHLAB et vice doyen de la faculté des sciences, pour son consentement à la présidence du jury de soutenance, je lui témoigne autant de respect que d'admiration. Je lui suis très reconnaissante pour son appui et pour ce qui a semé en moi la passion des études et l'ambition du choix d'un métier honorable.

Mes remerciements vont également au Dr R.KHELIFI Maître de conférences à l'université Saad Dahlab, pour avoir voulu participer au jury.

Je présente mes sincères et vifs remerciements à Mr. B.HOCINI Maître Assistant à l'université Saad DAHLAB pour son prompt consentement à la participation au jury.

Un remerciement particulier va à mes parents pour leur support moral et matériel, ils trouveront ici l'expression de ma gratitude et mes remerciements.

Je remercie également ma famille, mes amis et tout le personnel du département de physique de l'Université Saad Dahlab.

## ملخص

العلاج الإشعاعي هو وسيلة مهمة جدا لعلاج الأورام السرطانية بالإشعاع المؤين الذي تلقىه الآلات ذات الضغط العالي مثل المعجلات الخطية المنتجة للأشعة السينية والإلكترونات للطاقة عالية ، وضمان جودة العلاج الاهتمام الرئيسي للراديو الفيزيائي في العلاج الإشعاعي لضمان للورم تقديم جرعة محدد من الإشعاع. قياس الجرعات في الجسم الحي هي واحدة من قياس الجودة ، والتي هي لإجراء قياسات الجرعة على المريض خلال التشعيع ، وذلك باستخدام جهاز الكشف عن أشباه الموصلات (بقيادة) وضعت في مواقع يسهل الوصول إليها مثل الجلد أو تجاوب طبعية من الجسم. ومع ذلك، فمن المستحسن قبل استخدام جهاز الكشف عن إجراء المعايرة وتحديد معالم تأثير على ردها

لتنفيذ روتيني في قياس الجرعات فيفو في علم الأورام السرطانية بمركز الأشعة بالبلدية وتلبية معايير إضافية لسلامة علاج المرضى وفقا لبروتوكولات الدولية الأخيرة ، أجرينا دراسة عن استجابة جهاز الكشف عن أشباه الموصلات من نوع N، أشباه وظيفة من وظائف معلمات مختلفة (حجم الحقل، المسافة بين المنبع و الجلد، التوجيه ، الخ...)، بالمقارنة مع غرفة التأين. تصحيح العوامل يمكن أن ثم تطبيق في القياسات جرعة للمرضى مع تكوينات مختلفة من مجالات العلاج

## Résumé

La radiothérapie constitue une modalité très importante des traitements des tumeurs cancéreuses par les rayonnements ionisants délivrés par les machines de haute tension telle 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 de délivrer à la tumeur la dose précise 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 (diode) placé en des sites facilement accessibles telle 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 de différents paramètres ( Taille de champ, distance source- peau, direction etc,...) en comparaison avec une chambre d'ionisation. Des facteurs correctifs peuvent être ensuite appliquées dans les mesures de dose pour les patients ayant des différentes configurations de champs de traitement.

## **Summary**

Radiotherapy is a very important modality of cancer treatments of tumors by ionizing radiation delivered by the machines of high voltage such as linear accelerators producing beams of X-rays and electrons of high energy. The quality assurance of treatment is the major interest of radio physicist in radiotherapy to deliver to the tumor the precise dose by the radiation oncologist. Dosimetry in vivo is one measure of quality, which is to conduct dose measurements on the patient during irradiation, using a semiconductor detector (Diode) placed at sites easily accessible such as the skin or natural cavities of the body. However, it is recommended before using a detector 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 (SUN NUCLEAR QED) as a function of different parameters (field size, 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 fields of treatment.

## TABLE DES MATIERES

RESUME.....	1
REMERCIEMENTS.....	3
TABLE DES MATIERES.....	4
LISTE DES ILLUSTRATIONS, GRAPHIQUES ET TABLEAUX.....	7
I. INTRODUCTION.....	10
II. GENERALITES.....	12
1. Introduction.....	12
2. En quoi consiste cette radiothérapie ?.....	13
3. Interactions des électrons avec les tissus.....	13
4. Radiothérapie externe .....	14
5. Notions de dosimétrie in vivo en radiothérapie .....	15
6. Divers détecteurs utilisés en dosimétrie in vivo.....	16
6.1. La chambre d'ionisation.....	17
6.2. Les diodes.....	17
6.3. Le MOSFET.....	18
6.4. Le diamant.....	19
6.5. Le film radiographique.....	19
7. Détecteurs à semi-conducteur .....	20
7.1. Historique.....	20
7.2. Phénomène de semi- conduction .....	21
7.2.1. Conduction électrique.....	21
7.2.2. Dopage de type N.....	25
7.2.3. Dopage de type P.....	26
7.2.4. Jonction PN d'une diode.....	27
III. CALIBRATION DU DETECTEUR A SEMI-CONDUCTEUR.....	29
1. Principe de mesure de dose .....	29
1.1. Les mesures de dose.....	29
1.2. Autres mesures de dose.....	30
2. Vérification avant utilisation.....	31
3. Calibration de la diode .....	32
4. Etalonnage de la diode (dose à l'entrée).....	34
5. Méthodologie.....	34
6. Procédure d'étalonnage.....	35

1.2. Autres mesures de dose.....	31
2. Vérification avant utilisation.....	31
3. Calibration de la diode[14].....	32
4. Etalonnage de la diode (dose à l'entrée).....	34
5. Méthodologie.....	34
6. Procédure d'étalonnage.....	35

Page de garde de la partie pratique : pas numérotée

#### IV .PARTIE EXPERIMENTALE.....38

1. INTRODUCTION.....	38
2. MATERIELS ET METHODES.....	38
2.1. Description du matériel .....	38
3.Etalonnage du détecteur à semi-conducteur.....	47
4. METHODES.....	51
4.1. Linéarité et Reproductibilité .....	51
4.2. Débit de dose.....	52
4.3. Taille du champ .....	52
4.4. DSP (distance source peau).....	53
4.5. Obliquité .....	53
4.6. Température .....	53
4.7. Filtre en coin.....	54

#### V. RESULTATS.....55

1. linéarité et reproductibilité .....	55
4.2. Débit de dose .....	57
4.3. Taille du champ .....	58
4.4. Obliquité .....	60
4.5. DSP (distance source peau) .....	62
4.6. Température .....	63

4.7. Filtre en coin .....	64
8. DISCUSSION .....	68
8.1. Linéarité et reproductibilité.....	68
8.2. Débit de dose .....	68
8.3. Taille du champ .....	68
8.4. Obliquité .....	68
8.5. DSP .....	68
8.6. Température .....	68
8.7. Filtre en coin .....	69
VI.CONCLUSION .....	70
REFERENCES.....	71

# LISTE DES ILLUSTRATIONS, GRAPHIQUES ET TABLEAUX

## TABLE DES FIGURES

- p.13-Figure II.2. Diffusion Compton: Collision d'un photon avec un électron au repos.
- p.20-Figure II.7.1.Effet Hall.
- p.25-Figure II.7.2.2.A. Atome de silicium.
- p.26-Figure. II.7.2.4. Représentation schématique des liaisons électroniques pour une jonction PN de semi-conducteurs silicium (Si). Le dopage N est obtenue par de l'arsenic (As) et le dopage P par du Bohr (B).
- p.28-Figure II.7.2.4.Formation d'une jonction P.N.
- p.33-Figure III.3. Procédure d'étalonnage de diode pour les mesures dose à l'entrée.
- p.39-Figure IV.2.1.1 .la chambre cylindrique.
- p.39-Figure IV.2.1.2. Le Fantôme PMMA.
- p.40-Figure. IV.2.1. 3. Electromètre.
- p.41-Figure IV.2.1.4 .Le Thermomètre.
- p.41-Figure. IV.2.1.5. Le baromètre.
- p.42-Figure. IV.2.1.6. Filtre en coin physique 15°.
- p.42-Figure IV.2.1.7. Thermoplongeur.
- p.43-Figure IV.2.1.8.A. Diode QED type N et ses accessoires.
- p.43-Figure IV.2.1.8.B. Diode QED type N.
- p.44-Figure IV.2.1.8.C : Schéma de la vue de dessus et de la section transversale d'un détecteur QED.

p.51-Figure. IV.4.la diode QED type N est collée près du centre du champ.

p.54-Figure. IV.4.6.la manipulation de l'Effet de température.

p.54-Figure. IV.4.7.la diode QED type N est collée au centre du champ.

p.56-Figure V.1.B.la Linéarité en fonction d'unité moniteur.

p.57-Figure V.2. Facteur de correction lié à la variation du débit de dose.

p.59-Figure V.3. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié a la taille du champ

p.61-Figure V.4.facteur de correction lié à la variation d'angle d'incidence du faisceau.

p.63-Figure V.5. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié a la variation de la DSP.

p.64-Figure V.6. Facteur de correction lié à la variation de la température.

p.66-Figure V.7.A. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié au filtre en coin  $15^\circ$ .

p.66-Figure V.4.B. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié au filtre en coin  $30^\circ$ .

p.67-Figure V.7.C. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié au filtre en coin  $45^\circ$ .

p.67-Figure V.7.D. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié au filtre en coin  $60^\circ$ .

## LISTE DES TABLEAUX

p.55-Tableau V.1.A : La Reproductibilité.

p.56-Tableau V.1.B : la Linéarité.

p.57-Tableau V.2 .le débit.

p.58-Tableau V.3. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié a la taille du champ.

p.60-Tableau V.4.Obliquité.

p.62-Tableau V.5 : La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié a la variation de la DSP.

p.63-Tableau V.6. Facteur de correction lié à la variation de la température.

p.65-Tableau V.7 : La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié au filtre en coin  $15^\circ, 13^\circ, 45^\circ, 60^\circ$ .

## I. Introduction

En 2008, le cancer a causé la mort de 7,6 millions de personnes, surtout dans les pays en voie de développement, selon une étude du Centre international de recherche sur le cancer. La même année, 56% des 12,7 millions de nouveaux cas de cancer et 63% des 7,6 millions de décès associés à un cancer dans le monde sont survenus dans les pays en développement" selon une étude fondée sur 27 formes de cancer [1].

Le cancer s'avère de nos jours l'une des grandes préoccupations des médecins thérapeutes, des radiophysiciens ainsi que des politiciens[1]. En Algérie, pas moins de quinze centres anti-cancer sont en cours de réalisation à travers tout le territoire national. Il existe plusieurs types de traitements, en particuliers nous citons la radiothérapie. La radiothérapie est une arme thérapeutique efficace contre le cancer, qui consiste à exposer une zone précise du corps à des radiations. On utilise pour cela des radiations ionisantes. Le ciblage de la tumeur est un élément important car les rayonnements peuvent aussi détruire les cellules saines. Pour quantifier cette énergie déposée au sein du tissu tumoral, plusieurs détecteurs de rayonnements sont en pleine expansion dans le milieu médical. Les différentes étapes de planification de traitement et d'exécution contribuent à l'incertitude globale de la dose délivrée. La précision finale de la dose délivrée ne peut être vérifiée directement par le biais de la dosimétrie. Ainsi, le meilleur contrôle de la dose réellement livrée à un patient en radiothérapie ne peut être réalisé qu'avec la dosimétrie in vivo [2]. C'est peut-être la façon la plus évidente de vérifier l'exactitude du traitement des patients [3]. A l'heure Actuelle un grand intérêt est porté sur les détecteurs à semi-conducteurs dans le domaine biomédical, capables de mesurer la dose absorbée par le corps directement en temps réel. Les détecteurs de diode de silicium sont le plus souvent utilisés en dosimétrie in vivo [4-7].

Dans ce travail, nous nous intéressons à la caractérisation d'un détecteur à semi-conducteur. Le choix est porté sur une diode N à silicium type QED. Nos mesures sont effectuées sur fantôme et in vivo sur patient.

Ce mémoire est organisé comme suit :

Une première partie théorique introduite par quelques généralités, où nous avons ensuite mis l'accent sur les détecteurs à semi-conducteur. Nous nous sommes étalés sur un rappel relatif à la physique des semi-conducteurs dans un but pédagogique.

La deuxième partie est consacrée à la partie pratique où nous présentons les résultats de nos mesures suivis par une discussion. Nous terminons enfin par une conclusion.

## **II. Généralités.**

### **II.1. Introduction.**

En 1896 débutaient les premières tentatives de traitement des cancers par les rayons X. En un siècle, cette technique de traitement, qui prendra le nom de « radiothérapie », a atteint un haut degré de sophistication technique. Utilisée chez un malade cancéreux sur deux, elle s'intègre actuellement dans des stratégies thérapeutiques complexes, multidisciplinaires, impliquant de façon variable les deux autres armes dont nous disposons pour lutter contre le cancer: la chirurgie et la chimiothérapie. En 1996, un cancéreux guéri sur deux doit sa guérison, en tout ou en partie, aux effets bénéfiques des rayons X. La radiothérapie est une méthode de traitement locorégional des cancers, utilisant des radiations pour détruire les cellules cancéreuses en bloquant leur capacité à se multiplier. L'irradiation a pour but de détruire toutes les cellules tumorales tout en épargnant les tissus sains périphériques. La radiothérapie est utilisée chez plus de la moitié des patients ayant un cancer. Elle est, avec la chirurgie, le traitement le plus fréquent des cancers et peut entraîner une guérison à elle seule. Elle peut être utilisée seule ou associée à la chirurgie et à la chimiothérapie. Ses indications sont liées au type de la tumeur, à sa localisation, à son stade et à l'état général du patient. Elle peut être faite en ambulatoire, c'est-à-dire sans hospitalisation, car les séances sont de courte durée et les effets secondaires moindres que lors d'une chimiothérapie[1-3].

La radiothérapie est l'utilisation thérapeutique des radiations ionisantes. La radiothérapie moderne s'est développée à partir de 1950 avec l'avènement des appareils de haute énergie (télé-cobalts, accélérateurs linéaires) et le remplacement du radium 226 par des radioéléments artificiels (iridium 192 et césium 137). L'enjeu majeur d'une radiothérapie est dans la grande majorité des cas de participer à la guérison d'une maladie grave spontanément mortelle[1,9].

## II.2. En quoi consiste cette radiothérapie ?

Lorsqu'un faisceau de radiations ionisantes (neutrons, électrons ou photons) pénètre dans les tissus, une partie du rayonnement est absorbée, une autre est déviée de sa trajectoire (diffusion) et la troisième partie est transmise sans interaction. Nous donnons ci-dessous seulement le schéma de l'effet Compton où le faisceau incident est celui des photons [8].

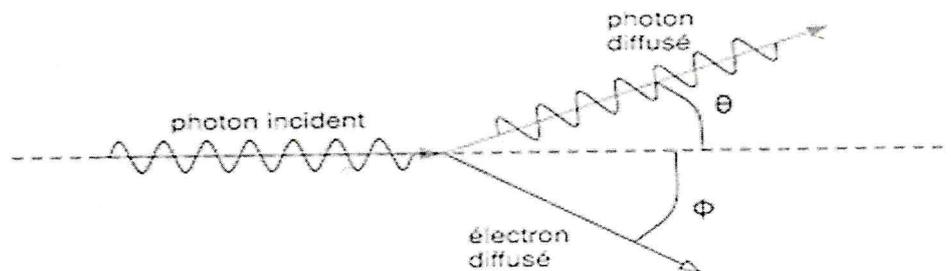


Figure.II.2: Diffusion Compton: Collision d'un photon avec un électron au repos.

La diffusion explique pourquoi les régions situées hors du faisceau d'irradiation peuvent malgré tout recevoir une certaine dose de radiations. Les photons incidents transfèrent leur énergie aux molécules du milieu traversé, par différents mécanismes fondamentaux d'interaction ; ceci conduit à des ionisations ou à des excitations électroniques, puis à l'émission de photons secondaires d'énergie atténuée, lors du retour des molécules à l'état stable. Ces photons secondaires seront eux-mêmes à l'origine d'excitations et d'ionisations.

## II.3. Interactions des électrons avec les tissus

L'interaction n'est pas mécanique comme dans le cas photon-électron, mais d'ordre électrostatique avec les électrons des tissus traversés. Les électrons vont donc perdre petit à petit de la vitesse, donc de l'énergie. En fin de parcours, leur perte d'énergie par unité de longueur traversée est plus importante qu'en début de parcours ce qui leur confère un avantage balistique évident pour épargner les tissus profonds.

## **II.4. Radiothérapie externe [9].**

La radiothérapie externe : c'est l'ensemble des techniques utilisant une source de rayonnement située à l'extérieur du malade et généralement à une certaine distance de lui. Il peut s'agir d'appareil de cobalthérapie ou d'un accélérateur linéaire de particules.

