

REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT SUPERIEUR ET DE LA RECHERCHE
SCIENTIFIQUE

UNIVERSITE SAAD DAHLAB - BLIDA 1



Faculté des Sciences
Département De Physique

Domaine : Science de la matière

Spécialité : Physique Médicale

Option : Radiothérapie

Mémoire présenté par :

SADAOUI Salima

EL GHOUL Aziza

Projet de Fin d'Etudes

Pour l'Obtention du Diplôme de Master en Physique Médicale.

Sujet

**Caractérisation des petits faisceaux avec différents
dosimètres à l'énergie de photons 6 MV**

Soutenu le 14 Octobre 2015 Devant le jury composé de :

Mr. S .YAHIAOUI

Mme. D. AIT YAHIA

Mr. R. KHELIFI

Maître de Conférences B. USDB1

Maître Assistant BU. Medea

Maître de Conférences A. USDB1

Précédent

Examinatrice

Rapporteur

Année Universitaire : 2014/2015

Remerciements

Nous tenons tout d'abord à remercier LE DIEU qui donne l'aide et la force dans l'élaboration de ce projet et le succès dans notre vie.

Ce travail a été réalisé au service de radiothérapie de l'HCA sous la direction de la physicienne médicale Cdt Mme BAREK YASMINE, nous tenons à les remercier vivement pour sa collaboration, son aide et ses précieux conseils durant la réalisation de notre travail expérimental au centre anti- cancéreux.

Nos remerciements particuliers vont à notre encadreur Mr KHELIFI RACHID pour avoir acceptés de diriger notre travail, pour leurs conseils précieux et pour toutes les commodités et aisances qu'ils m'ont apportées durant mon étude et réalisation de ce mémoire.

Nous tenons aussi à exprimer nos vifs remerciements au Mr SID AHMED YAHIAOUI pour avoir accepté de présider le jury d'évaluation de notre mémoire de fin d'études ainsi qu'a Mme. AIET YAHIA DJAMILA pour avoir accepté d'être membres de ce jury.

Nous n'oublierons pas de remercier les physiciens médicaux de centre HCA Mr. A.BENTAIBI, M.FILALI, N. MECHIKI et S.SLIMANI; Melle IKRAM BAHIDJ et HANANE et un autre physicien médicale de CAC de BLIDA Mr. A.SIDI MOUSSA pour ses précieux conseils durant la réalisation de notre travail.

*Nous tenons également à remercier très chaleureusement toute la promo de « **PHYSIQUE MEDICALE** ». Et à tous mes amies.*

Mes derniers remerciements iront à mes parents, soutiens sans faille dans toutes les épreuves de ma vie, mon frangin, loin des yeux mais très près du cœur et en Élise, bien sûr, sans qui tout cela n'aurait de toute façon aucun sens.

Résumé :

Nous avons réalisés notre travail au niveau du service de la radiothérapie du l'hôpital centrale de l'armée (HCA), nous avons procédés aux mesures des courbes des rendements en profondeur et des profils de dose pour les petites tailles de champs ($1 \times 1, 2 \times 2, 3 \times 3$ et 4×4 cm²) avec deux profondeur (5 cm et 10 cm). Les mesures se font avec l'utilisation des deux détecteurs appropriés aux petits champs tels que la chambre d'ionisation Pinpoint (3D) et la diode P. Les résultats obtenus après l'analyse des caractérisations des courbes montrent que la Pinpoint possède une réponse dans les mesures des rendements en profondeur. Et la diode donne une excellente résolution spatiale permet de faire une bonne mesure de profil de dose.

Nous avons essayé de comparer les courbes obtenues par l'accélérateur Elekta Synergy (calculés) avec un système de planification de traitement XIO de CMS (mesurés) pour évaluer le calcul par l'index gamma mais nous avons rencontré des difficultés pour vérifier les caractéristique dosimétrique (rendement en profondeur et profile de dose).

Mot-clé : la radiothérapie de mini-faisceaux, mini-faisceaux, caractérisation dosimétrique (PDD, profil de dose).

Liste des acronymes :

2D : Deux dimensions (un plan).

3D : Trois Dimensions.

⁶⁰Co : Cobalt 60.

AFSSAPS : L'Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé.

ASN : L'Autorité de Sûreté Nucléaire.

CBCT : Cone Beam Computed Tomography.

CMS : Computerized Medical Systems.

CQ : Control de Quality.

DSD : Distance Source-Détecteur.

DSP : Distance Source Peau.

DTA : Distance To Agreement.

EEL : Equilibre Electronique Latérale.

Gy : Le Gray.

HCA : Hôpital Centrale de l'Armée.

IAEA-TRS 398: International Atomic Energy Agency.

ICRU: International commission on radiation units and measurements.

IGRT : Image Guided RadioTherapy (en français la radiothérapie guidée par l'image).

IRSN : L'Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire.

J: Joule.

K: Kerma.

KERMA: Kinetic Energy Released per unit Mass.

KeV : Kilo électron Volt.

Kg: Kilogramme.

KV: Kilo Volt.

LINAC: ACcelerator LINear (accélérateur linéaire).

MEPHYSTO: Medical physics control center.

MeV : Méga électron Volt.

min : Minute.

MLC: multi leaf collimator (CML: colli multi lame).

MLC: multi leaf collimator (CML: colli multi lame).

mm : Millimètre.

MOSFETs : (Metal-Oxide Semiconductor Field Effect Transistor).

MV : Méga Volt.

OARs : Les Organes A Risques.

PDD : Rendement en profondeur (Percent Depth Dose).

PMMA: Poly Methyl Meth Acrylat.

PTV : Planning Treatment Volume.

PTW: Physikalisch –Technische werkstätten.

PTW: Physikalisch –Technische werkstätten.

Qi : Indices de qualité.

rad : Acronyme for radiation absorbed dose.

RCMI : La radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité.

RT : La radiothérapie.

RTC-3D : La radiothérapie conformationnelle 3 dimension.

RTM : Rapport tissu-Maximum pour les électrons secondaires.

S : Second.

S : Segment de MLC.

SI : Système Internationale.

TDM : Tomodensitométrie.

TLD : Détecteurs thermoluminescents.

TPS : (Treatment Planning System) : les systèmes de planification de traitement.

UM : Le nombre d'unités moniteurs.

VMAT : L'arcthérapie volumétrique modulée.

XVI : X-ray Volume Imaging.