La radiothérapie externe fait appel à des techniques de plus en plus sophistiquées. La mise en œuvre des traitements requiert une grande précision à chacune de ses étapes, ce qui impose des contrôles et des contraintes humaines et techniques. Des recommandations pour un programme d'assurance de qualité en radiothérapie externe ont été établies et publiées [10] par la Société Française des Physiciens d'Hôpital (SFPH) et la Société Française de Radiothérapie Oncologie (SFRO).

L'objectif de la radiothérapie est de délivrer une dose précise dans un volume choisi et dans le temps prévu en limitant l'irradiation des tissus sains avoisinants et des organes sensibles. L'ensemble des opérations prévues et systématiques nécessaires pour garantir, avec un niveau de confiance satisfaisant, cet objectif s'inscrit dans le cadre d'un programme d'assurances de qualité. Le contrôle de qualité regroupe l'ensemble des opérations destinées à améliorer ou à maintenir la qualité. Si l'utilisation d'un film gamma- graphique est indispensable pour vérifier le volume traité, il est aussi important de mesurer la dose absorbée qui a été réellement délivrée au volume cible et/ou aux organes à risque. Ce volume, souvent situé en profondeur, est généralement inaccessible. Une des étapes du contrôle de qualité des traitements de radiothérapie externe consiste à des mesures de dose absorbée en des points facilement accessibles et repérables (peau du patient, cavité naturelle) et situés de telle manière qu'il soit possible d'en déduire la dose absorbée en des points d'intérêt (point de prescription, organes à risque, etc...).

A ce stade deux types de stratégie sont possibles : soit la mesure de la dose absorbée au niveau d'un point d'intérêt, soit la détection d'erreurs. Les erreurs dues aux opérations humaines et aux défaillances techniques sont de natures aléatoires ou systématiques. La mise en œuvre, dans le cadre d'un programme d'assurances de

qualité des traitements, de contrôle par mesures in vivo a pour objectif de prévenir ces erreurs et d'en limiter la fréquence.

## **II.5. Notions de dosimétrie in vivo en radiothérapie [9].**

La dosimétrie in vivo, dont la mise en place est fortement recommandée en radiothérapie est un contrôle de qualité du plan de traitement du patient. La dosimétrie in vivo est l'étape finale d'une longue série de procédures d'assurance qualité. Elle correspond à une mesure qui est généralement réalisée durant les traitements de radiothérapie au moyen d'un dosimètre placé à la surface du patient ou à l'intérieur d'une cavité naturelle. Des études de grande envergure ont confirmé qu'une vérification de la dose délivrée par dosimétrie in vivo peut détecter les erreurs systématiques et estimer la précision du traitement.

Les physiciens médicaux disposent d'un large panel d'outils de mesure pour la vérification des plans de traitements ou la dosimétrie in vivo allant des dosimètres ponctuels à ceux tridimensionnels. Cependant, la dosimétrie in vivo par semi-conducteurs est le moyen qui peut rendre compte de la dose réellement reçue instantanément par le patient lors de l'irradiation corporelle compte tenu des nombreux facteurs que ne peut prendre en compte le calcul : le mouvement du malade, le mouvement de l'organe lui-même et l'hétérogénéité du milieu. La mesure in vivo de la dose délivrée a déjà une longue histoire. En 1932, Sievert réalisa les premières mesures de routine sur patient en utilisant une petite chambre d'ionisation. Les dosimètres thermoluminescents furent introduits, dans les traitements classiques, au cours des années 60, tandis qu'il fallut attendre les années 80 et les travaux de Rikner [11] pour voir se développer l'utilisation des semi-conducteurs. Une méthode originale de dosimétrie in vivo par film et par imagerie portale a été utilisée par J. Van Dam [12]. Dans ce mémoire notre étude se limite aux mesures in vivo par dosimètres à semi-conducteurs (DSC).

Les mesures in vivo consistent à réaliser des mesures de dose absorbée sur le patient pendant son irradiation, à l'aide de détecteurs placés en des sites facilement accessibles tels que la peau ou les cavités naturelles du corps. Il est important, avant de mettre en œuvre un programme de dosimétrie in vivo de réfléchir aux objectifs

que l'on veut atteindre. Les mesures in vivo permettront en effet d'établir un programme assurances qualité en radiothérapie (SFPH-SFRO, 1992). On pourra ainsi détecter des erreurs systématiques ou aléatoires. La détection des erreurs systématiques (se répétant à chaque séance de traitement) est plus facile à mettre en œuvre car elle ne nécessite qu'une ou deux mesures à des moments bien précis (début de traitement ou modification de celui-ci). La détection des erreurs aléatoires (survenant de façon isolée) demande quant à elle la répétition de ces mesures pendant toute la durée du traitement, évaluer la qualité globale d'une technique particulière d'irradiation ou la qualité de la dose délivrée dans un département de radiothérapie. Il faut réaliser alors, soit des mesures répétées sur un nombre limité de patients traités par une même technique d'irradiation, soit un grand nombre de mesures pour différents traitements et sur une longue période. Les mesures in vivo permettront aussi de déterminer la dose absorbée dans les cas où il est difficile de la connaître avec précision quand les calculs s'avèrent difficiles ou imprécis (dose surface cutanée, dose en dehors du champ d'irradiation, dose en présence d'hétérogénéités, dose aux organes critiques...) quand les conditions d'irradiation peuvent être différentes du calcul prévisionnel, cas des irradiations corporelles totale et des irradiations cutanées totales par électrons.

Le but de la dosimétrie in vivo est de vérifier le comportement de l'appareil médical (accélérateur linéaire dans le cas de la radiothérapie externe) ou la validité du système de planification du traitement (TPS) ou la bonne procédure de traitement. Il est indispensable de fournir une vérification dosimétrique en temps réel avec une bonne résolution spatiale, une bonne sensibilité et une grande précision. Outre la dose au volume cible, les dosimètres in vivo devraient permettre d'évaluer la dose délivrée aux organes radiosensibles et d'estimer la dose absorbée.

## **II.6. Divers détecteurs utilisés en dosimétrie in vivo [13].**

La mesure de la dose au niveau du patient, fait partie intégrante de l'assurance qualité en radiothérapie. L'ensemble du processus amenant à la délivrance de cette dose est validé par l'estimation de la dose en un point de référence au patient. Pour connaître la dose de rayonnement ionisant effectivement délivrée en un point, plusieurs types de détecteurs peuvent être utilisés. Concernant la dosimétrie in vivo en radiothérapie, les principales technologies existantes ou émergentes reposent soit sur la radioluminescence de matériaux isolants scintillants stimulés thermiquement ou optiquement (OSL, TLD), soit sur un principe de conversion radioélectrique basé sur un composant semi-conducteur (MOSFET, diodes,...).

Nous donnerons dans ce qui suit un bref aperçu sur les différentes technologies de la mesure de dose qui peuvent être utilisées comme dosimètre in vivo.

### **II.6.1. La chambre d'ionisation**

La chambre d'ionisation a été le premier détecteur à être utilisé comme dosimètre in vivo à Stockholm en 1932. Les chambres d'ionisation sont des détecteurs à gaz. Une particule chargée interagit avec les électrons atomiques du milieu gazeux traverse et est progressivement ralentie. Le nombre de paires électron-ion créées est proportionnel à l'énergie perdue par la particule. En collectant ces paires électron-ion, on peut mesurer la perte d'énergie de la particule. On polarise donc la chambre d'ionisation afin de collecter ces charges, la charge mesurée est proportionnelle à la dose déposée dans le dosimètre. Actuellement, la chambre d'ionisation sert de référence pour étalonner les autres types de détecteurs utilisés comme dosimètre in vivo en radiothérapie. Il y a plusieurs types des chambres d'ionisation: La chambre d'ionisation ouverte qui est utilisée par les laboratoires de référence pour la mesure des radiations, la chambre cylindrique utilisée dans le domaine de la radiothérapie, et la chambre plate utilisée dans le domaine de la radiologie diagnostique, comme chambre moniteur dans les accélérateurs linéaires utilisés en radiothérapie, et utilisée en radiothérapie pour les faisceaux d'électrons. D'une manière générale, les dimensions des chambres d'ionisation en rendant

l'implantation intracorporelle peu envisageable ou tout au moins pas de manière prolongée.

### **II.6.2. Les diodes.**

Le système de dosimétrie in vivo utilisant la diode a des dimensions relativement grandes (elle fait 3cm de longueur et 7mm d'épaisseur). En plus, la diode est entourée par un capuchon pour garantir l'équilibre électronique. Des dosimètres utilisant des semi-conducteurs grands gaps mis en œuvre sous forme de diodes Schottky ont été étudiés par Grant J et Pini S [13]. Il s'agit d'utiliser du carbure de silicium ou un film diamant avec des contacts ohmiques (film obtenu par dépôt chimique en phase vapeur), l'avantage de ces matériaux est d'une part d'avoir un numéro atomique plus proche de celui des tissus et d'autre part d'obtenir une meilleure sensibilité qu'avec les diodes silicium.

### **II.6.3. Le MOSFET**

Le principe des dosimètres MOSFET est basé sur l'interaction des rayonnements avec l'oxyde de la grille (gate). L'énergie nécessaire pour créer des paires électron/trou dans l'oxyde est de 18eV. Lors de l'irradiation du MOSFET, des paires électron/trou sont générées dans l'oxyde de la grille. Les charges positives diffusent vers l'interface Si/SiO<sub>2</sub> ou elles sont piégées. Ces charges piégées forment une accumulation de charges positives ce qui modifie le courant qui circule dans le canal et de ce fait modifie la tension de seuil du transistor. En mesurant cette tension de seuil, on peut calculer la dose déposée dans le MOSFET. Les avantages du MOSFET sont : la possibilité d'une mesure instantanée et son petit volume qui permet l'utilisation dans n'importe quelle région du corps. Le MOSFET mémorise la dose mais il ne peut pas revenir à son état initial. De plus, son utilisation est limitée à cause de l'effet directionnel qui est de l'ordre de 27% pour 80°, le changement de sa sensibilité avec l'utilisation, et son temps de vie réduit (on peut mesurer jusqu'à 200mV qui correspond à une dose maximale entre 70-200 Gy selon le mode de l'utilisation). Les MOSFET ont en revanche une meilleure résolution spatiale, qui est très satisfaisant pour les mesures des petits champs. Comme la transduction s'opère dans l'oxyde de grille SiO<sub>2</sub> qui n'est pas équivalent tissu, la réponse de

MOSFET est dépendante de l'énergie du faisceau. Une étude montre que la précision du MOSFET est inférieure à celle des diodes (Précision 0.7% pour MOSFET et 0.05% pour les diodes P30). Une autre étude montre que la précision du MOSFET est un peu moins bonne que celle des diodes thermoluminescents (TLD) pour les faisceaux de RX à basse énergie en radiothérapie superficielle dans le domaine de la centaine de kV (+/- 5.6% pour le MOSFET et +/-5% pour le TLD) ,Cheung T [14]. La précision des dosimètres MOSFET est affectée par le bruit ( $\approx 5\%$ ). De plus, la tension de seuil des MOSFET dépend de la température. Pour limiter les effets liés à la température, il est possible d'ajouter un deuxième MOSFET et réaliser une mesure différentielle, ou d'intégrer une diode PN pour mesurer cette température. Une étude montre que l'utilisation d'un micro-MOSFET comme dosimètre in vivo pour la radiothérapie pré- opératoire est utile car sa précision est de 3.6% mais il reste l'inconvénient du temps de vie réduit des MOSFET.

#### **II.6.4. Le diamant.**

Le diamant a été utilisé comme dosimètre, la résistance du diamant change avec l'exposition aux rayonnements. Lorsqu'on applique une tension de polarisation, le courant résultant est proportionnel au débit de dose. L'intégration de ce courant donne la valeur de la dose déposée. Les avantages du diamant sont : son petit volume qui permet de mesurer la distribution de dose avec une excellente résolution spatiale, mais son utilisation est limitée par sa dépendance à l'énergie et la nécessité d'irradiation avant l'utilisation pour réduire l'effet de polarisation.

#### **II.6.5. Le film radiographique**

Le film radiographique est un autre dosimètre important en radiothérapie. La variation de la transmission optique du film radiographique avant et après son irradiation permet en effet d'évaluer la dose qu'il a reçue. La teinte de gris du film augmente d'abord proportionnellement avec l'exposition, puis sature avec l'augmentation de la dose. L'importance de la portion linéaire de la courbe de transmission d'un film en fonction de la dose varie d'un type de film à l'autre. Les films radiographiques XV2 de Kodak par exemple qui sont employés fréquemment en radiothérapie offrent une réponse linéaire comprise entre 0 et 40 cGy. L'appareil

utilisé pour mesurer la transmission' optique de films radiographiques se nomme densitomètre. Il se compose en particulier d'une source de lumière infrarouge et d'un photo-détecteur qui sont tous les deux motorisés et contrôlés par un système d'acquisition et d'analyse de données automatisés. Le film radiographique est surtout utilisé en dosimétrie relative. Il permet par exemple de mesurer la distribution complète de la dose déposée sur un plan donné. La grande résolution spatiale du film, habituellement limitée par la collimation du densitomètre, est aussi très utile lors de la mesure précise de la pénombre de petits faisceaux. Bien que le film radiographique possède diverses qualités dosimétriques, son utilisation comporte malheureusement certains désavantages. D'abord, la réponse dosimétrique d'un film varie rapidement avec les paramètres de fabrication du dosimètre. La courbe d'étalonnage d'un lot de films radiographiques ne peut pas en effet être utilisée avec un autre lot de films produit à un moment différent sans risquer d'introduire des erreurs importantes. La portion linéaire restreinte de la courbe d'étalonnage du film limite de plus le niveau de dose mesurable. Au niveau de la dosimétrie relative, la sensibilité du film à la lumière ambiante ainsi que le temps nécessaire à son développement limitent l'application de ce dosimètre.

## **II.7 Détecteurs à semi-conducteur [15].**

### **II.7.1. Historique.**

La physique des semi-conducteurs est à l'origine d'inventions qui ont un impact considérable dans de très nombreux domaines tels que l'informatique, les télécommunications, la médecine. Les semi-conducteurs sont actuellement les solides les plus purs et les mieux contrôlés que l'on sache élaborer et c'est cette pureté qui permet d'obtenir des propriétés reproductibles.

La découverte de l'effet Hall en 1879 par Edwin Herbert Hall, marque une date importante dans l'histoire de la physique des semi-conducteurs. Lorsqu'un courant traverse un barreau en matériau semi-conducteur (ou conducteur), et si un champ magnétique d'induction  $B$  est appliqué perpendiculairement au sens de passage du courant, une tension, appelée tension Hall, proportionnelle au champ magnétique et au courant apparaît sur les faces latérales du barreau.

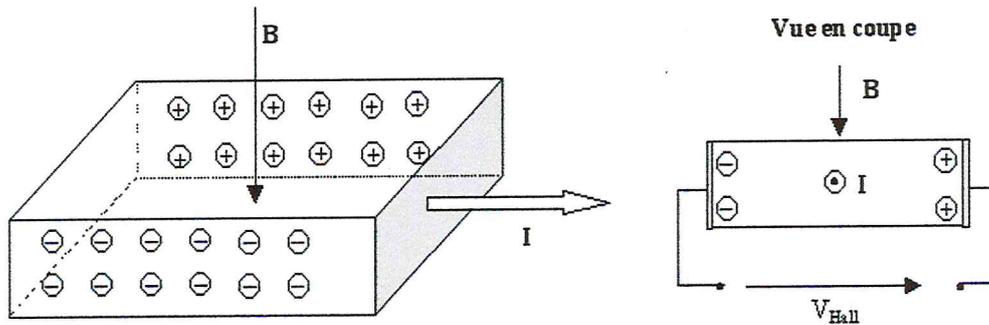


Figure II.7.1: Effet Hall

Cette tension est proportionnelle à la vitesse de déplacement des porteurs de charge qui est considérablement plus grande dans les matériaux semi-conducteurs que dans les conducteurs métalliques.

En 1926, la découverte du théorème de Bloch permet de préciser la structure électronique des semi-conducteurs (structure de bandes) et de comprendre les grandes mobilités observées pour les électrons dans un cristal. Et en 1931, Wilson jette les bases de la théorie moderne des semi-conducteurs comme isolants à faible bande interdite et introduit la notion de trous.

Les détecteurs à semi-conducteurs sont apparus dès 1949 [10], aux laboratoires Bell (Murray Hill, New Jersey, États-Unis). Leur mise au point se développe au cours des années 1950, aux États-Unis, au Canada, en URSS. En 1963 se tient à Liège (Belgique) le premier colloque européen sur ce thème [11]. Les jonctions au silicium y sont omniprésentes. Leurs performances, et en particulier leur résolution, vont surclasser celles des détecteurs classiques.