Liste des figures :

CHAPITRE I

- Figure I.1 :** L'évolution de la radiothérapie externe.....2
- Figure I.2 :** Tête d'un accélérateur équipée d'un collimateur multi-lames.....3
- Figure I.3 :** Schématise la façon dont est obtenue la carte de fluence d'un faisceau segmenté en carte de niveaux. Chacun des segments est appliqué avec le nombre d'unités moniteurs (UM) calculé.....4
- Figure I.4 :** Schéma du principe de la tomothérapie.....6
- Figure I.5 :** Equipement de la radiothérapie stéréotaxique.....8

CHAPITRE II

- Figure II.1 :** Relation entre la dose absorbée et le KERMA par collisions : notion d'équilibre électronique.....12
- Figure II.2 :** Mesure de rendement en profondeur suivant l'axe du faisceau (z) dans un fantôme à DSP =100 cm pour un taille de champ C définie à 100 cm de la source..... 14
- Figure II.3 :** Variation de la dose en fonction de la profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6MV et de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ 15
- Figure II.4:** Mesure de profils de dose selon x et y, à une profondeur z_{mcs} , DSP=100 cm et pour une taille de champ C définie à 100 cm de la source.....16
- Figure II.5 :** La variation de la dose en fonction de la distance à l'axe du faisceau, dans la direction crossplane.....17
- Figure II.6 :** Schéma d'une chambre d'ionisation et de son électromètre.....19
- Figure II.7 :** La jonction PN.....20

Figure II.8 : Les différents détecteurs utilisés en en radiothérapie.....	22
Figure II.9 : Profil de faisceau idéal sans pénombre.	24
Figure II.10 : Représentation schématique du phénomène d'occlusion partielle des faisceaux.....	25
Figure II.11 : Représentation schématique du principe d'élargissement artificiel de la taille de champ.....	26

CHAPITRE II

Figure III.1 : Le pipute de commande de l'accélérateur linéaire.....	29
Figure III.2 : L'accélérateur linéaire d'Elekta Synergy.....	29
Figure III.3 : La cuve utilisée pour nos mesures.....	33
Figure III.4 : Illustration du branchement d'une cuve à eau.....	34
Figure III.5 : L'électromètre (Tandem) MP3.....	35
Figure III.6 : Boîtier de contrôle.....	36
Figure III.7 : Le film gafchromic pour la vérification du champ à gauche (avant l'irradiation) et coté droite après l'irradiation.....	37
Figure III.8 : Cuve à eau en cours de montage.....	38
Figure III.9 : Moyenne de positionnements des chambres d'ionisation PTW.....	39
Figure III.10 : Chambre de mesure Pinpoint sur les bras (coté gauche), chambre d'ionisation Semiflex de référence en bord de champ à droite.....	39
Figure III.11 : La diode P de mesure sur les bras et la chambre d'ionisation Semiflex en bord de champ	40

CHAPITRE IV

Figure IV.1 : Comparaison des courbes de PDD pour différentes tailles des champs avec la chambre Pinpoint (6MV).....	43
--	----

Figure IV.2 : Comparaison des courbes de PDD pour différentes tailles des champs avec la diode P (6MV).....	43
Figure IV.3 : Comparaison des courbes de PDD pour les deux détecteurs pour la taille de Champ (1x1 cm ²).....	44
Figure IV.4 : Comparaison des courbes de PDD pour les deux détecteurs avec la taille de champ (2x2 cm ²).....	43
Figure IV.5 : Comparaison des courbes de PDD pour les deux détecteurs avec la taille de champ (3x3 cm ²).....	45
Figure IV.6 : Comparaison des courbes de PDD pour les deux détecteurs avec la taille de champ (4x4 cm ²).....	45
Figure IV.7 : Comparaison des courbes de PDD pour les deux détecteurs avec la taille de champ (10x10 cm ²).....	46
Figure IV.8 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 1x1 cm ² à une profondeur 5 cm pour les deu détecteurs.....	50
Figure IV.9 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction X et Y de la taille du champ 1x1 cm ² à une profondeur 10 cm pour les deux détecteurs ...	51
Figure IV. 10: Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction X et Y de la taille du champ 2x2 cm ² à une profondeur 5 cm pour les deux détecteurs ...	52
Figure IV. 11: Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 2x2 cm ² à une profondeur10 cm pour les deux détecteurs....	53
Figure IV. 12: Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 3x3 cm ² à une profondeur 5 cm pour les deux détecteurs	54

Figure IV. 13: Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 3x3 cm ² à une profondeur 10 cm pour les deux détecteurs...	55
Figure IV. 14: Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 4x4 cm ² à une profondeur 5 cm pour les deux détecteurs.....	56
Figure IV. 15 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 4x4 cm ² à une profondeur 10 cm pour les deux détecteurs ...	57
Figure IV.16 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 10x10 cm ² à une profondeur 5cm pour les deux détecteurs....	58
Figure IV.17 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 10x10 cm ² à une profondeur 10 cm pour les deux détecteurs..	59
Figure IV.18 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X pour les différentes tailles des champs pour la chambre Pinpoint (profondeur 5cm) ...	60
Figure IV.19 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X pour les différentes tailles des champs pour la chambre Pinpoint (profondeur 10 cm)...	61
Figure IV.20 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X pour les différentes tailles des champs pour la diode P (profondeur 5 cm)	62
Figure IV.21 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X pour les différentes tailles du champs pour la diode P (profondeur 10 cm)	63
Figure IV. 22 : Représentation géométrique du concept de l'index gamma γ	67
Figure IV.23 : Principe de la méthode d'indice gamma.....	68
Figure IV.24 : Comparaison des rendements en profondeur entre TPS et Pinpoint.....	69
Figure IV.25 : Comparaison des profils de dose (inplane) entre TPS et la Pinpoint.....	70
Figure IV.26 : Comparaison des rendements en profondeur entre le TPS et la diode P.....	70

Figure IV.27: Comparaison des profils de dose (inplane) entre le TPS et la diode P.....71

Liste des tableaux :

CHAPITRE I

Tableau I.1 : Les paramètres variables pendant l'irradiation pour un accélérateur Elekta en fonction de la technique de RCMi mise en œuvre «step and shoot» et «sliding window» avec une technique VMAT..... 5

CHAPITRE II

Tableau II.1 : Caractéristiques de chambres d'ionisation utilisées pour la mesure de dose en conditions non standards..... 19

Tableau II.2 : Caractéristique de types des diodes pour les application de la dosimétrie relative et CQ.....21

CHAPITRE III

Tableau III.1 : Les caractéristiques physique des détecteurs utilisés.....32

CHAPITRE IV

Tableau IV .1 : Les paramètres obtenus à la suite de l'analyse des courbes mesurées PDD pour Les deux détecteurs.....47

Tableau IV .2 : Les paramètres obtenus à la suite de l'analyse des courbes mesurées de profils de dose pour les deux détecteurs suivant la direction inplane (Y) et la direction crossplane (X) suivant la taille du champ (a, b, c et d)..... 65

TableauIV.3 : Les résultats obtenus par le calcul de l'index gamma.....72

Sommaire

INTRODUCTION GENERALE

CHAPITRE I : L'EVOLUTION DE LA RADIOTHERAPIE EXTERNE VERS LES MINI-FAISCEAUX

I.1. Introduction.....	1
I.2. Bref historique sur la radiothérapie externe.....	1
❖ Pourquoi la radiothérapie externe a évaluée vers des nouvelles techniques plus avancées	2
I.3. Technique d'irradiation dites de haute conformation.....	3
I.3.1. La radiothérapie guidée par l'image (IGRT) (Image Guided RadioTherapy).....	3
I.3.2. La radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité (IMRT).....	4
I.3.2.1. Définition de l'IMRT.....	4
I.3.2.2. Les modes d'irradiation de la technique RCMi (statique et dynamique).....	4
I.3.2.3. Comment faire de la RCMi.....	5
I.3.3. La tomothérapie.....	6
I.3.4. L'arthérapie volumétrique modulée (VMAT)	7
I.3.5. La radiothérapie stéréotaxique.....	7
I.3.5.1. Les équipements nécessaires	7
I.3.5.2. Les techniques thérapeutique utilisent trois types d'appareil de traitement	8