## II.7.2. Phénomène de semi-conduction [15].

### II.7.2.1 Conduction électrique

Dans le modèle classique, un corps est isolant s'il ne contient pas d'électrons mobiles. Dans un conducteur, des électrons sont peu liés aux noyaux et peuvent se déplacer dans le réseau cristallin. Si  $n$  est la densité des électrons libres,  $I$  le courant électrique,  $v$  leur vitesse moyenne, dans une barre de longueur  $L$ , de section  $S$  avec une tension  $V$  entre les extrémités, la densité de courant :  $J = I/S$

La vitesse des électrons est proportionnelle à la force à laquelle ils sont soumis donc au champ électrique  $E = V/L$ . Si  $\mu$  désigne la mobilité, on a :

$$v = \mu.E ; \quad J = n.e.\mu. \quad J = \sigma.E = E/\tilde{\rho}$$

Comment les électrons parviennent-ils pour se faufiler entre les atomes sous d'aussi longues distances ? Felix Bloch en 1928 a apporté une solution à ce problème dans sa thèse. « ...J'ai trouvé, à mon propre émerveillement, que l'onde des électrons différait des ondes planes des électrons libres seulement par une modulation périodique. Ceci était tellement simple que je ne pensais pas que ça pouvait être une découverte, mais quand je l'ai montré à Heisenberg, il a dit tout de suite : C'est ça !... »

Le modèle classique a été donc remplacé par le modèle quantique des bandes d'énergie. Le formalisme utilisé pour la description des propriétés des matériaux semi-conducteurs est celui de la mécanique quantique. La description détaillée et rigoureuse des semi-conducteurs exige des développements théoriques relativement élaborés faisant appel, notamment à des concepts abstraits (par exemple, les groupes de symétrie de la théorie des groupes). Néanmoins, dans le cadre de cette partie nous n'aborderons que les propriétés optiques élémentaires des semi-conducteurs. Celles-ci peuvent être décrites et expliquées à partir de raisonnements simples faisant appel aux notions élémentaires de la mécanique quantique. Dans l'atome isolé les électrons occupent des niveaux d'énergie discrets. Dans un cristal, par suite des interactions entre les atomes, ces niveaux discrets s'élargissent et les électrons occupent des bandes d'énergie permises séparées par des bandes interdites. La répartition des électrons dans les niveaux obéit aux lois de la thermodynamique statistique. Au zéro absolu, seuls sont peuplés les niveaux de plus basse énergie. Le modèle des électrons libres nous permet de comprendre certaines propriétés des métaux (comme la conductibilité thermique et électrique), mais n'explique pas la différence entre métaux, semi-métaux, semi-conducteurs et isolants. Ceci s'explique par des électrons suivant des bandes d'énergie Il nous faut donc compléter notre modèle : les électrons évoluent dans un potentiel périodique parfait de la périodicité du réseau. Nous continuons à considérer les électrons indépendants : les interactions électron-électron sont prises en compte dans un potentiel effectif. Il n'existe pas d'états stationnaires pour un électron dans un potentiel périodique (pas de vecteurs propres

pour l'Hamiltonien). C'est là qu'interviennent les conditions de bords: en choisissant une boîte épousant la périodicité du réseau, le spectre de H (Hamiltonien) devient totalement discret. Puis, en faisant tendre sa dimension vers l'infini, les valeurs de E s'arrangent en bandes d'énergies permises. Le théorème de Bloch donne les solutions de l'équation de Schrödinger indépendante du temps pour un potentiel donné périodique. Un potentiel  $V(x)$  de périodicité  $x_0$  peut s'écrire sous la forme  $V(x + x_0) = V(x)$ , le théorème de Bloch dit alors que les fonctions d'onde, dite onde de Bloch, s'écrivent :

$$\psi(x) = e^{ikx} \cdot u_{\vec{k}}(x)$$

où  $u_{\vec{k}}(x)$  est une fonction de période  $x_0$ , c'est-à-dire  $u_{\vec{k}}(x) = u_{\vec{k}}(x+x_0)$ .

Cette formulation du théorème de Bloch nous donne la forme que doivent avoir les fonctions d'ondes. On remarque aussi que le premier terme  $e^{ikx}$  correspond à une onde plane, ce qui sera repris pour la formulation de l'équation centrale. Une conséquence du théorème de Bloch est l'apparition des bandes interdites par l'application d'un potentiel cristallin perturbatif (donc arbitrairement faible) sur des électrons libres: c'est le modèle des électrons presque libres. Partons d'une fonction d'onde d'électron libre  $|k\rangle$  et prenons le potentiel cristallin sous la forme:

$$V(x) = \sum_{m \neq 0} V(K_m) \exp(iK_m x)$$

Constatons d'abord que la perturbation introduite par ce potentiel ne peut pas être dans le cas général une perturbation du premier ordre. En effet, tous les termes de ce potentiel sont oscillatoires et leur moyenne par toute fonction d'onde  $K$  sur un domaine suffisamment grand est nulle, sauf si les termes oscillatoires se compensent. On montre facilement que la fonction d'onde prend la forme:

$$|\Psi_k\rangle = |k\rangle + \sum_{m \neq 0} u(K_m) |k + K_m\rangle$$

avec:

$$u(K_m) = \frac{2m.V(K_m)}{\hbar^2[E(k) - (k + K_m)^2]}$$

Remarquons au passage que cette fonction d'onde est bien une onde de Bloch (il suffit de remplacer les kets par leurs formes fonctionnelles). En posant  $E(k) = \hbar^2 k^2$  et vu la nature périodique du potentiel perturbateur  $V$ , toutes ces contributions sont nulles à l'exception de celles remplissant les conditions de Bragg,  $(k + K_p)^2 = k^2$  ce qui donne comme valeur de  $E$ :

$$E = \frac{\hbar^2 k^2}{2m} \pm [V(K_p)]$$

Donc pour un point  $k$  à mi-distance de l'origine et d'un premier nœud du réseau réciproque, c'est-à-dire  $k = -K_p / 2$  la condition de Bragg est vérifiée et la valeur de  $E$  modifiée. Ce point est évidemment sur la frontière de la première zone de Brillouin. La structure de bande nous donne un certain nombre de renseignements sur la nature du solide en question. C'est à dire si c'est un conducteur, un isolant ou un semi-conducteur. En pratique la structure cristalline se traduit par la mise en commun de ces électrons périphériques qui vont alors disposer d'une beaucoup plus grande liberté d'action. On rencontrera donc deux types d'électrons : ceux pour lesquels les interactions des autres noyaux sont si fortes qu'ils sont pratiquement libérés de leur atome initial et circulent de proche en proche dans l'ensemble du solide sous l'effet des champs électromagnétiques générés par les autres particules chargées du solide et ceux qui sont plus proches d'un noyau donné auquel ils restent liés malgré la perturbation de leur état énergétique par les actions des autres noyaux. Pour satisfaire le principe de Pauli on constate qu'il y a une véritable démultiplication des niveaux énergétiques de l'atome isolé et dans un cristal (assemblage régulier d'atomes) ce phénomène se traduit par l'existence de quasi "bandes d'énergie" dont la représentation conventionnelle nous aidera à expliquer bien des propriétés du semi-conducteur et les applications pratiques en découlant. Notons que deux bandes d'énergie permises sont séparées par une bande dite interdite de largeur plus ou moins importante, et que parfois deux bandes permises se chevauchent en ne formant

alors qu'une unique bande permise plus large caractérisant des matériaux différents, semi-conducteur ou isolant dans le premier cas, métal conducteur dans le dernier.

### II.7.2.2. Dopage de type N.

Le dopage de type N comme l'indique la Figure II.7.2.2. 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 (VA) de la table périodique: le phosphore (P), l'arsenic (As) ou l'antimoine (Sb)...



Figure II.7.2.2. Atome de silicium

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. Aux températures ordinaires, quasiment tous ces électrons le sont. 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. Et parce que les atomes à cinq électrons ont un électron supplémentaire à « donner », ils sont appelés atomes donneurs.

### II.7.2. 3. Dopage de 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 un atome trivalent (colonne III du tableau périodique), généralement un atome de bore (voir schéma ci-dessous). 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.

### II.7.2.4. Jonction PN d'une diode.

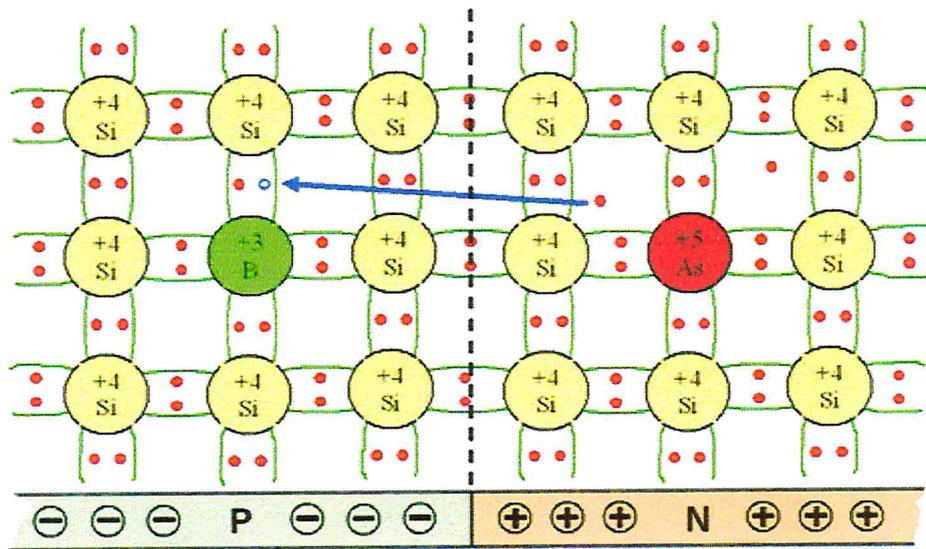


Figure II.7.2.4' : Représentation schématique des liaisons électroniques pour une jonction PN de semi-conducteurs silicium (Si). Le dopage N est obtenu par de l'arsenic (As) et le dopage P par du Bohr (B).

Nous allons à présent observer le comportement de deux cristaux de semi-conducteur de type N et P quand on lie une de leur extrémité par fusion. Nous savons déjà que les cristaux de type P contiennent des trous comme porteurs majoritaires tandis que les cristaux de type N contiennent des électrons libres comme porteurs majoritaires. Voyons le comportement des porteurs majoritaires lorsqu'il se forme une jonction entre deux semi-conducteurs de types différents, c'est-à-dire entre un cristal P et un cristal N (Figure II.7.2.4.a). En pratique, la jonction s'établit en formant par des moyens techniques spéciaux une zone P dans un monocristal N ou inversement, une zone N dans un monocristal P. Par contre, il est impossible d'unir deux cristaux de types différents pour former une jonction PN. Toutefois et ceci afin de mieux comprendre ce qui se passe au niveau d'une jonction, nous représenterons cette dernière par l'union de deux plaquettes différentes de germanium. Lorsque la jonction est effectuée, une partie des électrons libres du cristal N, sous l'effet de l'agitation thermique, commence à se répandre dans le cristal P et en même temps, toujours sous la poussée de l'agitation thermique, une partie des trous du cristal P se propage dans le cristal N. Dans un premier temps, la diffusion des électrons et des trous s'effectue avec une certaine régularité dans les deux sens. Théoriquement, si l'on maintient ce rythme pendant un temps suffisamment long, on arrive à un état final dans lequel les électrons libres et les trous sont uniformément distribués dans les deux cristaux. En réalité, la diffusion s'arrête, bien avant d'occuper entièrement les deux cristaux et ainsi, il se forme autour de la surface de jonction une seule zone (relativement mince), dans laquelle sont mélangés en quantités égales les électrons libres et les trous. Dans la phase finale, nous obtenons donc trois zones distinctes :

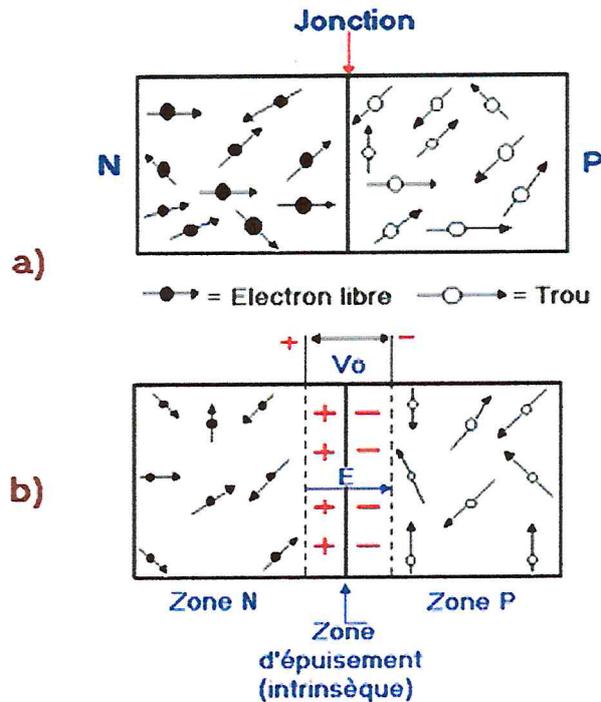


Figure II.7.2.4. Formation d'une jonction P.N.

- Une zone N : constituée par la partie N du cristal, non occupée par les trous provenant du cristal P.
- Une zone P : constituée par la partie du cristal P non occupée par les électrons libres provenant du cristal N.

Nous trouvons enfin sur les bords de la surface de jonction, la nouvelle zone que l'on peut appeler «intrinsèque», en considérant qu'elle contient un nombre égal d'électrons libres et de trous (Figure II.7.2.4.b). Il ne faut toutefois pas considérer cette nouvelle zone comme rigoureusement intrinsèque. En effet, la distribution des charges libres n'est pas uniforme comme dans les semi-conducteurs intrinsèques. Pour qualifier ce phénomène, on utilise l'appellation «région de déplétion», ou zone d'épuisement, rappelant ainsi que dans la zone en question, la poussée de diffusion des charges libres provenant des deux cristaux réunis, s'épuise. En examinant les phénomènes qui prennent naissance tout de suite après la formation d'une jonction P.N., nous nous sommes limités jusqu'ici à observer les déplacements des électrons libres et des trous, sans tenir compte des réticules cristallins dans lesquels s'effectue la diffusion des charges. En réalité, les deux réticules cristallins exercent une grande

influence sur la diffusion. En effet, c'est à partir des caractéristiques électriques des réticules que naît le plus grand obstacle pour l'achèvement de la diffusion des charges dans les deux cristaux. Lorsque les électrons qui sortent du cristal N entrent dans le réticule du cristal P et que les trous sortant du cristal P se propagent dans le réticule du cristal N, il se produit aux extrémités des deux réticules en contact, deux nouveaux états électriques. En effet, sur l'extrémité du cristal N, il se forme une accumulation d'électricité positive, due à la perte d'électrons et à l'acquisition de trous, tandis qu'à l'extrémité du cristal P, nous trouvons une accumulation d'électricité négative, due à la perte de trous et à l'acquisition d'électrons. La séparation des charges de signes opposés produit un champ électrique  $E$ , circulant de l'extrémité positive du cristal N à l'extrémité négative du cristal P. Ce champ électrique agit de façon à s'opposer à la diffusion des charges à travers la jonction, dans la mesure où il tend à ramener les trous du cristal N au cristal P et les électrons du cristal P au cristal N. Avec la croissance de l'intensité du champ  $E$  et la diffusion des charges qui se poursuit, la force de rappel des charges augmente également. Ainsi, la poussée de la diffusion trouvera de plus en plus d'opposition, jusqu'à ce que l'équilibre entre les forces opposées soit atteint, provoquant alors la cessation de toute diffusion des charges dans les deux cristaux.

Avec l'équilibre établi entre la force du champ électrique et la poussée de diffusion, il se forme aussi une séparation entre une certaine quantité de charges positives et négatives sur les deux bords de la zone d'épuisement. Par conséquent, aux bords de cette dernière, une certaine différence de potentiel ( $V_0$  de la Figure II.7.2.4.b) reste constante et pour cette raison on l'appelle couramment mais improprement, potentiel de contact ou encore potentiel de diffusion.