CHAPITRE II : CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

II.1. Introduction.....	10
II.2. Définition des petits champs.....	10
II.3. Caractérisation dosimétrique des faisceaux de photons de haute énergie.....	10
II.3.1. Grandeurs et unités dosimétriques	10

a) Kerma.....	10
b) Dose absorbée.....	11
c) Débit de Dose absorbée.....	12
d) Équilibre électronique.....	12
II. 3.2. Paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux de photons... ..	13
a) Rendement en profondeur	13
b) Profil de dose.....	16
II.4. Les dosimètres utilisés dans les petits faisceaux.....	18
II.4.1. La chambre d'ionisation.....	18
II.4.2. Les diodes au silicium.....	20
II.5. Problèmes posés par la dosimétrie de petits champs.....	22
II.5.1. Le manque d'équilibre électronique latéral qui n'est plus atteint sur l'axe du faisceau.....	23
II.5.2. Occlusion partielle de la source.....	24
II.5.3. Elargissement artificiel des dimensions du champ d'irradiation.....	25
II.5.4. L'effet de résolution spatiale des dosimètres.....	27

CHAPITRE III : MATERIELS ET METHODES

III.1. Introduction.....	28
III.2. Equipements utilisés dans le cadre de ce travail.....	28
III.2.1. L'accélérateur linéaire.....	28
III.2.1.1. Description générale de l'accélérateur linéaire.....	29
III.2.2. Le film Gafchromique.....	31
III.2.3. Les détecteurs utilisés.....	31
III.2.3.1. La chambre d'ionisation de type Pinpoint.....	31
III.2.3.2. La chambre d'ionisation Semiflex.....	31
III.2.3.3. La diode au silicium.....	32
III.2.4. Fantôme automatique.....	33

III.2.5. Le logiciel d'acquisition de données MEPHYSTO mc ²	33
III.2.6. Les électromètres.....	34
III.2.6.1. Electromètre MP3.....	34
III.3. Les méthodes.....	36
III.3.1. Vérification de paramètre de champ à l'aide du film gafchromic.....	36
III.3.2. Montage expérimental de la cuve a eau.....	37
III.3.3. Mesure des courbes de rendement de dose en profondeur.....	38
a) La chambre d'ionisation Pinpoint PTW 31016 (3D).....	38
b) La diode P PTW 60008.....	40
III.3.4. Mesures des courbes de profils de dose.....	41
CHAPITRE IV :RESULTATS ET DISCUSSION	
IV.1. Introduction.....	42
IV.2. Résultats des mesures.....	42
IV.2.1. Courbes de rendement en profondeur (PDD).....	42
❖ Analyses et discussion.....	48
IV.2.2. Courbes des profils de dose	49
❖ Analyses et discussion.....	66
❖ Une méthode de comparaison par l'index gamma.....	67
Conclusion.....	73
Conclusion générale	
Référence	

INTRODUCTION GENERALE :

La radiothérapie est une méthode de traitement des cancers basée sur l'utilisation des rayonnements ionisants.

L'objectif de la radiothérapie est de stériliser la tumeur en lui délivrant une dose homogène et maximale tout en respectant les contraintes de dose sur les organes à risque.

Grâce aux progrès constants de la recherche dans ce domaine, de nombreuses techniques de radiothérapie se sont développées ces dernières années : la radiothérapie conformationnelle, la radiothérapie guidée par l'image, l'arthérapie dynamique volumique, la radiochirurgie robotisée ...

Ces récentes modalités de traitement externes génèrent des faisceaux de photons de très petites tailles variant entre (0,4 - 4) cm de côté. Ces faisceaux de petits champs dits « mini-faisceaux » permettent de traiter des lésions de très petites tailles et de forme concave situées à proximité des organes avoisinants radiosensibles ou difficiles d'accès pour la chirurgie, comme le cerveau, la moelle épinière ou les poumons [Irs08].

Il existe de nombreux types de dosimètres dits absolus qui donnent des informations directement proportionnelles à la dose absorbée par le milieu détecteur (chambre d'ionisation, dosimètre chimique) et les autres relatifs ne donnant pas de réponse directement liée aux énergies déposées dans les matériaux détecteurs.

Les données de base nécessaire à la caractérisation dosimétrique des mini-faisceaux sont comparables à celles utilisées pour les faisceaux conventionnels de radiothérapie à savoir

- le débit de dose de référence pour un grand champ de référence.
- les rendements en profondeur ou les rapports tissu-maximum pour différentes tailles de champ.
- les profils de dose de champs carrés à une ou plusieurs profondeurs.

Les problèmes spécifiques de ces petits faisceaux sont liés à la taille, la composition du détecteur et le centrage du détecteur.

Le but de ce mémoire consiste à caractériser des dosimètres pour les petits champs en faisant une comparaison entre eux pour déterminer le plus adéquat pour ce type de mesure. A cet effet, deux dosimètres ont été utilisés à savoir, la chambre d'ionisation Pinpoint et la diode P.

Ce mémoire s'organise selon quatre chapitres, **le premier** présente l'évolution de la radiothérapie externe vers les mini-faisceaux telles que : les techniques utiles dans les petits champs ainsi que leurs utilisations.

Le deuxième chapitre concerne les caractéristiques dosimétriques de petits champs utilisés avec plusieurs détecteurs et parmi cette caractéristique le profil de dose, rendement en profondeur, et les problèmes posés pour les petits champs etc.

Le troisième chapitre aborde la description de l'accélérateur Elekta Synergy dont est équipé le service de radiothérapie de l'hôpital centrale de l'armée d'Alger. Cet appareil de traitement a été délivré en mode photons de 6 MV et les moyens de vérifications proposées pour les mesures dosimétriques.

Dans **le dernier chapitre**, nous avons fait l'analyse des résultats obtenus dans la partie expérimentale et enfin une conclusion générale est proposée.

**CHAPITE I : EVOLUTION DE LA
RADIOTHERAPIE EXTERNE VERS LES
MINI-FAISCEAUX**

CHAPITRE I L'ÉVOLUTION DE LA RADIOTHÉRAPIE EXTERNE VERS LES MINI FAISCEAUX

I.1. Introduction :

Les développements technologiques des dernières années ont permis une évolution vers une nouvelle approche de l'utilisation thérapeutique des rayonnements ionisants couramment appelée « radiothérapie ».

La radiothérapie est l'ensemble des techniques de traitement des cancers par les rayonnements ionisants de haute énergie. Elle peut être utilisée seule ou associée à la chimiothérapie et/ou à la chirurgie. Les sources d'irradiation peuvent être externes au patient (radiothérapie externe), ou encore interne au patient : C'est la curiethérapie.

Et pour but thérapeutique, la destruction des cellules cancéreuses d'une part tout en épargnant au mieux les tissus sains avoisinants de l'autre.

Les récentes avancées technologiques dans le domaine de la radiothérapie à l'aide d'un collimateur multi-lames ont permis le développement d'appareils délivrant des faisceaux de photons de petites dimensions dites mini-faisceaux (la taille de champ inférieure à 4 cm à l'isocentre).

La radiothérapie externe a passé d'une technique 2D vers les techniques plus avancées comme (RTC-3D), RCMI, la tomothérapie et la radiothérapie stéréotaxique...

I.2. Bref historique de la radiothérapie :

La radiothérapie est née avec la découverte des rayons X par W.K.Röntgen en 1895, de la radioactivité par H. Becquerel (1896) et celle du radium 226 par P. et Marie Curie en 1898.

La radiothérapie moderne s'est développée à partir de 1950 avec l'avènement des appareils de haute énergie (cobalts, accélérateurs linéaires).

Ces derniers sont ceux dont l'énergie dépasse 1MeV. Ils sont émis par des appareils ("bombes") de cobalt-60 ou des accélérateurs linéaires dont le premier voit le jour en 1952. À partir de cette période, les progrès de la radiothérapie ont été constants jusqu'à ce jour. Ils sont dus, en grande partie, au développement simultané de la dosimétrie physique (les premières datent de 1960), de l'imagerie, de la technologie des accélérateurs et à l'introduction des contrôles de qualité [Wam95].

L'arrivée de l'informatique en radiothérapie constitue une des dernières révolutions majeures. La tomodynamométrie (TDM) 3D (Hounsfield, 1973) et les systèmes de planification de traitements apparaissent et permettent une meilleure évaluation des dépôts de dose.

Les collimateurs multi-lames permettent de donner au faisceau la forme voulue, (Powlis et

CHAPITRE I L'ÉVOLUTION DE LA RADIOTHÉRAPIE EXTERNE VERS LES MINI FAISCEAUX

al, 1993).

En 2001 la possibilité d'irradier des volumes plus complexes (concaves) a été rendue possible avec la radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité et l'arthérapie avec modulation d'intensité. Parallèlement, la radiothérapie guidée par l'image a fait son apparition grâce à l'intégration de systèmes d'imagerie aux appareils de traitement.

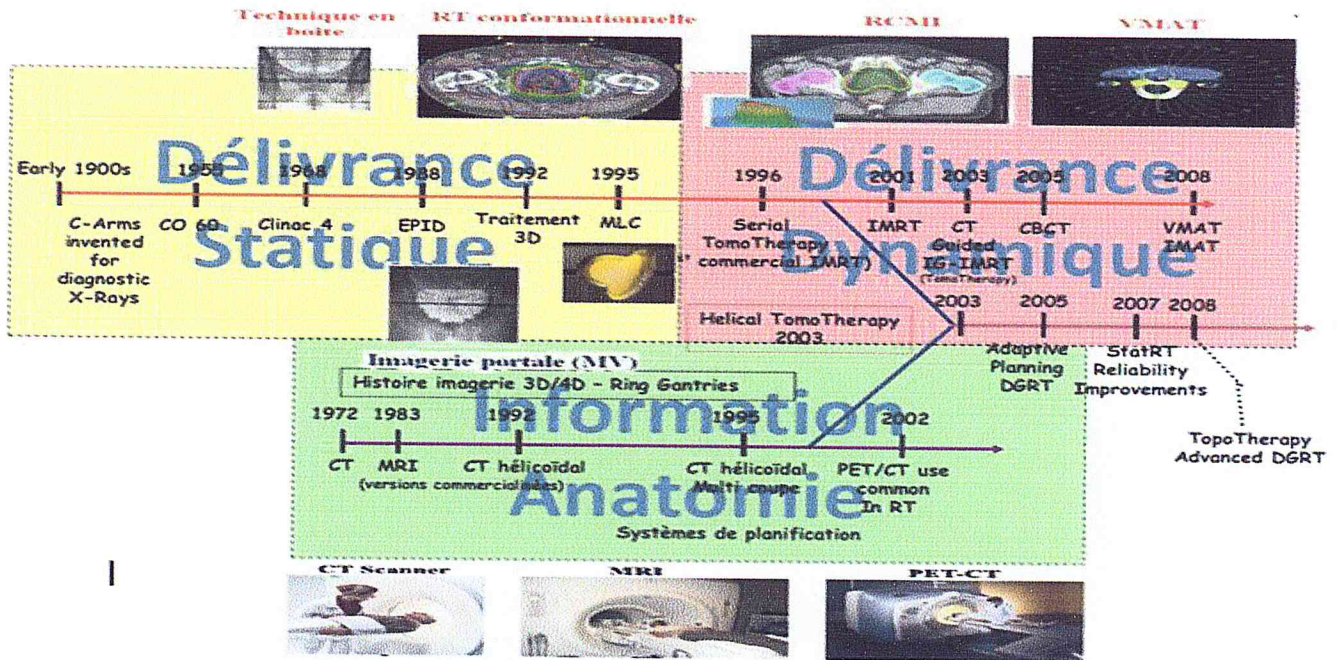


Figure I.1 : L'évolution de la radiothérapie externe [Lis12].

❖ Pourquoi la radiothérapie externe a évaluée vers de nouvelles techniques plus avancées ?

Malgré les progrès techniques constants de la radiothérapie conformationnelle de haute énergie (la précision et la meilleure fiabilité), il y a des contraintes par exemple tumeur plus profonde, tumeurs de forme irrégulières, tumeurs concaves situées à proximité de structures radiosensibles très complexe à traité pour la chirurgie, tumeur en mouvement et tumeurs de petite taille comme celle du cerveau, la moelle épinière ou les poumons.

Ces cas exigent l'intervention des autres techniques. Pour améliorer l'efficacité de la radiothérapie, grâce au développement de l'imagerie, de l'informatique.

CHAPITRE I L'EVOLUTION DE LA RADIOTHERAPIE EXTERNE VERS LES MINI FAISCEAUX

I.3. Techniques d'irradiations dites de haute conformation :

Depuis l'avènement des collimateurs multi-lames (MLC, Multi Leaf Collimator) motorisés et contrôlés à distance par ordinateur permettent l'utilisation de champs d'irradiation à géométrie complexe, mieux adaptés au volume à traiter (**figure I.2**).

La radiothérapie a bénéficié d'importants progrès. Des techniques d'irradiation tirent directement profit de cette évolution technique (IGRT, RCMI, en anglais IMRT et la tomothérapie et l'arthérapie. Nous décrivons ensuite la radiothérapie stéréotaxique qui traite de très petits volumes à l'aide d'un grand nombre de faisceaux extrêmement fins.

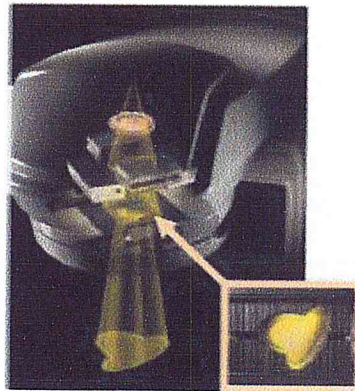


Figure I.2 : Tête d'un accélérateur équipé d'un collimateur multi-lames [Ler11].