### **III. Calibration du détecteur à semi-conducteur**

#### **III.1.Principe de mesure de dose**

##### **III.1.1.Les mesures de dose [16]**

L'interaction électromagnétique entre la particule chargée et le noyau résulte en un transfert d'une partie cinétique de la particule au noyau, qui devient excité ou

ionisé. Le principe physique est le même pour excitation et ionisation. La différence est que dans le cas d'ionisation, le transfert d'énergie est suffisamment grand pour que l'électron atomique devienne libre. Contrairement à la physique nucléaire fondamentale qui étudie les collisions nucléaires et qui s'intéresse à l'énergie des particules en cause, la physique médicale appliquée à la radiothérapie porte sur l'interaction macroscopique de faisceaux de photons ou d'électrons avec la matière. Cette interaction se traduit sous la forme d'une dose déposée dans le milieu irradié. La dose absorbée est un concept propre à la radiothérapie et à la radiobiologie qui sert à mesurer les effets biologiques produits par des radiations ionisantes et indirectement ionisantes de diverses énergies (particules chargées, neutrons et photons). La définition mathématique de la dose déposée dans un milieu donné est égale l'énergie absorbée dans ce milieu par unité de masse sous l'effet de radiations incidentes ou bien, la dose absorbée représente la quantité d'énergie absorbée, par unité de matière. Cette dose absorbée est différente de l'énergie émise. Elle se mesure en **Gray**, 1 Gy représentant 1 Joule déposé dans 1 kg de matière. 70 Gy représentent la dose habituellement prescrite dans le traitement des cancers ORL, en radiothérapie exclusive. En pratique, la dose déposée dans un milieu donné est mesurée à l'aide d'un dosimètre, tel qu'une chambre à ionisation. En radiothérapie, le contrôle de qualité des accélérateurs linéaires d'électrons ainsi que la simulation de traitement nécessitent des mesures de dose régulières. Des dosimètres et des protocoles de mesure ont été mis au point en physique médicale afin d'assurer la précision et la reproductibilité de ces mesures. Un survol des mesures de dose réalisées en radio-ontologie ainsi qu'une description des principaux dosimètres employés dans ce domaine sont présentés dans les paragraphes suivants.

### **III.1.2. Autres mesures de dose**

En plus du contrôle de qualité des accélérateurs médicaux, les cas de traitement complexe nécessitent parfois l'évaluation expérimentale de la dose déposée dans le volume cible. Ces mesures sont réalisées par exemple en recréant le cas en question à l'aide de matériaux radiologiquement équivalents aux tissus, tels que le polystyrène ou la cire, et en irradiant le montage dans les mêmes conditions de traitement. Le but

de ces mesures, habituellement difficiles à réaliser, est de vérifier et de compléter les calculs de dose prévisionnels qui ne peuvent pas toujours tenir compte de toutes les variables d'un traitement. Le physicien médical peut avoir recours à une simulation pour évaluer par exemple le surdosage autour d'implants dentaires métalliques. L'évaluation de la dose à la jonction de deux champs jointifs en électrons ou la mesure de l'efficacité d'un compensateur de tissus déficitaires pour pallier aux irrégularités du corps humain sont d'autres cas où l'évaluation expérimentale de la dose peut être nécessaire. Le choix du dosimètre pour réaliser ces mesures varie d'une situation à l'autre. Les films radiosensibles, les détecteurs à semi-conducteur (diode) ou les dosimètres thermoluminescents peuvent par exemple être employés lorsque la chambre à ionisation ne se prête pas aux exigences du montage. Ces dosimètres, dont la méthode d'utilisation est moins bien uniformisée que celle de la chambre à ionisation, sont utilisés en particulier en recherche. La simulation des cas de traitement complexe étant souvent difficile, il peut être intéressant de mesurer directement la dose déposée dans le patient durant le traitement. Ces mesures de dose in vivo servent aussi à vérifier et à compléter les calculs de dose prévisionnels. Elles nécessitent bien sûr l'utilisation de détecteurs miniatures, tels que les diodes ou les cristaux thermoluminescents, éliminant donc la possibilité d'employer une chambre à ionisation. Les exemples de dosimétrie in vivo sont nombreux. Ces mesures, bien que complexes, sont la source d'informations dosimétriques habituellement inaccessibles. Chaque situation rencontrée nécessite un dosimètre qui lui est adapté.

### **III.2. Vérification avant utilisation**

La stabilité du signal de la diode, sous l'influence du courant de fuite avant l'irradiation, doit faire l'objet d'une vérification après un temps d'échauffement adéquat, la diode doit être reliée à l'électromètre en tenant compte de ce courant. Le courant de fuite doit être négligeable si on le compare au courant obtenu pour des mesures réelles. Il est recommandé de mesurer le courant de fuite pour une période d'au moins cinq fois plus longue que la période utilisée dans les applications cliniques. Le courant de fuite ne doit pas dépasser 1% en une heure, Van Dam [12]. Un test général de la fiabilité et la stabilité de l'équipement, avant utilisation, peut être effectuée comme suit:

La diode placée au sommet d'un fantôme d'étalonnage est irradiée pendant 10 à 15 fois avec le champ de référence. L'écart standard des signaux résultant devrait être de l'ordre de 0,5%. Les mesures sont répétées à des jours différents au cours de deux semaines. La procédure de mesure, y compris les équipements de mesure, l'emplacement du fantôme et le positionnement de la diode, sont fiables et stables, si toutes les mesures sont à 1% (à condition que le faisceau de sortie de l'accélérateur est stable).

### III.3. Calibration de la diode [17]

La diode est étalonnée pour mesurer la dose à l'entrée, c'est à dire lorsqu'elle est placée sur la peau du patient, la dose mesurée doit correspondre à la dose dans les tissus à la profondeur d'une dose maximale délivrée par les photons avec une certaine géométrie particulière du type de faisceau. La procédure d'étalonnage implique d'abord la détermination du facteur d'étalonnage ( $F_{cal}$ ). Il est recommandé d'étalonner la diode pour chaque type de faisceau avec lequel elle est destinée à être utilisée. En raison de la variation du signal de la diode avec la dose accumulée, l'étalonnage doit être régulièrement répétée dans le temps. Les intervalles de temps varient généralement entre une semaine et un mois. La dépendance du signal de la diode en fonction de la température peut être prise en considération lors de l'étalonnage, si cela est effectué à la même température que les mesures avec la même diode notamment dans l'application clinique. Habituellement, un facteur de correction de température est déterminé. La valeur de la dose à l'entrée dans une situation clinique est calculée à partir de la mesure par la diode à l'entrée (équation 1). Le facteur d'étalonnage est défini comme le rapport entre la dose mesurée par la chambre d'ionisation et celle de la diode par rapport à la valeur mesurée dans une géométrie de référence (équation 2).

$$D_{entr} = R_{entrédose} F_{cal} \prod C_i \quad (1)$$

$$F_{cal} = \left( \frac{D_{ic}}{R_{diode}} \right)_{réf.conditio.} \quad (2)$$

Avec  $D_{ent}$  = la dose à l'entrée       $R_{entré\ dose}$  = mesure par la diode à l'entrée

CF=facteur de correction       $F_{cal}$  = facteur d'étalonnage

$R_{diode}$  = dose de la diode       $D_{ic}$  = dose mesurée par la chambre d'ionisation

La diode peut être étalonnée par rapport à la chambre d'ionisation afin de contrôler la dose délivrée par l'accélérateur ou par rapport à une chambre de référence secondaire. Pour déterminer le facteur d'étalonnage, la diode est placée sur la surface d'un fantôme d'étalonnage approprié (exemple en polystyrène). La chambre d'ionisation est à l'intérieur du fantôme sur l'axe central, à une profondeur de référence. Selon la définition de la dose à l'entrée, cela doit être la profondeur de la dose maximale, comme indiqué dans Figure III.3. La chambre d'ionisation est donc placée à la profondeur où la dose arrive à son maximum, et non pas à la surface. Par conséquent, La chambre d'ionisation est placée à une profondeur de référence dans le fantôme et la diode à la surface d'entrée dans la géométrie de référence.

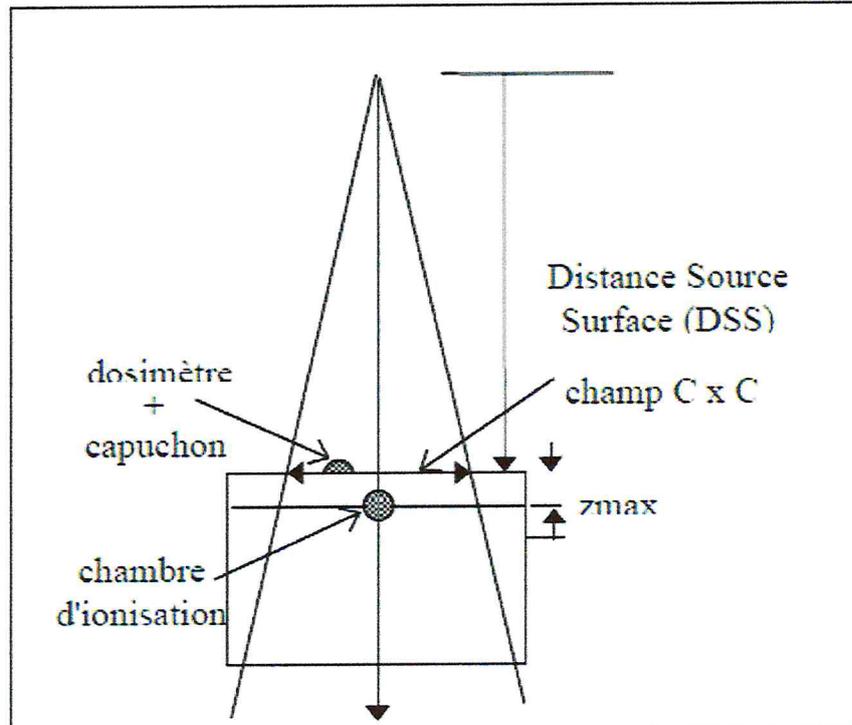


Figure III.3. : Procédure d'étalonnage de diode pour les mesures dose à l'entrée.

Si le protocole utilisé pour la détermination de la dose absolue à l'aide de la chambre d'ionisation comporte l'application d'un facteur de déplacement, ce facteur doit être supprimé. Si un fantôme en polystyrène par exemple est utilisé mais n'est pas complètement équivalent à l'eau, un facteur de conversion de dose dans le polystyrène en dose dans l'eau doit être employé. La DSP (distance source peau) de référence est généralement de 100 cm (pour les accélérateurs linéaires) et le champ de référence  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . La calibration peut être effectuée avec une ou plusieurs diodes disposées en cercle autour de l'axe central pour autant que les variations par rapport à la surface plane ne soient pas significatives. La platitude de la surface  $d_{\text{max}}$  doit être vérifiée, par exemple en mesurant le rapport des lectures par la diode au centre du champ. En outre, les diodes doivent être placées à une distance de l'axe central pour éviter la perturbation du faisceau à la chambre de référence.

#### **III.4. Etalonnage de la diode (dose à l'entrée)**

Les diodes sont étalonnées par rapport à une chambre d'ionisation placée à la profondeur de la dose maximale à l'intérieur d'un fantôme de polystyrène. Les diodes sont collées à la surface du fantôme près du centre du champ, de telle sorte qu'elles ne perturbent pas la réponse de la chambre d'ionisation. L'étalonnage est effectué dans des conditions d'irradiation de référence (la taille du champ au cours des 10 iso-centres  $\times 10 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm). Comme les salles où se trouvent les accélérateurs sont équipées de climatiseurs, la température ambiante est toujours comprise entre 21°C et 22°C. Tout d'abord, la lecture par rapport au polystyrène est convertie en une lecture par rapport à l'eau en multipliant la lecture par rapport au polystyrène par un facteur déterminé expérimentalement.

#### **III.5. Méthodologie**

La mesure de la dose du patient est effectuée au début de la durée du traitement, dans les trois premières phases, afin de permettre la correction des erreurs détectées. Les valeurs de la diode attendues sont obtenues à l'aide d'un programme indépendant contenant une base de données de facteurs de correction et des données de faisceau (distributions de dose en profondeur). Le programme n'est pas intégré au système d'enregistrement et vérifié, d'où la dose prescrite et les paramètres du

faisceau sont introduits manuellement dans le programme de calcul. De toute évidence cette procédure augmente le nombre d'erreurs dans le processus de contrôle de la qualité (erreurs dans les données d'entrée), mais constitue un calcul indépendant de la dose à l'entrée attendue. Toutefois, en cas de planification informatisée, la dose d'entrée à un point situé sur l'axe central calculée à l'aide du TPS est introduite avec des facteurs de correction appropriés. Comme technique de champ asymétrique (la moitié ou les trois quarts du domaine bloqué) est une pratique courante au FC (facteur de calibration), la position de la diode lors des mesures doit être déterminée lors de la préparation IVD (dosimétrie in vivo). Par conséquent, des corrections supplémentaires à la lecture attendue de la diode à l'axe central sont ajoutées dans la feuille de calcul pour tenir compte des différentes distances de la diode et des positions hors axe du champ.

### **III.6. Procédure d'étalonnage**

L'étalonnage est effectué à l'aide d'un fantôme avec une vérification hebdomadaire de la constance de la dosimétrie (chambre d'ionisation) de l'unité de traitement. Le choix final de la méthode d'étalonnage est de calibrer le système de diagnostic in vitro à la dose absorbée par l'eau en utilisant une chambre d'ionisation avec un facteur d'étalonnage tabulé. Toute défaillance de l'unité de traitement ainsi que les erreurs humaines sont alors détectés. Toutefois, cette procédure d'étalonnage est lourde et prend beaucoup de temps. Si le système est calibré par rapport à une vérification constante de la sortie du LINAC, la deuxième méthode d'étalonnage suggère, un dysfonctionnement de l'unité de traitement est le plus susceptible d'être détectée lors d'une unité d'étalonnage erronée peuvent être voilée. La troisième méthode couramment utilisée ne peut probablement pas détecter les écarts liés à une calibration erronée de l'unité de traitement. En outre, une erreur systématique peut être instaurée si le système de diode est calibré sur la chambre de contrôle de l'accélérateur linéaire à savoir les diodes sont ajustées au niveau du LINAC au moment de fabrication. Même si les accélérateurs linéaires modernes ont une grande stabilité (constance de  $\pm 2\%$ ), cela peut être d'une grande importance dans les études où une grande précision est nécessaire dans le processus (lorsque les mesures par diode sont utilisées pour vérifier la délivrance de la dose au volume cible). Toutefois,

l'incertitude sur la détermination de la dose par la diode est une combinaison de tous les paramètres et il est peu probable que des variations au jour le jour dans la performance du LINAC dans les mesures de chaque patient seront détectées.

# PARTIE PRATIQUE

## **IV .PARTIE EXPERIMENTALE :**

### **ETUDE DES PARAMETRES D'INFLUENCE SUR LA REPONSE D'UN SYSTEME DE DOSIMETRE IN VIVO PAR DIODES A SEMI-CONDUCTEURS**

#### **IV.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, 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 ,Température et Débit de dose ),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).

#### **IV.2.MATERIELS ET METHODES**

##### **IV.2.1.Description du matériel**

###### **IV.2.1.1. La chambre d'ionisation**

La chambre d'ionisation cylindrique type Farmer N.E 2571 est un détecteur à gaz de volume 0,6 cm<sup>3</sup> sert de référence pour étalonner les autres types de détecteurs.

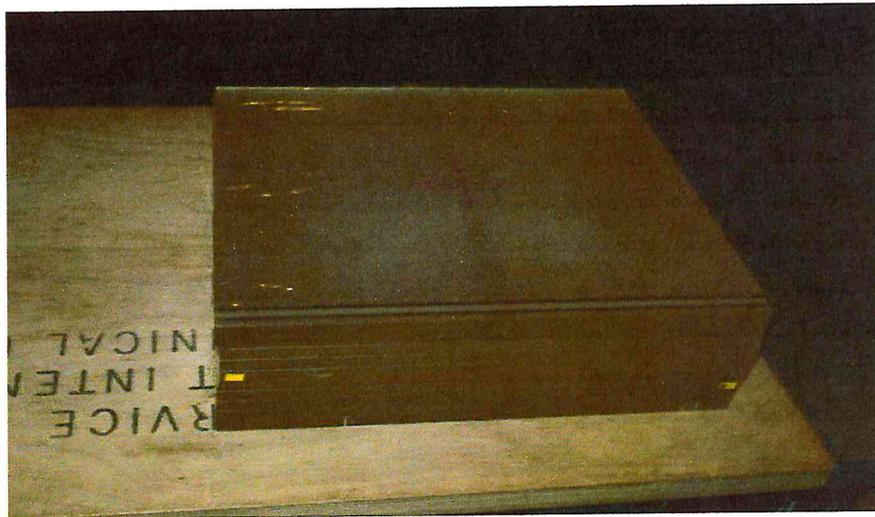
La référence : Farmer N.E 2571 et N.S 2399



*Figure IV.2.1.1 .la chambre cylindrique.*

#### **IV.2.1.2 Fantôme PMMA**

Le Fantôme est utilisé comme milieu de référence, car le corps humain étant constitué en grande partie d'eau, ces deux milieux diffusent et absorbent les radiations de la même façon.