I.3.1. La radiothérapie guidée par l'image (IGRT) (Image Guided RadioTherapy) :

Cette technique englobe les techniques d'aide à la thérapie par rayonnement (ionisant et non ionisant) basée sur l'imagerie de repositionnement de plus en plus précise pour garantir la précision de la délivrance des faisceaux et contrôler la position exacte de la zone à traiter en temps réel d'une séance à l'autre.

L'intérêt de l'IGRT (La radiothérapie guidée par l'image (RTGI) :

- + Pouvoir contrôler en temps réel la position du volume cible.
- + Possibilité d'adaptation du plan de traitement aux variations inter- et intra- fractions de la morphologie du patient [Ast11].

CHAPITRE I L'EVOLUTION DE LA RADIOTHERAPIE EXTERNE VERS LES MINI FAISCEAUX

I.3.2. Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI) :

I.3.2.1. Définition de la RCMI :

La RCMI est une radiothérapie conformationnelle 3D dans laquelle on module la fluence (quantité de photons par unité de surface) des faisceaux en cours de séance.

Cette technique nécessite de travailler avec un collimateur multi-lames piloté par une station de travail et un logiciel de planification adapté à cette technique [Kha07], [Thi07].

I.3.2.2. Les modes d'irradiation de la technique RCMI (Statique et dynamique):

a) - **Mode statique (ou "Step and Shoot")** : l'irradiation se fait de manière séquentielle, Il s'agit de la superposition de champs de formes complexes avec déplacement discontinu des lames et arrêt d'irradiation du faisceau entre deux mouvements des lames (mode segmentaire statique) [Box 11].

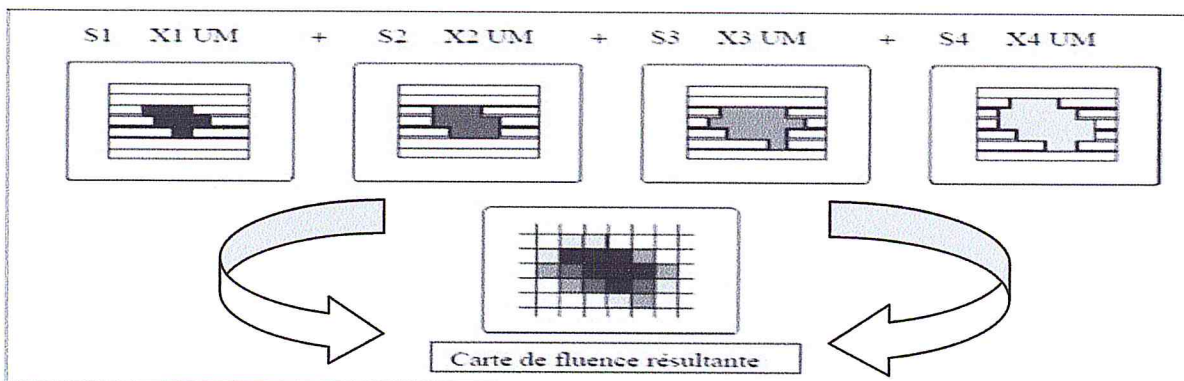


Figure I.3: Schématise la façon dont est obtenue la carte de fluence d'un faisceau segmenté en carte de niveaux. Chacun des segments est appliqué avec le nombre d'unités moniteurs (UM) calculé [Sfp10].

b) - **Mode dynamique "Sliding Window"** : balaye l'ensemble du schéma de distribution de la dose avec une fente de forme variable définie par le collimateur. L'intensité est modulée au moyen de la vitesse de déplacement des lames. Cette technique permet des durées de traitement plus courtes que la technique statique, mais apporte, également une difficulté supplémentaire quant aux contrôles dosimétriques [Ben08].

CHAPITRE I L'EVOLUTION DE LA RADIOTHERAPIE EXTERNE VERS LES MINI FAISCEAUX

Le tableau suivant récapitule les paramètres variables en fonction de la technique de RCMI mise en œuvre

Technique de RCMI	Bras	Débit de dose	Lames(MLC)	Diaphragmes (Mâchoires X et Y)	Rotation Collimateur	Table
« Step and Shoot »	Statique	Constant	Statique	Statique	Statique	Statique
« Sliding Window »	Statique	Constant	Déplacement en continu à vitesse variable	Mobiles à vitesse variable	Statique	Statique
VMAT	Mobile à Vitesse variable	Variable	Déplacement à vitesse variable	Mobiles à vitesse variable	Statique ou Mobile	Statique

Tableau I.1 : Les paramètres variables pendant l'irradiation pour un accélérateur Elekta en fonction de la technique RCMI mise en œuvre : « step and shoot » et « sliding window » avec une technique VMAT [Laf13].

I.3.2.3. Comment faire de la RCMI :

a. Principe de la planification inverse :

Le processus d'optimisation inverse est la première étape de la planification spécifique à la modulation d'intensité. En effet les étapes que sont l'acquisition des données anatomique, la détermination des structures d'intérêt et la mise en place de la balistique sont identiques aux traitements conformationnelle standard.

L'optimisation c'est un système qui propose une réponse dosimétrique au problème d'irradiation qu'on lui a posé au travers des contraintes planimétriques.

Le nombre de faisceaux, l'angle, et l'énergie sont prédéterminés par le radiothérapeute. Le logiciel déterminera : la forme des faisceaux selon la forme des contours du PTV et la "fluence" en fonction des contraintes dosimétriques et des pondérations fixées à ces contraintes [Jac08].

b. Le collimateur multi-lames (MLC):

Le MLC est constitué de deux mâchoires opposées, composées d'un assemblage de lames qui peuvent être déplacées indépendamment les unes des autres. Il est possible d'ajuster la

CHAPITRE I L'EVOLUTION DE LA RADIOTHERAPIE EXTERNE VERS LES MINI FAISCEAUX

position de chaque lame, pour donner à chaque mâchoire la forme souhaitée. Le déplacement des lames est piloté par le système informatique. Le MLC fait l'outil de conformation idéal pour reproduire la forme complexe des champs mieux adaptés aux contours des volumes cibles [Jac08].

I.3.3. La tomothérapie :

Le terme de la tomothérapie a été introduit pour décrire une technique d'irradiation en coupe par une bande fine de faisceau. Le système associe un accélérateur linéaire compact de 6 MeV accélérateur basse énergie, équipé d'un mini collimateur multi lames employé pour faire des petits champs irréguliers, capable de délivrer une intensité d'irradiation modulée, avec une série de détecteurs montés en opposition sur un anneau tournant autour du patient. La capacité du statif à tourner de façon continue, couplée à la translation longitudinale simultanée de la table, permet de réaliser une acquisition des images en hélice de façon comparable à celle d'un scanner hélicoïdal conventionnel [Tom06].

A chaque instant, la lame peut être dans quatre états : ouverte, fermée, en cours d'ouverture ou en cours de fermeture.

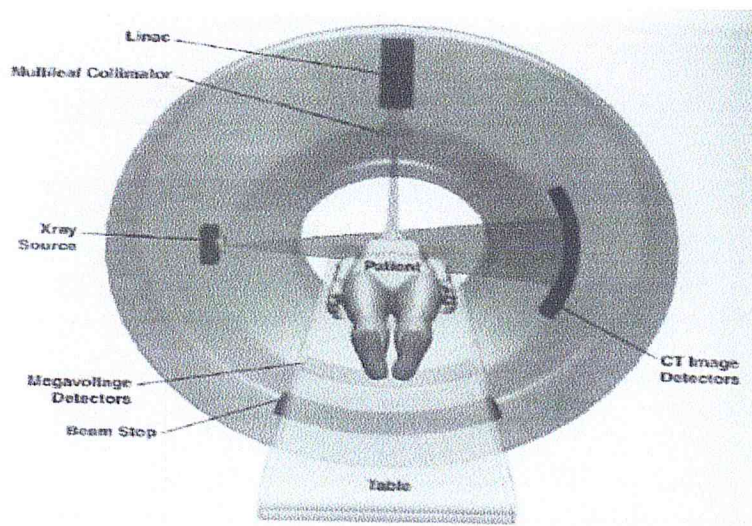


Figure I.4 : Schéma du principe de la tomothérapie [Dem12].

CHAPITRE I L'EVOLUTION DE LA RADIOTHERAPIE EXTERNE VERS LES MINI FAISCEAUX

I.3.4. L'arcthérapie volumétrique modulée (VMAT) :

Consiste à réaliser l'irradiation d'un volume cible par une irradiation continue en rotation autour du patient. Ce type d'irradiation est réalisée à l'aide d'accélérateur linéaire mégavolt est couplé à un système de collimation MLC de la même façon que la tomothérapie. La source peut bouger dans l'espace de façon à définir un nombre fini d'incidence par lesquels l'irradiation se fera (Yu and Tang 2011).

- L'arcthérapie volumétrique modulée utilise la combinaison simultanée pendant l'irradiation :
 - d'un mouvement continu des lames du collimateur.
 - d'une variation du débit de dose.
 - d'une variation de la vitesse de rotation du bras de l'accélérateur [Sfr13], [Sab09].

I.3.5. La radiothérapie stéréotaxique :

La radiothérapie stéréotaxique permettant de traiter du cerveau sans intervention chirurgicale en délivrant une très forte dose à l'aide d'une micro multi-lame de mini-faisceaux convergents (diamètre pour un champ circulaire ou coté pour un champ carré inférieur à 3 cm).

La radiothérapie stéréotaxique est donc basée sur des techniques propres à la neurochirurgie qui permettent le repérage en 3D de la lésion à traiter, dans le but d'améliorer la précision du traitement et d'épargner le plus possible les tissus sains environnants. Pour cela, un cadre de stéréotaxie va être fixé précisément sur le patient définissant ainsi l'origine et les trois axes du repère. Les coordonnées de la cible à atteindre sont alors définies dans ce repère grâce à des images radiologiques [Mer09].

I.3.5.1. Les équipements nécessaires :

- a) **Un cadre stéréotaxique** : pour le positionnement du patient et son immobilisation.
- b) **Des techniques d'imagerie** : tomодensitométrie, résonance magnétique, angiographie pour l'identification du volume cible et la définition des contours.
- c) **Un logiciel spécialisé de localisation** : (contourage) et planification de traitement (optimisation des faisceaux d'irradiation).
- d) **Un équipement de traitement** : pour l'irradiation stéréotaxique [Bou06].

CHAPITRE I L'EVOLUTION DE LA RADIOTHERAPIE EXTERNE VERS LES MINI FAISCEAUX



Figure I.5 : Equipement de la radiothérapie stéréotaxique [Irs08].

I. 3.5.2. Les techniques thérapeutiques utilisent trois types d'appareil de traitement :

1. Gamma Knife :

Du nom du neurochirurgien suédois Leksell qui a développé la modalité thérapeutique à la fin des années 60, le Leksell Gamma Knife est un système dédié à la radiochirurgie stéréotaxique : il utilise des photons gamma émis par de multiples sources de rayonnement du ^{60}Co , et dont les faisceaux convergent vers un foyer unique.

2. Accélérateurs linéaires :

La technique de traitement par Gamma Knife a été transposée aux accélérateurs linéaires de particules émettant des photons X et dont l'utilisation peut être partagée avec la radiothérapie conventionnelle. Les types d'accélérateurs linéaires qui peuvent être utilisés pour l'irradiation intracrânienne en conditions stéréotaxiques sont les suivants :

- ❖ **L'accélérateur linéaire adapté** : est une machine accélératrice linéaire d'électrons, construite pour la radiothérapie conventionnelle et adaptée, pour une partie de son utilisation, à la pratique de certains actes de radiochirurgie stéréotaxique, par ajout d'accessoires de stéréotaxie (moyens de collimation et de contention spéciaux).
- ❖ **L'accélérateur linéaire dédié (NOVALIS®)** : les caractéristiques de construction de l'appareil sont orientées vers la radiochirurgie, non seulement en ce qui concerne les éléments de contention du patient et les éléments de collimation, mais aussi au niveau des éléments de production par l'accélérateur linéaire.
- ❖ **Le cyberknife** : est un accélérateur linéaire qui permet d'effectuer une radiothérapie en conditions stéréotaxiques sans cadre. Au lieu d'utiliser une immobilisation rigide du patient

CHAPITRE I L'EVOLUTION DE LA RADIOTHERAPIE EXTERNE VERS LES MINI FAISCEAUX

Le cyberknife utilise une corrélation algorithmique de comparaison d'images pour localiser la cible. Le système cyberknife suit de manière autonome, détecte et corrige en temps réel les déplacements de la tumeur et les mouvements du patient tout au long de la procédure et permet ainsi de délivrer de fortes doses de radiation avec une précision millimétrique. Cette technologie permet d'étendre l'application de la radiothérapie stéréotaxique aux tumeurs extracrâniennes [Ben08].

CHAPITE II : CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

II.1. Introduction :

En avril 2007, le CHU de Toulouse a déclaré une surexposition concernant des 145 patients traités en radiothérapie stéréotaxique intracrânienne dans ce centre. Du fait de l'utilisation d'un dosimètre ne présentant pas les bonnes caractéristiques pour la mesure de dose en mini-faisceaux. Suite à cet accident, l'Institut de radioprotection et de sûreté nucléaire (IRSN), mandaté par l'Autorité de sûreté nucléaire (ASN) et l'Agence française de sécurité sanitaire des produits de santé (AFSSAPS), a piloté une étude sur la problématique de la mesure de la dose dans les faisceaux de photons de très petites dimensions « mini faisceaux » [Afs09], [Ipe10].

II.2. Définition des petits champs :

Les mini-faisceaux sont des champs d'irradiation de petites dimensions inférieures à $(4 \times 4 \text{ cm}^2)$ et sont utilisés pour améliorer la balistique de traitement et créer des gradients de dose optimisant la conformation de la dose au volume cible [Ipe10].

II.3. Caractérisation dosimétrique des faisceaux de photons de haute énergie

II.3.1. Grandeurs et unités dosimétriques :

Les faisceaux de particules ionisantes (photons ou électrons) utilisés en radiothérapie externe déposent leur énergie dans les tissus traversés, selon les 04 interactions principales entre les rayons X et la matière :

- La diffusion cohérente (diffusion Rayleigh).
- L'effet photoélectrique.
- La diffusion Compton (diffusion incohérente).
- Création de paire.