*Figure IV.2.1.2. Le Fantôme PMMA.*

#### **IV.2.1.3.Plexiglas**

Le polyméthacrylate de méthyle souvent abrégé en PMMA, est un thermoplastique transparent dont le monomère est le méthacrylate de méthyle (MAM). Le PMMA a

été inventé par Bradel à la fin du 18<sup>ème</sup> siècle. Ce polymère est plus connu sous son nom commercial de plexiglas mais aussi sous le noms de plastique acrylate, Perspex, Limacryl, vitroflex, altuglas, Méthacrylate ou lucite. En effet, Plexiglas est le nom de commercialisation en Amérique et Altuglas est le nom de commercialisation en Europe, Asie et au moyen –Orient.

#### IV.2.1.4.Électromètre

La diode doit être connectée à un électromètre avec une faible impédance d'entrée et basse tension de décalage. Le courant de la diode généré par des sources autres que le rayonnement est considéré comme courant de fuite. Le courant de fuite doit dans le cas idéal être nul. Cependant, en raison de la tension de décalage d'entrée de l'amplificateur, il y a toujours un courant de fuite. Lorsqu'un électromètre est utilisé avec une diode nécessite alors une tension de décalage faible, 10mV ou moins. Le courant de fuite augmente avec la température du l'électromètre a une compensation suffisante pour la stabilisation et la remise à zéro.

La référence: Graphite 0,6 cc

PTW UNIDOS T 10002-20714

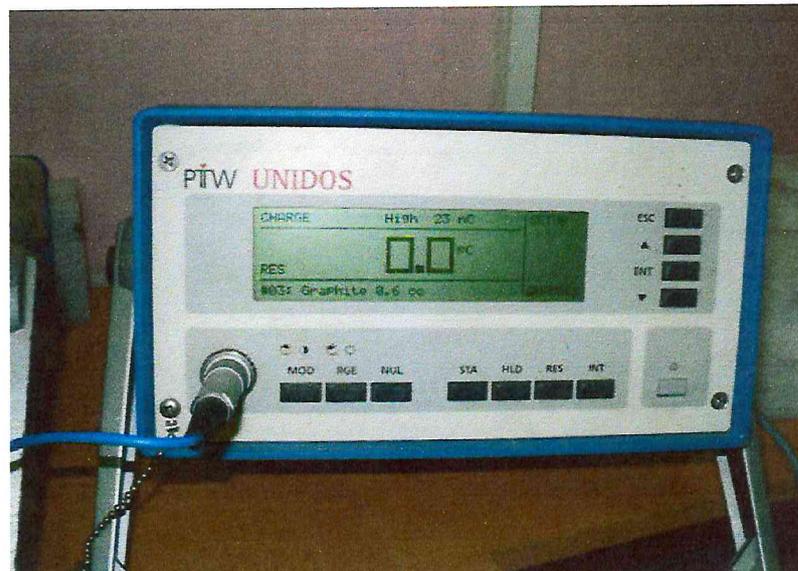


Figure. IV.2.1.3. Electromètre.

#### IV.2.1.5 Thermomètre

Sert à mesurer la valeur des températures, la plage de température est de  $-50^{\circ}$  à  $+150^{\circ}\pm 0,2C^{\circ}$ , il contient une sonde en acier inoxydable, de longueur 10cm, avec câble de 1mètre.



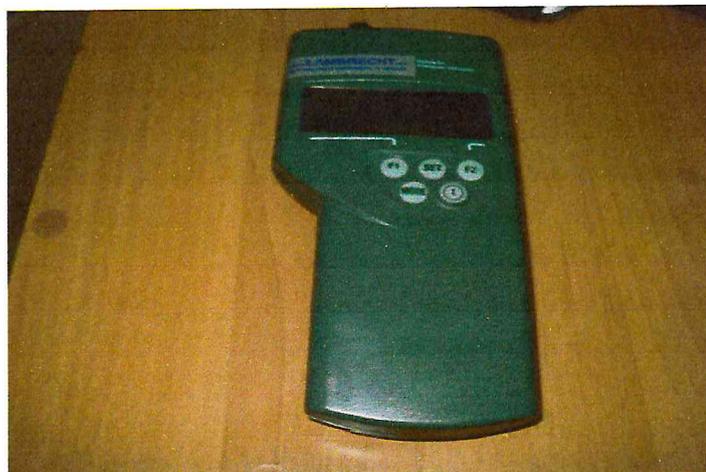
*Figure IV.2.1.4 .Le Thermomètre.*

#### IV.2.1.6.Le baromètre

Le baromètre est un appareil qui permettant de mesurer la pression atmosphérique.

La référence : LAM BRECHT      TYPE : 00 .04853.195000

Numéro : 740228.0001



*Figure. IV.2.1.5. Le baromètre.*

#### IV.2.1.7. Filtre en coin

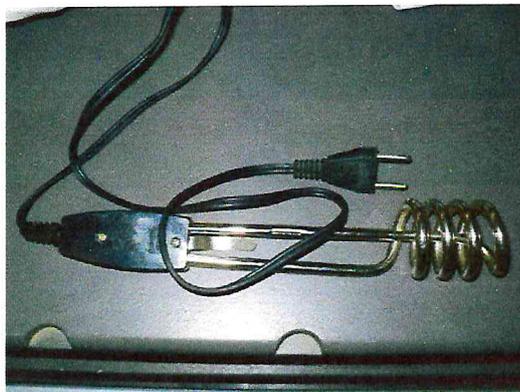
Le filtre en coin est fait de plomb ou d'acier et il est fixé à la tête de l'accélérateur, il sert pour Compenser des surfaces inclinées (Traitements des tumeurs ORL) et modifie la répartition de dose dans le faisceau par atténuation progressive d'un côté à l'autre.



*Figure. IV.2.1.6. Filtre en coin physique 15°.*

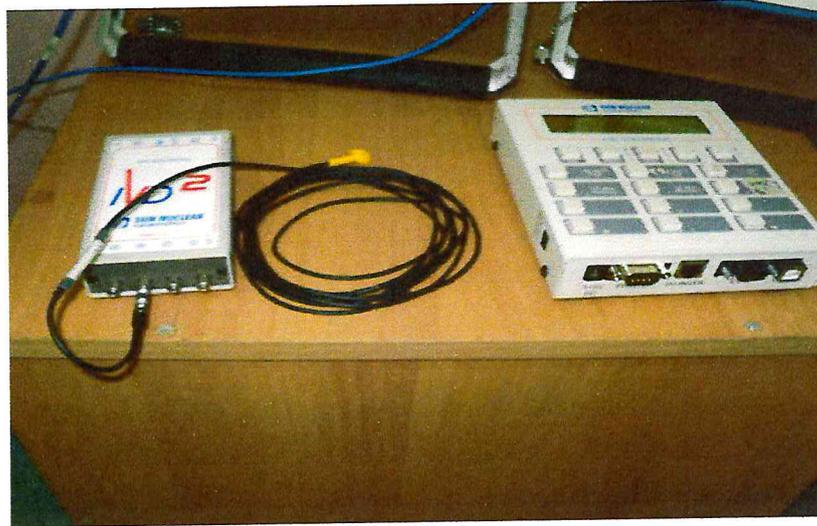
#### IV.2.1.8. Thermoplongeur :

Le thermoplongeur est un dispositif permet de chauffer les liquides (eau, huile, etc..).IL est constitué d'une résistance chauffante électrique, protégée par un simple blindage métallique en alliage bon conducteur de chaleur et résistant à la corrosion.



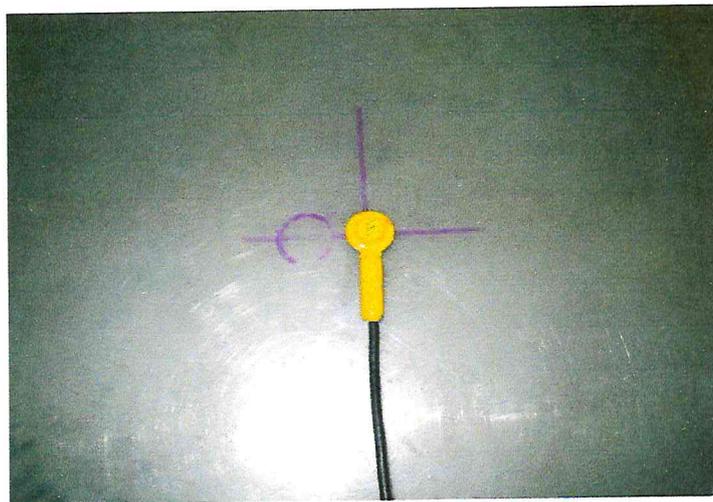
*Figure IV.2.1.7. Thermoplongeur.*

#### IV.2.1.9. Détecteur QED



*Figure IV.2.1.8.A. Diode QED type N et ses accessoires.*

C'est un détecteur Semi-conducteur lié à un dosimètre pour la mesure in vivo.



*Figure IV.2.1.8.B. Diode QED type N.*

Nous avons utilisé une diode QED qui est un détecteur de photons et des faisceaux d'électrons d'énergie 6 MeV. Elle est conçue pour servir comme moyens de vérification in vivo. Notre détecteur est une diode de silicium SI à jonction PN. La surface de la diode est montée en verre renforcé de résine époxy FR4. La surface sensible est au centre de la zone circulaire. Le plan de la surface est parallèle à la

surface du capuchon avec différentes tailles et de différents matériaux. Il faut noter que notre détecteur de QED n'est pas étanche.

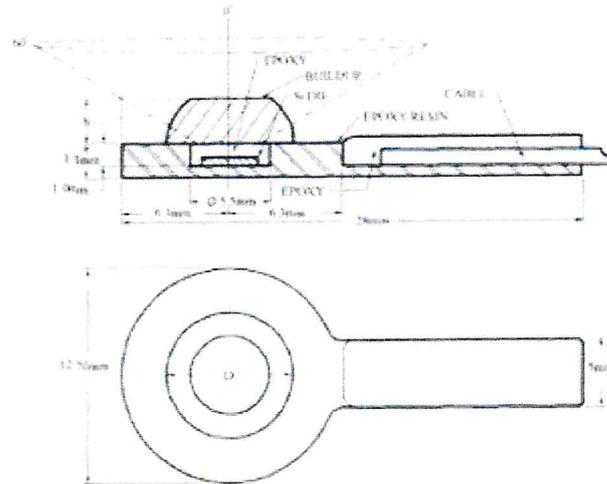


Figure IV.2.1.8.C : Schéma de la vue de dessus et de la section transversale d'un détecteur QED.

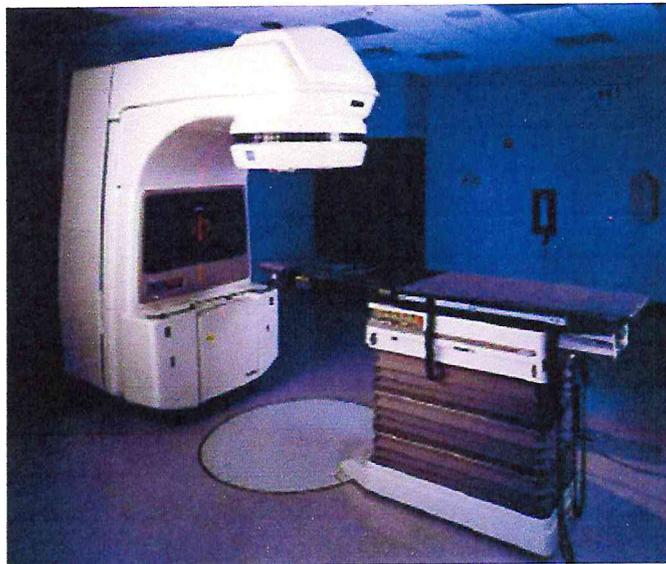
#### IV.2.1.10 Accélérateur linéaire CLINAC 2100C

Les accélérateurs de particules sont des instruments qui utilisent des champs électriques et/ou magnétiques pour amener des particules chargées électriquement à des vitesses élevées. En d'autres termes, ils communiquent de l'énergie aux particules. Les accélérateurs linéaires sont constitués d'un canon à électrons et d'un électro-aimant dont l'onde électromagnétique accélère les électrons dans un tube où règne le vide, appelé section accélératrice. L'énergie des électrons est fonction de la longueur de la section accélératrice l'interposition d'une cible en tungstène génère des photons X. L'aspect extérieur des accélérateurs est assez proche quelle que soit la marque. Les accélérateurs modernes comprennent également une possibilité d'effectuer des contrôles d'imagerie portale. En clinique, sont utilisés des photons de 4 à 25 MeV, dont la pénétration est plus grande que celle des photons du  $\text{Co}^{60}$  et des électrons de 8 à 30 MeV. Plus ils sont puissants, plus les accélérateurs permettent d'amener le maximum de la dose à un niveau profond. Cependant, le tissu traversé reçoit toujours une petite dose.

#### **IV.2.1.10.1 Description générale :**

Cette machine dont le but est le traitement des tumeurs par bombardement de photons ou d'électrons accélérés se décompose en plusieurs parties :

1. la structure ou bâti
2. le bras pouvant effectuer une rotation de 360°
3. un collimateur constitué de mâchoires ou de fines lames
4. un imageur portal (en option) permettant de faire des clichés radio
5. la table de traitement



*Figure. IV.2.1.9. Accélérateur linéaire CLINAC 2100C.*

#### **IV.2.1.10.2 Description technique :**

Plusieurs étapes sont nécessaires à l'accélération d'un faisceau énergétique.

- L'injection.

Le chauffage d'une plaque, appelée cathode, grâce à un filament, dans une cavité bien étudiée, sous vide va permettre d'expulser des électrons. L'anode est reliée au pôle positif de la haute tension, la cathode au pôle négatif, lorsqu'une impulsion positive sera appliquée à la grille de commande, la barrière constituée par celle-ci s'ouvrira et laissera passer le flux d'électrons.

- L'accélération des électrons.

Le flux d'électrons sortant du canon, va rentrer dans une section cylindrique en cuivre formée de cavités, se terminant par une partie torique appelée déviation qui aura pour but de sélectionner l'énergie souhaitée.

- la sélection d'énergie :

Le but est d'obtenir un faisceau le plus homogène possible pour l'énergie sélectionnée souhaitée. La déviation  $270^\circ$  va sélectionner et filtrer l'énergie grâce à un électro-aimant dont les pôles vont se situer de chaque côté de celle-ci. L'ampérage circulant dans les bobines va fixer l'énergie souhaitée et focaliser le faisceau en sortie.

- le faisceau de sortie :

Le faisceau électronique doit subir quelques transformations afin de répondre aux exigences de traitement en radiothérapie. Il doit être symétrique et homogène. On distingue les deux modes de fonctionnement :

1. le mode photons : Une cible en tungstène est placée sous le faisceau primaire, les électrons la frappant vont créer un rayonnement photon. Un cône égalisateur va permettre de rendre le faisceau homogène. Une chambre d'ionisation contrôle le débit, l'homogénéité et la symétrie du faisceau de sortie.

2. le mode électrons, il n'y a plus de cible, le cône égalisateur est remplacé par des diffuseurs : ce sont en fait des éléments constitués d'une fine couche métallique.

### IV.3 Etalonnage du détecteur à semi-conducteur

La diode est étalonnée par rapport à la chambre d'ionisation placée à une profondeur maximale de la dose à l'intérieur d'un fantôme en PMMA. Le fantôme n'étant pas complètement équivalent à l'eau, un facteur de conversion de dose dans le PMMA en dose dans l'eau doit être employé. Pour cela on applique la relation suivante :

$$Z_{\text{eau}} = \frac{\rho_m}{\rho_{\text{eau}}} * \left[ \left( \frac{Z}{A} \right)_{\text{eau}} \right]^m * Z_m$$

Pour trouver le  $Z_{\text{max}}$  du PMMA on doit le calculer de  $Z_{\text{eau}}$  :

$$Z_{\text{eau}} = \frac{\rho_m}{\rho_{\text{eau}}} * \left[ \left( \frac{Z}{A} \right)_{\text{eau}} \right]^m * Z_m$$

$$Z_{\text{eau}} = \frac{1,19}{1} * \frac{\left( \frac{Z}{A} \right)_m}{\left( \frac{Z}{A} \right)_{\text{eau}}} * Z_m$$

$$Z_{\text{eau}} = 1,19 * Z_m * \frac{0,53969}{0,555087}$$

$$Z_{\text{eau}} = Z_m * 1,15630304$$

La dose à l'entrée est égale à la dose au max, pour 6MV : le max=1,5cm.

$$Z_{(\text{PMMA}) \text{ max}} (6 \text{ MV}) = \frac{1,5}{1,15630304} = 1,3 \text{ cm}$$

Avec  $m$ =PMMA,  $Z$ =numéro atomique et  $A$ = nombre de masse

$\rho_m$ =densité de PMMA et  $\rho_{\text{eau}}$ =densité de l'eau

On met le fantôme PMMA sur la table de l'accélérateur, l'une des plaques trouée adaptée à la chambre d'ionisation à  $Z_{\text{max}} = 1,3 \text{ cm}$ , on relie cette dernière à l'électromètre, et on se sert du thermomètre et du baromètre pour prendre la

On met le fantôme PMMA sur la table de l'accélérateur, l'une des plaques trouée adaptée à la chambre d'ionisation à  $Z_{\max} = 1,3 \text{ cm}$ , on relie cette dernière à l'électromètre, et on se sert du thermomètre et du baromètre pour prendre la température et la pression pour les différentes mesures, l'étalonnage est effectué dans des conditions d'irradiation de référence (la taille du champ à l'isocentre de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , SSD = 100 cm).