En fonction de la quantité d'énergie absorbée par la matière, celle-ci peut entraîner des effets biologiques plus ou moins importants sur les tissus sains ainsi que sur les tissus tumoraux. L'objectif de la dosimétrie est de déterminer cette quantité d'énergie déposée par ces rayonnements suivants :

- a) **Kerma** : quantité dénommée (Kerma) est l'acronyme anglais de «Kinetic Energy Released per unit Mass», qui signifie l'énergie cinétique libéré par unité de masse.

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

Le Kerma s'exprime en J kg^{-1} . Son unité dans le « Système Internationale » est le Gray :

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (\text{II.1})$$

dE_{tr} : L'énergie cinétique initiale de toutes les particules chargées libérées par les particules non chargées dans un élément de volume de masse dm .

Le Kerma s'applique quelle que soit la nature du rayonnement indirectement ionisant.

Le Kerma se divise en Kerma de collision K_{col} et Kerma radiatif K_{rad} [Pce07].

Donc, le kerma s'écrit :

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad (\text{II.2})$$

K_{col} : Kerma de collision est l'énergie transférée aux électrons secondaires qui est perdue. Lors des collisions.

K_{rad} : Kerma radiatif est l'énergie transférée aux électrons qui est perdue par des processus radiatifs.

b) Dose absorbée : C'est une grandeur plus intéressante en radiothérapie et en radiobiologie.

La dose absorbée représente la quantité d'énergie déposée par unité de masse. Elle est donnée par la relation suivante :

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (\text{II.3})$$

L'unité de dose absorbée est (Gy) ; $1\text{Gy} = 1\text{ J/kg}$.

L'ancienne unité de dose est : rad $1\text{Gy}=100\text{ rad}$ (acronyme for radiation absorbed dose) [Pce07].

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

c) **Débit de dose \dot{D}** : est déterminé par la dose pendant un intervalle de temps dt et s'exprime généralement en :

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (\text{II.4})$$

\dot{D} : Débit de dose.

L'unité du débit de dose en S.I est $\text{J. Kg}^{-1}.\text{s}^{-1}$

Il exprimé en : $\text{Gy}.\text{s}^{-1}$ d'où $1\text{Gys}^{-1} = 1\text{J. Kg. s}^{-1}$

L'ancienne unité de débit de dose absorbé est : $\text{rad}.\text{s}^{-1}$ a pour valeur correspondante

$1 \text{ rad}.\text{s}^{-1} = 10^{-2} \text{ J Kg}^{-1} \text{ s} [\text{Pce07}]$.

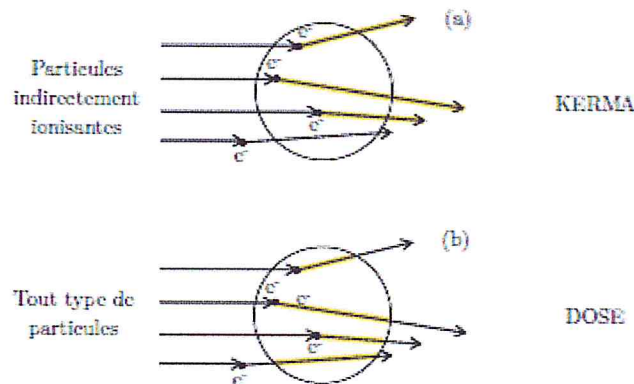


Figure II.1 : Relation entre la dose absorbée et le KERMA par collisions : notion d'équilibre électronique [Mar14].

d) **Equilibre électronique** : En chaque point de milieu, des électrons secondaires sont créés et d'autres sont arrêtés ceci jusqu'à une profondeur égale au parcours des électrons d'énergie maximale mis en mouvement dans le milieu, c'est la profondeur de l'équilibre électronique. Après cette profondeur, la dose décroît car le flux des électrons secondaires diminue parallèlement au flux des photons qui s'atténue en profondeur.

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

La profondeur à laquelle l'équilibre électronique est atteint augmente avec l'énergie du faisceau de photons car plus ils sont énergétiques, plus le parcours des électrons secondaires est grand (environ 1,5 cm pour des photons de 6 MeV).

Si l'équilibre électronique est atteint, la dose peut-être facilement déterminé à partir de K et μ_{tr} et μ_{en} [Pce07].

$$D = K \frac{\mu_{en}/\rho}{\mu_{tr}/\rho} \quad (II.5)$$

μ_{en} : Coefficient d'absorption d'énergie massique.

μ_{tr} : Coefficient de transfert d'énergie massique.

D : La dose absorbée.

ρ : La masse volumique.

II.3.2. Paramètres dosimétriques caractérisant les faisceaux de photons

a) Le rendement en profondeur :

Le rendement en profondeur représente la distribution de dose absorbée sur l'axe du faisceau (z), pour une taille de champ donnée, à une distance source-surface du fantôme (DSP) fixe. Cette courbe est donc obtenue en déplaçant le détecteur en profondeur dans l'eau (figure II.2).

Certaines grandeurs dosimétriques peuvent être définies à partir de la courbe de rendement en profondeur : la dose à la surface, la dose de sortie et la profondeur de maximum de dose (profondeur de l'équilibre électronique) : Z_{max} .

A l'entrée du fantôme, la courbe de rendement en profondeur augmente jusqu' à atteindre un maximum de dose à une profondeur notée Z_{max} dont la valeur est proche du parcours maximal des électrons. Cette augmentation de dose est due à la mise en équilibre électronique longitudinal. Ensuite, la dose va diminuer en profondeur du fait de l'atténuation du faisceau de photons. Cette courbe de rendement en profondeur permet de déterminer le débit de dose sur l'axe du faisceau à n'importe quelle profondeur dans l'eau à partir du débit de référence, pour une taille de champ donnée. Ces courbes sont normalisées à la profondeur Z_{max} . Les courbes de RTM représentent

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

également la variation de dose en profondeur, mais cette fois-ci, (DSD) est constante et la (DSP) varie avec la profondeur du point de mesure [Pod05].

$$D = \frac{D_0}{D_{\max}} \times 100 \quad (\text{II.6})$$

D : La dose absorbée en un point situé sur l'axe du faisceau.

D_0 : La dose absorbée au point de référence.

D_{\max} : La dose absorbée en un point situé au maximum à l'axe du faisceau.

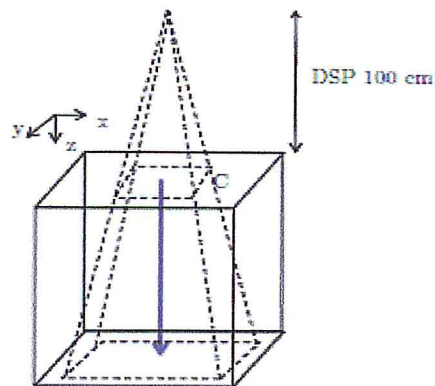


Figure II.2 : Mesure de rendement en profondeur suivant l'axe du faisceau (z) dans un fantôme à DSP = 100 cm pour une taille de champ C définie à 100 cm de la source [Mar14].