La lecture de la chambre d'ionisation est donnée en nano-coulomb (nc):

- $M_1 = 21,92 \text{ nc}$ ,
- $M_2 = 21,91 \text{ nc}$ ,
- $M_3 = 21,90 \text{ nc}$ ,
- $M_4 = 21,90 \text{ nc}$ ,
- $M_5 = 21,89 \text{ nc}$ .

$M \text{ moyenne} = 21,904 \text{ nc}$  ,  $T = 20,8^\circ\text{C}$  ,  $P = 1000,49 \text{ hPa}$

L'étalonnage consiste à relier le signal du détecteur à la dose absorbée dans des conditions d'irradiation de référence, ensuite on applique un ensemble de facteurs correctifs quand les conditions d'irradiation diffèrent de celles de référence.

Le débit de référence est égal à la lecture moyenne corrigée par rapport aux effets de température, pression, polarité, et l'effet de recombinaison, multiplié par le facteur d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau  $N_{D, w}$ .

On utilise le worksheet pour calculer les différents facteurs de correction.

## Worksheet for the determination of the absorbed dose to water in a high-energy photon-beam

User: **Etudiantes** Date: **13/03/2010**

### 1. Radiation treatment unit and reference conditions for $D_{w,Q}$ determination

Accelerator: **[redacted]** Nominal Acc Potential: **6** MV  
 Nominal dose rate: **400,0** MU min<sup>-1</sup> Beam quality,  $Q$  ( $TPR_{20,10}$ ) **0,671**  
 Reference phantom: **PMMA** Set up:  SSD  SAD  
 Reference field size: **10** cm x cm Reference distance: **[redacted]** cm  
 Reference depth  $z_{ref}$ : **10,0** g cm<sup>-2</sup>

### 2. Ionization chamber and electrometer

Ion. chamber model: **NE 2571 Farmer** Serial No.: **2399**  
 Chamber wall material: **graphite** thickness: **0,065** g cm<sup>-2</sup>  
 Waterproof sleeve material: **[redacted]** thickness: **[redacted]** g cm<sup>-2</sup>  
 Phantom window material: **[redacted]** thickness: **[redacted]** g cm<sup>-2</sup>

Abs. dose-to-water calibration factor <sup>a</sup>  $N_{D,w,Q_0} =$  **0,04534**  Gy/nC  Gy/rdg

Calibration quality  $Q_0$ :  Co-60  photon beam Calibration depth: **5** g cm<sup>-2</sup>  
 If  $Q_0$  is photons, give  $TPR_{20,10}$ :

Reference conditions for calibration  
 $P_0$ : **101,3** kPa  $T_0$ : **20,0** °C Rel. humidity: **50** %

Polarizing potential  $V_1$ : **250** V  
 Calibration polarity:  +ve  -ve  corrected for polarity effect  
 User polarity:  +ve  -ve

Calibration laboratory: **SSDL** Date: **[redacted]**  
 Electrometer model: **[redacted]** Serial no.: **[redacted]**  
 Calib. separately from chamber:  yes  no Range setting: **[redacted]**  
 If yes Calibration laboratory: **[redacted]** Date: **[redacted]**

### 3. Dosimetry reading <sup>b</sup> and correction for influence quantities

Uncorrected dosimeter reading at  $V_1$  and user polarity: **21,904**  nC  rdg  
 Corresponding accelerator monitor units: **100** MU  
 Ratio of dosimeter reading and monitor units:  $M_1 =$  **0,2190**  nC/MU  rdg/MU

(i)  $P$ : **100,0** kPa  $T$ : **20,8** °C Rel. humidity: **50** %

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P} = \mathbf{1,016}$$

(ii) Electrometer calibration factor  $k_{elec}$ :  nC/rdg  dimensionless

(iii) Polarity correction <sup>d</sup> rdg at  $+V_1$   $M_+ =$  **21,904** rdg at  $-V_1$ :  $M_- =$  **21,93**

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \mathbf{1,001}$$

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

(iv) Recombination correction (two-voltage method)

Polarizing voltages:  $V_1$  (normal) = 250 V  $V_2$  (reduced) = 100 V

Readings at each ° V:  $M_1$  = 21,904  $M_2$  = 21,76

Beam type:  pulsed  pulsed-scanned

Voltage ratio  $V_1 / V_2$  = 2,5000 Ratio of read.  $M_1 / M_2$  = 1,007

$a_0$  = 1,4740  $a_1$  = -1,5870  $a_2$  = 1,1140

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 1,005 \text{ fg}$$

Corrected dosimeter reading at the voltage  $V_1$ :

$$M_Q = M_1 k_{TP} k_{elec} k_{pol} k_s = 2,2375E-01 \quad \text{[ ] nC / MU} \quad \text{[ ] rdg / MU}$$

4. Absorbed dose rate to water at the reference depth,  $z_{ref}$

Beam quality corr. factor for user quality Q:  $k_{Q,Q_0} = \text{\#NOM?}$

taken from  Table 14  Other, specify:

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} = \text{\#NOM?} \text{ Gy / MU}$$

5. Absorbed dose rate to water at the depth of dose maximum,  $z_{max}$

Depth of dose maximum:  $z_{max} = 1,30 \text{ g cm}^{-2}$

(i) SSD set-up

Percentage depth-dose at  $z_{ref}$  for a 10 cm x cm field size

$$PDD(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) = 100,00 \%$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = 100 D_{w,Q}(z_{ref}) / PDD(z_{ref}) = \text{\#NOM?} \text{ Gy / MU}$$

(ii) SAD set-up

TMR at  $z_{ref}$  for a 10 cm x 10 cm field size:

$$TMR(z_{ref} = 10,0 \text{ g cm}^{-2}) =$$

Absorbed-dose rate at  $z_{max}$ :

$$D_{w,Q}(z_{max}) = D_{w,Q}(z_{ref}) / TMR(z_{ref}) = \text{\#NOM?} \text{ Gy / MU}$$

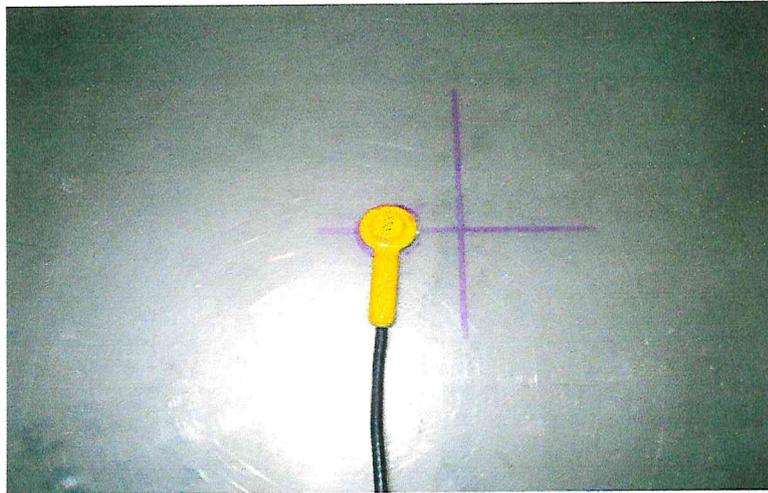
Notes:



#### IV.4.METHODES

La diode à semi-conducteur SUN NUCLEAR de type N (diode QED) reliée à l'électromètre a été étudiée. La diode dispose d'un capuchon d'équilibre électronique d'épaisseur  $1,82\text{cm}^2$  en laiton. La sensibilité est d'environ  $32\text{nc}/\text{Gy}$  avec une surface de détection de  $0,64\text{mm}^2$ .

La diode est étalonnée avec un faisceau 6MV (TPR 20/10= 0,671) d'un accélérateur 2100 C pour un champ  $10\times 10\text{cm}$  à DSP=100cm à un débit 400UM/min (UM : unité moniteur), à température de la pièce environ  $20,5\text{C}^\circ$  posée sur un ensemble de plaque en plexiglas, le signal mesuré 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 affiché par l'électromètre reflète la dose au maximum, soit la dose à 1.3cm de profondeur pour ce faisceau.



*Figure. IV.4. la diode QED type N est collée près du centre du champ.*

##### IV.4.1. Linéarité et Reproductibilité :

Nous avons procédé à une série de mesure avec une exposition de la diode allant de 50UM à 400 UM. Nous avons ainsi pu vérifier la linéarité de la diode sur sa gamme d'utilisation.

Pour étudier la reproductibilité de la diode, nous avons délivré 100UM et relevé le signal mesuré sur une série de 16 mesures.

Nous avons alors déterminé la moyenne et l'écart type de cette série de mesure.

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.

#### IV.4.2. Débit de dose :

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

Le facteur d'influence de débit est défini comme le rapport entre la réponse de la diode à un débit sur la réponse à un débit de 400UM/min.

$$FC_{\text{débit}} = \frac{S_{\text{diode},400}}{S_{\text{diode},D}}$$

#### IV.4.3. Taille du champ :

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 4x4cm<sup>2</sup> à 20x20cm<sup>2</sup> au niveau de la diode.

$$FC_{\text{champ}} = \frac{OF_{CI}}{OF_{DI}}$$

$$OF_{CI} = \frac{L_{CI}(Z_{\text{max}},A,E)}{L_{CI}(Z_{\text{max}},10,E)} \quad \text{et} \quad OF_{DI} = \frac{L_{DI}(Z_{\text{max}},A,E)}{L_{DI}(Z_{\text{max}},10,E)}$$

Avec  $Z_{\text{max}}$ = profondeur au maximum.

A= taille de champ      E= l'énergie d'irradiation

$L_{CI}$  =Lecture de la chambre d'ionisation

$L_{DI}$ =lecture de la diode

$OF_{CI}$ =Facteur de correction de la chambre d'ionisation

$OF_{DI}$  =Facteur de correction de la diode

#### IV.4.4. DSP (distance source peau):

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). Nous avons délivré pour des DSP allant de 85 à 120cm.

$$FC_{DSP} = \frac{OF_{CI}}{OF_{DI}}$$

$$OF_{CI} = \frac{L_{CI}(Z_{max,DSP,E})}{L_{CI}(Z_{max,100,E})} \quad \text{et} \quad OF_{DI} = \frac{L_{DI}(Z_{max,DSP,E})}{L_{DI}(Z_{max,100,E})}$$

Avec DSP =Distance surface peau (fantôme)

#### IV.4.5. Obliquité :

La diode est placée à une DSP de 100 cm avec un champ de  $10 \times 10 \text{cm}^2$  sur des plaques en plexiglas. Nous avons délivré 100UM pour des positions de bras allant de  $-90^\circ$  à  $90^\circ$ .

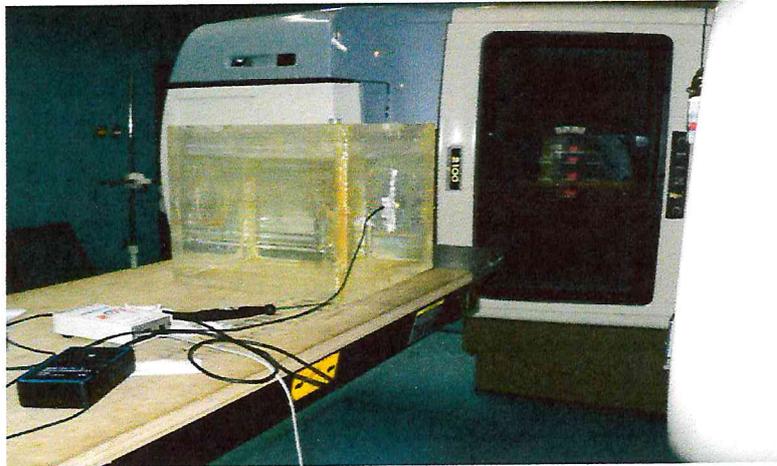
Le facteur d'influence pour l'obliquité est défini comme le rapport du signal mesuré par la diode pour un angle  $\Theta$  sur le signal mesuré avec un bras à  $0^\circ$ .

$$FC_{\Theta} = \frac{S_{diode,\Theta}}{S_{diode,0^\circ}}$$

#### IV.4.6. Température :

La diode est placée sur une paroi cuve à eau avec une paroi à  $30^\circ\text{C}$  (eau à  $33^\circ\text{C}$ ), on délivre 100 UM à différents instant de  $t=0$  à  $t=20$  min et on relève pour chaque irradiation .En pratique clinique la diode se trouve à  $20,5^\circ\text{C}$ et posée sur la peau du patient (à  $30^\circ\text{C}$ ) juste avant l'irradiation.

Il s'agit ici de déterminer l'influence de la température de la paroi sur la réponse de la diode pour simuler l'influence de la température de la peau du patient sur la mesure.



*Figure. IV.4.6. la manipulation de l'Effet de température.*

#### **IV.4.7. Filtre en coin :**

Le facteur de correction filtre en coin est défini comme le rapport entre le facteur de transmission du filtre en coin d'un champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , mesuré avec la chambre d'ionisation placée à la profondeur de la dose maximale. Le facteur de transmission du filtre en coin de la même taille du champ, mesuré à l'aide de la diode placé au centre du champ est fixée sur la surface du fantôme réalisé avec un faisceau de photons d'une énergie 6MV et le nombre d'unité moniteur 80.



*Figure. IV.4.7. la diode QED type N est collée au centre du champ.*

$$FC_{\text{filtre}} = \frac{OF_{CI}}{OF_{DI}}$$

$$OF_{CI} = \frac{L_{CI}(\text{avec filtre})}{L_{CI}(\text{sans filtre})} \quad \text{et} \quad OF_{DI} = \frac{L_{DI}(\text{avec filtre})}{L_{DI}(\text{sans filtre})}$$

## V. Résultats

### V.1. linéarité et reproductibilité :

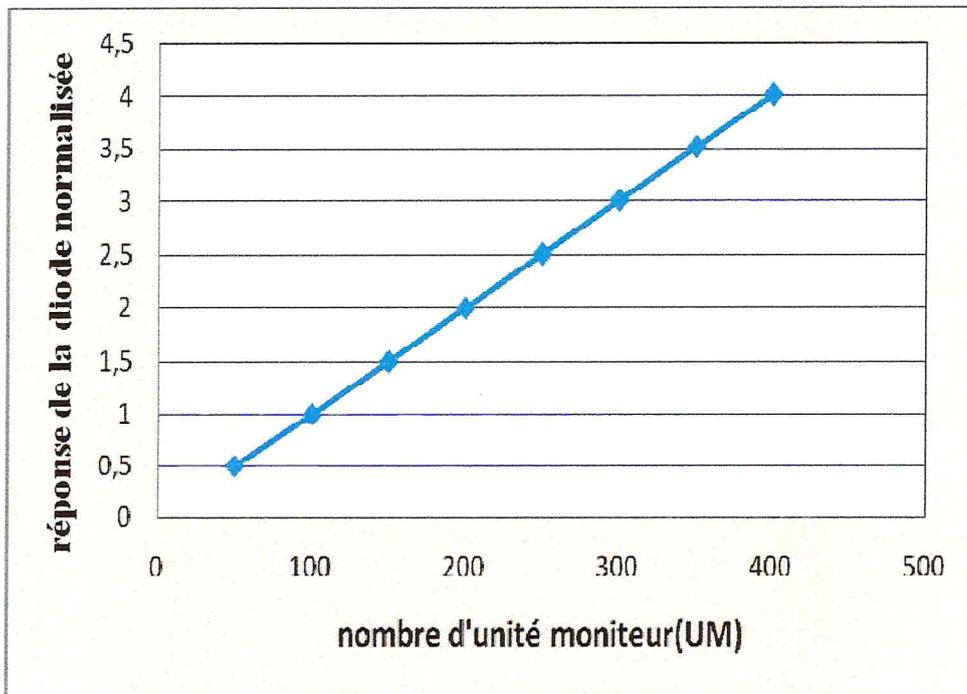
Lecture de la diode ( cGy)		la valeur moyenne (cGy)	l'écart type
100.8	100.9	100,781	0,122
100.8	100.7		
100.9	100.7		
100.6	100.8		
100.5	100.7		
100.9	100.9		
100.7	100.9		
100.7	100.8		

Tableau V.1.A : La Reproductibilité.

Nombre UM	Lecture Diode (cGy)	Lecture Diode / Lecture Diode réf
50	50.2	0.498
<b>Réf 100</b>	<b>100.7</b>	<b>1.000</b>
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
400	404.0	4.012

*Tableau V.1.B : la Linéarité.*

Le graphe montre l'évolution du signal de la diode en fonction de nombre d'unité moniteur.



*Figure V.1.B.la Linéarité en fonction d'unité moniteur.*

## V.2. Débit de dose :

Débit UM/min	Lecture Diode (cGy)	Lecture diode,400 / Lecture diode
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>

Tableau V.2 .le débit.

La Figure montre la réponse normalisée de la diode en fonction du débit de dose.

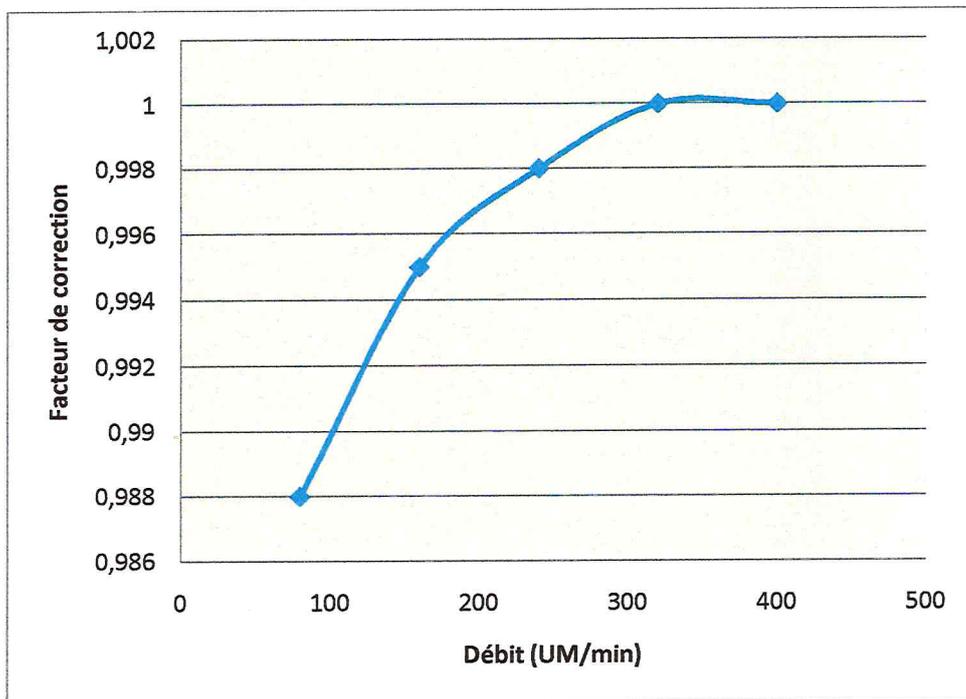


Figure V.2. Facteur de correction lié à la variation du débit de dose.

### V.3. Taille du champ :

Champs (cm <sup>2</sup> )	L <sub>diode</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)	Lecture diode /lecture diode réf	Lecture CI corrigé / lecture CI réf	Lecture CI/ lecture diode
4×4	93,55	20,06	22,266	22,704	0,919	0,925	1,005
5×5	95,25	20,45	22,699	23,146	0,936	0,943	1,007
6×6	96,9	20,8	23,088	23,542	0,952	0,959	1,007
7×7	98,4	21,11	23,432	23,893	0,967	0,974	1,006
8×8	99,55	21,35	23,698	24,164	0,978	0,984	1,006
9×9	100,55	21,535	23,796	24,263	0,988	0,988	1,000
<b>Réf 10×10</b>	<b>101,7</b>	<b>21,78</b>	<b>24,066</b>	<b>24,539</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>
11×11	102,2	21,895	24,193	24,669	1,004	1,005	1,000
12×12	103,05	22,06	24,376	24,855	1,013	1,013	0,999
13×13	103,75	22,22	24,553	25,036	1,020	1,020	1,001
14×14	104,55	22,37	24,718	25,205	1,028	1,027	0,999
15×15	105,1	22,475	24,834	25,323	1,033	1,032	0,998
16×16	105,3	22,525	24,890	25,380	1,035	1,034	0,988
17×17	105,85	22,63	24,893	25,383	1,040	1,034	0,993
18×18	106,25	22,705	24,975	25,467	1,045	1,038	0,993
19×19	106,55	22,785	25,063	25,557	1,048	1,041	0,994
20×20	107	22,865	25 151	25,647	1,052	1,045	0,993

*Tableau V.3. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié a la taille du champ.*

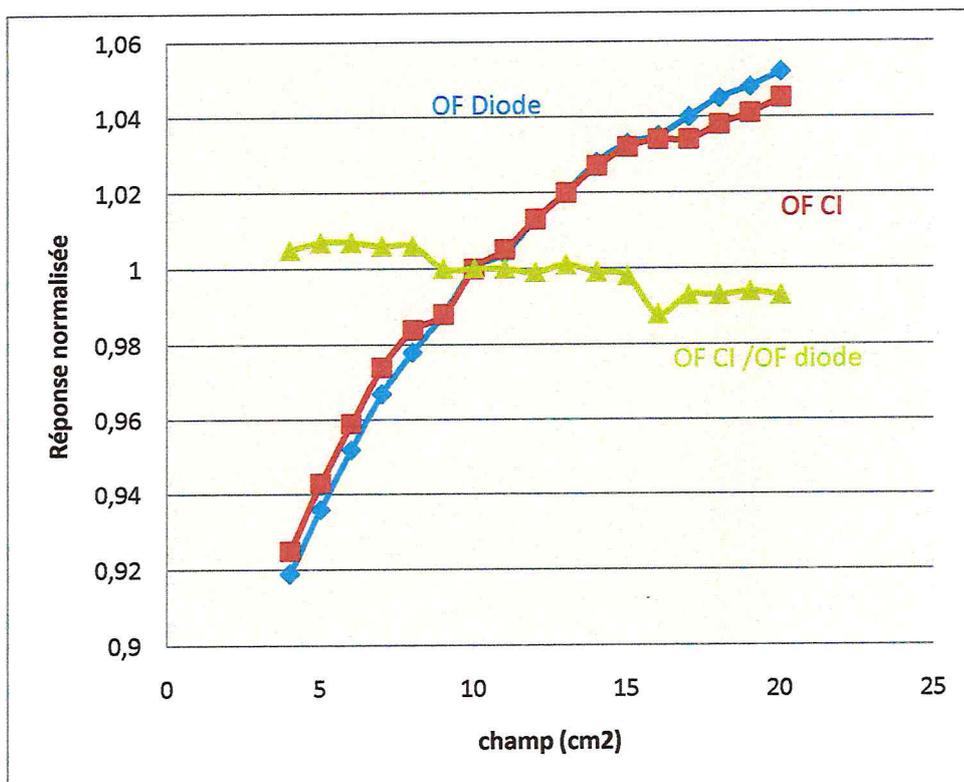


Figure V.3. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié a la taille du champ.

**V.4. Obliquité :**

<b>Angle (°)</b>	<b>Lecture<sub>Diode</sub> (cGy)</b>	<b>Lecture<sub>Diode</sub> / Lecture<sub>Diode réf</sub></b>
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>
-10	110.8	0.999
-20	113.6	0.999
-30	109.2	0.996
-40	104.4	0.997
-50	101.1	1.006
-60	100.2	1.040
-70	100.1	1.086
-80	100.4	1.130
-90	100.4	1.102

*Tableau V.4.Obliquité.*

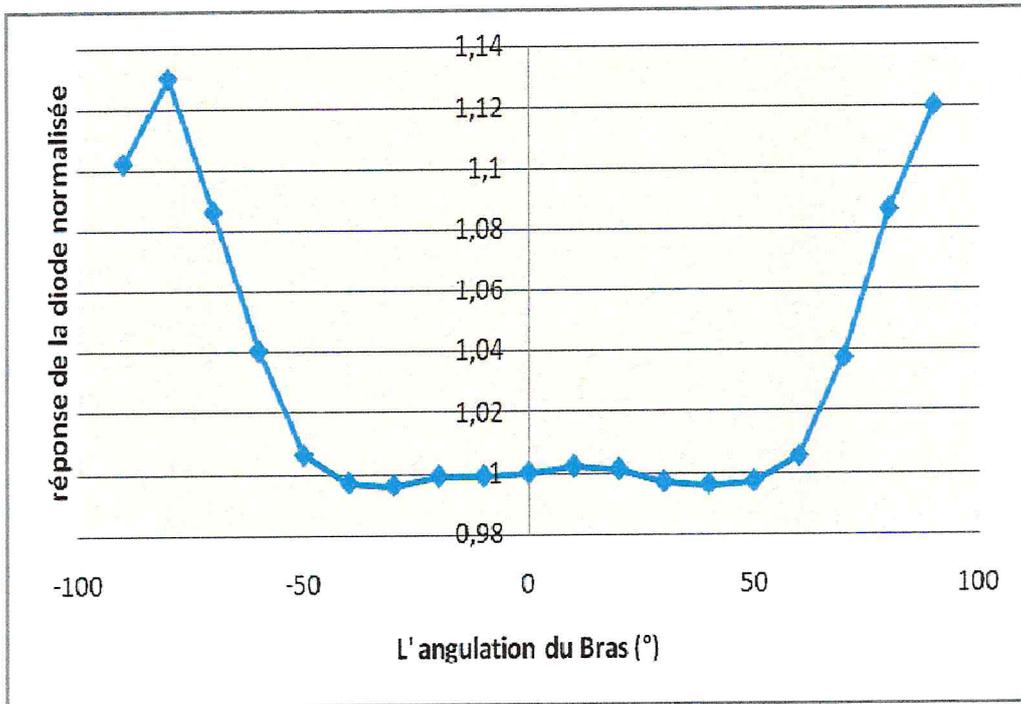


Figure V.4. facteur de correction lié à la variation d'angle d'incidence du faisceau.

**V.5.DSP (distance source peau ) :**

DSP (cm)	L <sub>diode</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)[Lecture CI corrigé]	Lecture diode /lecture diode réf	Lecture CI corrigé /lecture CI réf	Lecture CI/ lecture diode
85	112,9	23,765	26,735	27,268	1,388	1,385	1,002
88	105,05	22,165	24,935	25,432	1,295	1,288	1,004
90	100,55	21,25	23,906	24,382	1,241	1,233	1,006
90,5	99,8	21,07	23,809	24,286	1,236	1,224	1,010
91	98,3	20,765	23,464	23,934	1,219	1,206	1,010
92	96,3	20,36	23,006	23,467	1,195	1,181	1,011
93	94,1	19,895	22,481	22,931	1,167	1,154	1,011
94	92,2	19,505	22,138	22,582	1,150	1,131	1,016
95	90,35	19,13	22,712	22,148	1,128	1,108	1,017
96	88,55	18,765	21,298	21,725	1,106	1,086	1,018
97	86,5	18,355	20,832	21,251	1,082	1,061	1,019
<b>Réf 100</b>	<b>81,5</b>	<b>17,34</b>	<b>19,247</b>	<b>19,633</b>	<b>1</b>	<b>1</b>	<b>1</b>
105	73,9	15,785	17,521	17,873	0,910	0,906	1,003
110	67	14,38	15,961	16,282	0,829	0,822	1,008
115	61,45	13,24	14,696	14,991	0,763	0,753	1,012
120	56,4	12,195	13,536	13,808	0,703	0,692	1,016

*Tableau V.5 : La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié a la variation de la DSP.*

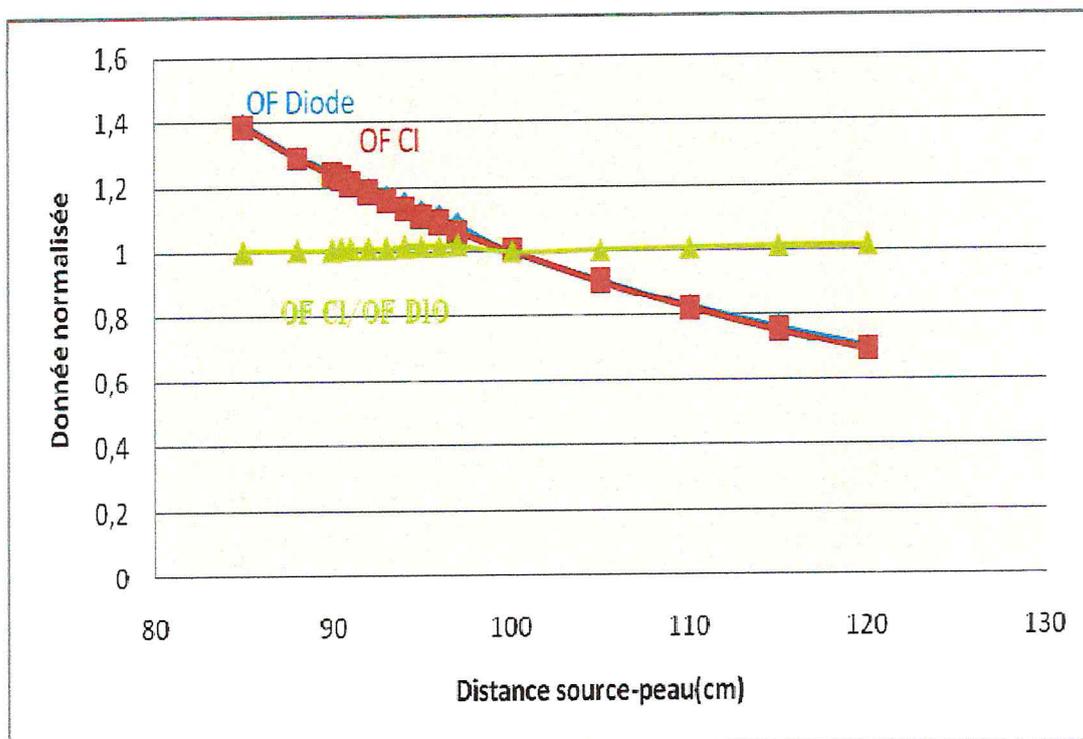
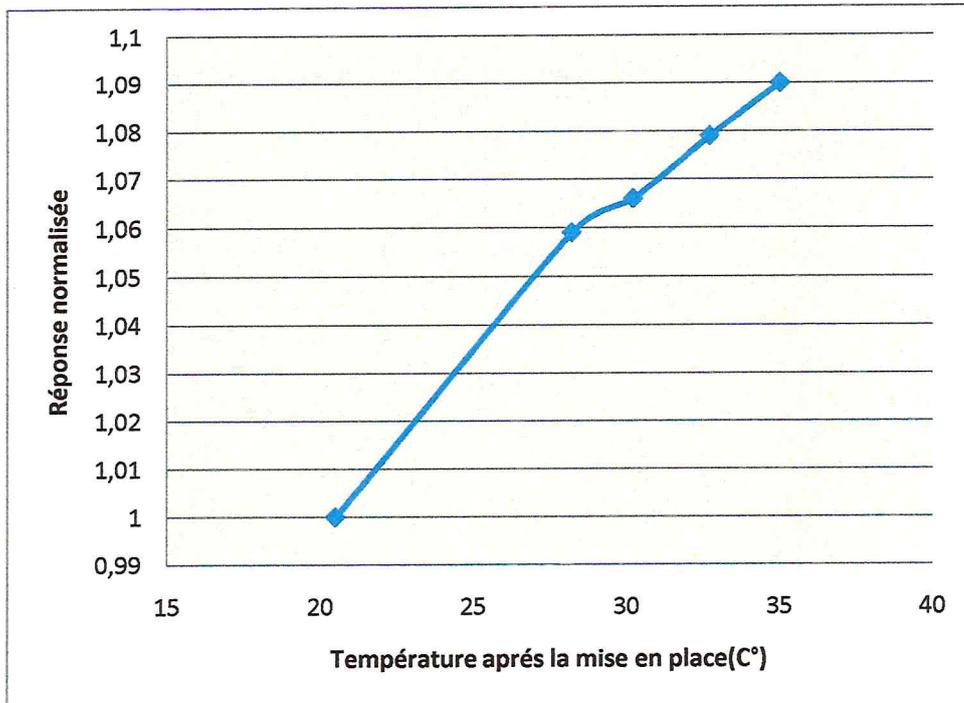


Figure V.5. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié a la variation de la DSP.

#### V.6. Température :

Température (C°)	Lecture Diode (cGy)	Lecture diode / Lecture Diode réf
Réf 20,5	99,58	1
28,2	105,5	1,059
30,2	106,2	1,066
32,7	107,5	1,079
35	108,55	1,090

Tableau V.6. Facteur de correction lié à la variation de la température.



*Figure V.6. Facteur de correction lié à la variation de la température.*

**V.7. filtre en coin :** Nous avons étudié différents filtre en coin de différent angle (15°, 30°, 45°, 60°).

Filtre en coin	Champs (cm <sup>2</sup> )	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)	L <sub>diode</sub> (cGy)	Lecture diode /lecture diode réf	Lecture CI corrigé /lecture CI réf	Lecture CI/ lecture diode
Sans filtre réf	7*7	16,99	17,584	17,836	79,05			
	10*10	17,47	18,081	18,340	81,05			
	15*15	18,015	18,375	18,638	83,65			
	20*20	18,38	18,747	19,015	85,10			
15°	7*7	12,91	13,039	13,225	58,8	0,744	0,741	0,996
	10*10	13,325	13,458	13,650	60,75	0,749	0,744	0,993
	15*15	13,845	13,983	14,183	63,15	0,755	0,761	1,008
	20*20	14,225	14,367	14,752	65,11	0,765	0,766	1,001
30°	7*7	10,33	10,743	10,895	46,95	0,594	0,611	1,028
	10*10	10,69	11,117	11,274	48,6	0,599	0,614	1,025
	15*15	11,18	11,627	11,971	50,8	0,607	0,632	1,041
	20*20	11,56	12,022	12,193	52,75	0,619	0,641	1,034
45°	7*7	8,120	8,567	8,688	36,35	0,459	0,487	1,059
	10*10	8,412	8,874	9,001	37,55	0,463	0,491	1,059
	15*15	8,767	9,249	9,380	39,1	0,467	0,503	1,076
	20*20	9,066	9,564	9,701	40,55	0,476	0,510	1,070
60°	7*7	6,642	6,841	6,938	29,4	0,371	0,389	1,045
	10*10	6,882	7,088	7,189	30,45	0,375	0,392	1,043
	15*15	7,211	7,427	7,533	31,9	0,381	0,404	1,059

Tableau V.7 : La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié au filtre en coin 15°, 13°, 45°, 60°.

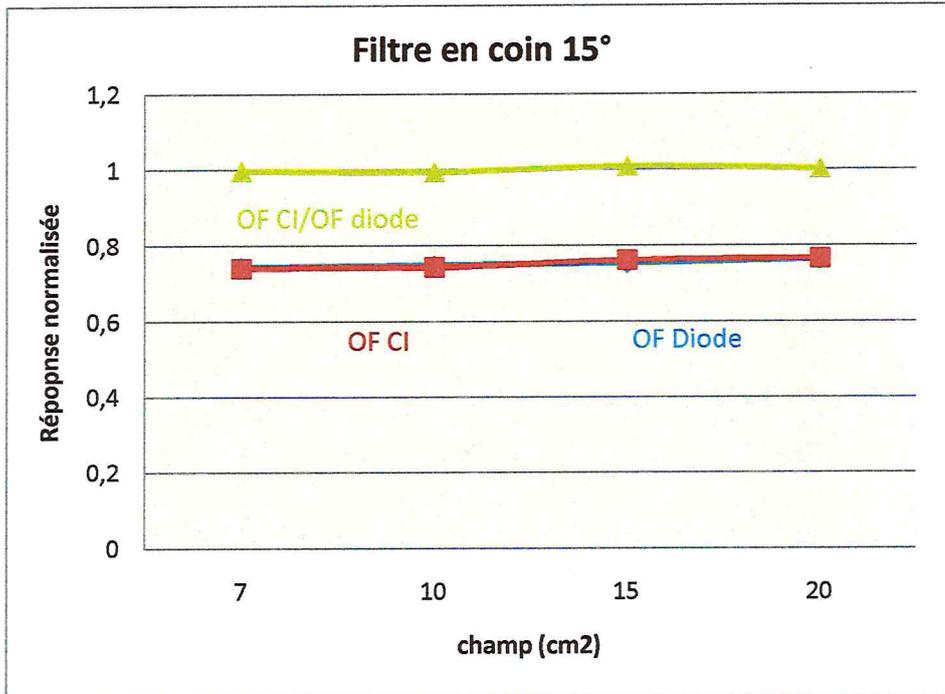


Figure V.7.A. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié au filtre en coin 15°.

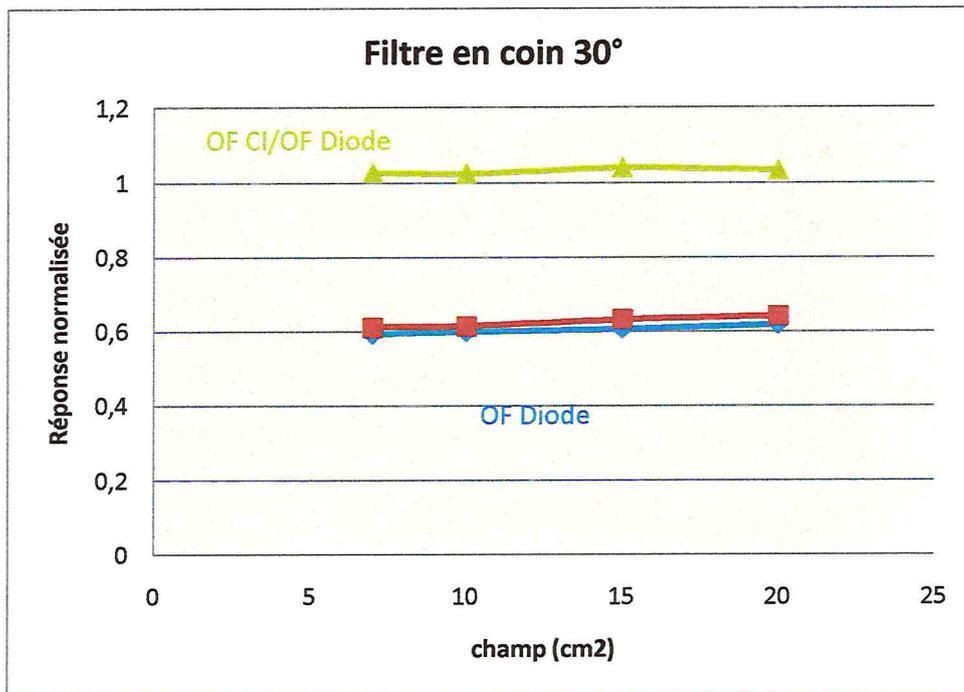


Figure V.4.B. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié au filtre en coin 30°.

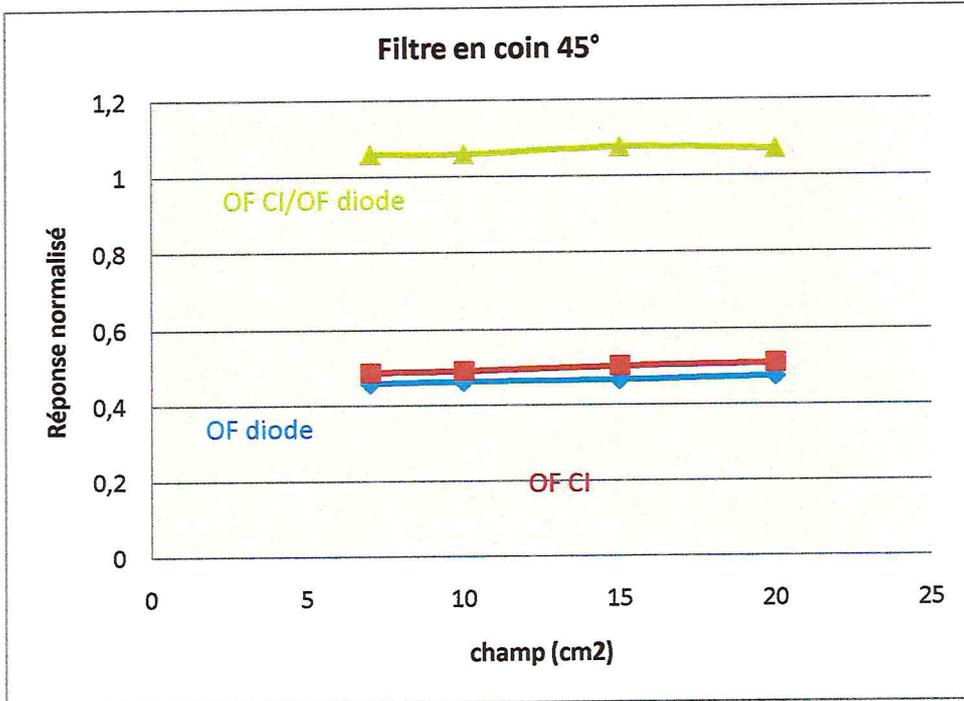


Figure V.7.C. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié au filtre en coin 45°.

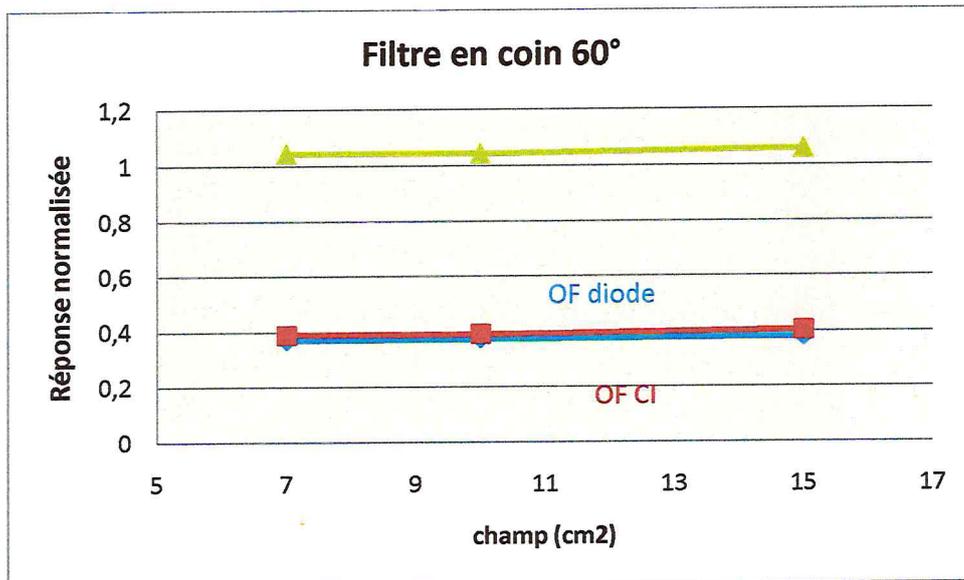


Figure V.7.D. La Réponse de la Diode et la Chambre d'ionisation et le facteur de correction lié au filtre en coin 60°.

## **V.8. DISCUSSION**

### **V.8.1. Linéarité et reproductibilité :**

La réponse de la diode en fonction des unités moniteur est linéaire, aucun facteur de correction n'est nécessaire sur la série des 16 mesures acquises pour évaluer la reproductibilité on obtient une moyenne =100,781, un écart type =0,12%.

La réponse de la diode est donc reproductible au regard du rapport SFPM n°18 (<1%).

### **V.8.2.Débit de dose :**

La variation de la réponse de la diode en fonction du débit de dose est significative de 1,2% à 80UM/min et 240UM/min et peu significative à 160UM/min.

### **V. 8.3. Taille du champ :**

Le facteur de correction de la taille du champ inférieur à 1% pour un champ 4x4cm<sup>2</sup> à 15x15cm<sup>2</sup> et de 17x17 cm<sup>2</sup> à 20x20cm<sup>2</sup> , seulement à 16x16 cm<sup>2</sup> supérieur à 1%.

### **V.8.4. Obliquité :**

De [70°,90°] et de [-90°,-60°] : le facteur de correction très significative peut aller jusqu'à 12%.

Pour les petits angles <60° : le facteur n'est pas significatif inférieur à 1%.

### **V.8.5.DSP :**

Le facteur de correction de la DSP de 92 à 97 cm est supérieur à1%.

La variation de la réponse reste inférieure à 1% dans une fourchette de 7cm de [85,93], autour de la DSP d'étalonnage.

#### **V.8.6.Température :**

Le facteur de correction de la température est de l'ordre de 9% par rapport à la température d'étalonnage.

#### **V.8.7.Filtre en coin :**

Pour 15° : le facteur de correction reste inférieure à 1%.

Pour 30° : le facteur de correction varie de 2,5% à 4,1%.

Pour 45° : le facteur de correction varie de 6% à 7%.

Pour 60° : le facteur de correction varie de 4,3% à 6%.

L'influence du filtre en coin en revanche est assez important nécessite d'être prise en compte dans l'interprétation des résultats de dosimétrie in vivo par diode semi-conducteur.

## VI.CONCLUSION

Les variations de la réponse de la diode en fonction du débit de dose, de la taille de champ, de l'incidence du faisceau, de la DSP, de température et de la réponse de filtre en coin ont été étudiées.

**Taille du champ** : on peut ne pas corriger pour les petits champs.

**Débit de dose** : le facteur de correction associé est de l'ordre de 1,2%.

**DSP** : la correction peut aller jusqu'à 1,9% si on s'écarte de 2cm de la DSP d'étalonnage.

**Obliquité** : le facteur de correction de l'angle d'incidence varie de [3,7%, 12%] devient très significatif pour des obliquités importants. Il est donc important de placer correctement la diode en essayant de limiter aux maximum les obliquités notamment pour les traitements du sein.

**Filtre en coin** :

15° : ne nécessite pas un facteur de correction mais pour les filtres 30°,45°,60° on doit tenir compte du facteur de correction.

**Température** :

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 jugé nécessaire.

La faible 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.

orthovoltage x-ray energies.) Phys Eng Sci Med, 2003: 26(2) 82-4.

[15] Charles KITTEL, Introduction à la physique de l'état solide, Dunod, Paris, 1972.

[16] Caroline BOUDOU, DOCTORAT DE L'UNIVERSITE JOSEPH FOURIER – GRENOBLE 1, Dosimétrie pour la radiothérapie stéréotaxique en rayonnement synchrotron : calculs Monte-Carlo et gels radiosensibles, septembre 2006.

[17] D.P. Huyskens, R. Bogaerts, J. Verstraete, M. Lf, H. Nystrm, C. Fiorino, S. Broggi, N. Jornet, M. Ribas, D.I. Thwaites , Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose) 2001 – First edition ISBN 90-804532-3

## REFERENCES

- [1] <http://www.swissinfo.ch/fre/société>.
- [2] ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), 1976. Détermination of dose in patients irradiated by moyen de X or gamma rays in radiotherapy procedures. ICRU Report No. 24, ICRU Bethesda.
- [3] Mayles, W. P. M., Heisig, S., Mayles, H. Mr. O., 2000. Treatment verification and in vivo dosimetry. In: Williams, J. R. and Thwaites, D. I. (Eds.), Radiotherapy physics: in practice. Oxford, New York, pp. 220 (246).
- [4] Mr. Soubra, J. Cygler, and G. Mackay, "Evaluation of a dual bias dual metal oxide silicon semiconductor field-effect transistor detector as radiation dosimetry," *Med. Phys.* 21, 567-72, 1994.
- [5] R. Yaparalvi, D. P. Fontenla, L. Yu, P. P. Lai, and B. Vikram, "Radiation therapy of breast carcinoma: confirmation of prescription dose using diodes," *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.* 35, 173-83, 1996.
- [6] R. J. Meiler and Mr. B. Podgorsak, "Characterization of the response of commercial diode detectors for in vivo Used dosimetry," *Med. Dosimetry.* 22, 31-7 ~ 1997.
- [7] R. Alecu, T. Loomis, J. Alecu, and T. Ochran, "Guidelines on the implementation of diode in vivo dosimetry programs for photon and electron external beam therapy," *Med. Dosimetry.* 24, 5-12 ; 1999.
- [8] Greiner Müller, *Mécanique quantique symétrie*, Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 1994.
- [9] David BENOIT ; Thèse de Doctorat, Université de Toulouse, 26 septembre 2008, : Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescents stimulables optiquement Application à la mesure de dose en radiothérapie et au monitoring de faisceaux.
- [10] Société Française des Physiciens d'Hôpital (SFPH) et la Société Française de Radiothérapie Oncologie (SFRO) (Bull. Cancer/Radioth, 1992, 79)].
- [11] RIKNER G., GRUSELL E. (1987) : Patient dose measurements in photon fields by means of silicon semiconductor detectors. *Med. Phys.*, 1415, 870-873
- [12] VAN DAM J. , VAERMAN C., BLANCKAERT N., LEUNENS G., DUTREIX A. and VAN DER SCHUEREN E..(1992): Are port films for in vivo exit dose measurements? *Radiother. Oncol.* 25, 67-72.
- [13] Guide pour la mise en œuvre en radiothérapie externe de l'assurance de qualité par mesures in vivo par dosimètres thermoluminescents et semi-conducteurs, Société Française De Physique Médicale, Rapport S.F.P.M n° 18-2000.
- [14] Cheung T, Buston MJ, Yu PK. (MOSFET dosimetry in-vivo at superficial and