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

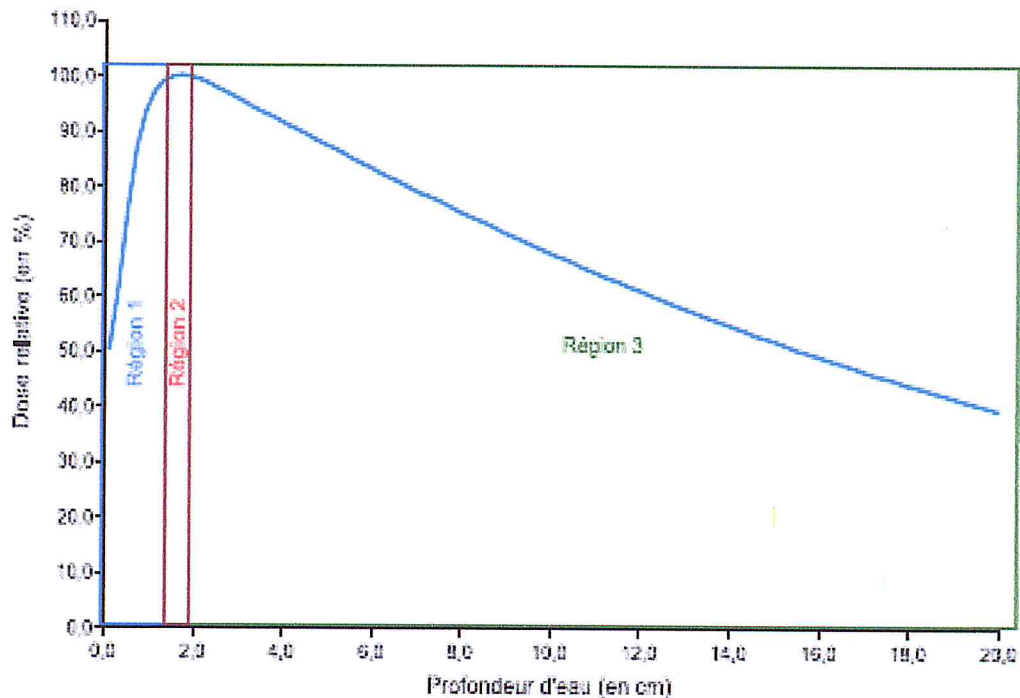


Figure II.3 : La variation de la dose en fonction de la profondeur dans l'eau pour un faisceau de photons d'énergie nominale 6 MV et de taille de champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$. [Bad09].

La variation de la dose en fonction de la profondeur comporte trois régions distinctes :

- **Région 1 :** Accroissement de la dose ou build-up (augmentation du flux des électrons secondaires).
- **Région 2 :** Un accroissement de la dose un maximum (établissement de l'équilibre électronique).
- **Région 3 :** Une décroissance exponentielle répondant aux lois de l'atténuation du faisceau de photons en fonction de la profondeur [Bad 09].

Le rendement de dose en profondeur dépend :

L'énergie du faisceau, la taille du champ d'irradiation et la distance source-surface du milieu.

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

+ Indice de qualité Q_i :

L'indice de qualité est défini comme le rapport du lecteur de dose à la profondeur $z = 20$ cm sur la lecture de dose à la profondeur $z = 10$ cm avec distance fixe DSP=100 cm et champ défini au niveau détecteur 10×10 cm selon la relation suivante :

$$Q_i = \frac{D_{200}}{D_{100}} \quad (\text{II.7})$$

D_{100} : la dose en pourcentage de la profondeur 10 cm.

D_{200} : la dose en pourcentage de la profondeur 20 cm.

b) Profil de dose :

Le profil de dose représente la variation de dose en fonction de la distance à l'axe, pour une profondeur Z_{mes} dans l'eau et une taille de champ C données. Généralement, elles sont mesurées dans deux directions orthogonales : dans le sens droite-gauche du patient (x) et dans le sens tête-pieds (y). Ces courbes sont normalisées sur l'axe du faisceau [Bra86].

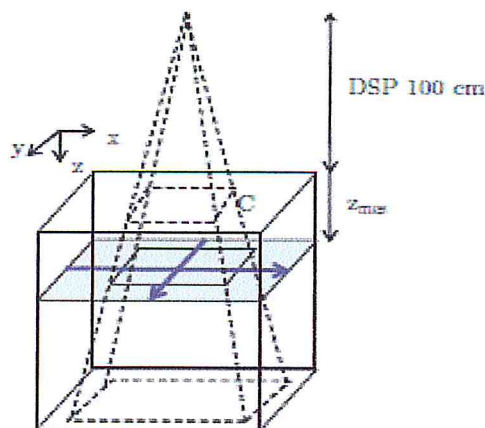


Figure II.4 : Mesure de profils de dose selon x et y , à une profondeur z_{mes} , DSP=100 cm et pour une taille de champ C définie à 100 cm de la source [Mar14].

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

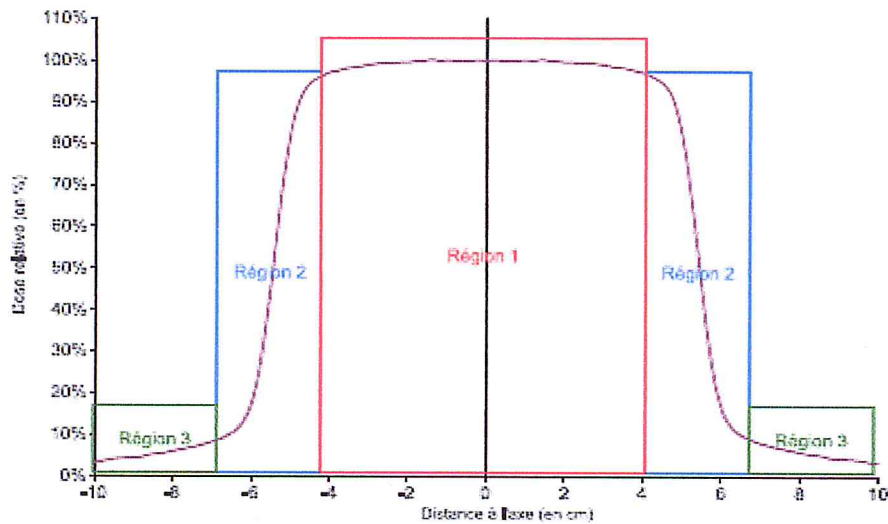


Figure II.5 : La variation de la dose en fonction de la distance à l'axe du faisceau pour un champ de photons de 6 MV dans la direction crossplane c'est à dire dans le plan transverse droite-gauche [Bad09].

Caractéristiques :

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

1. Région centrale :

Elle couvre la partie centrale du champ et cela jusqu'à 1cm à 105cm avant les limites géométrique du champ. L'intersection du niveau de dose 50% avec la courbe de profil donne deux points dont la séparation n'autre que la taille de champ utilisé.

2. Région de la pénombre :

c'est la partie du profil où la dose varie rapidement, elle est sensible à la taille du champ, à la taille de la source et à l'équilibre électronique latérale elle est nommée la pénombre physique mesurée sur les axes principaux des champs carrés.

La pénombre est mesurée pour chaque énergie à partir de dose réalisés pour l'étude de l'homogénéité et de la symétrie. Elle est caractérisée par la distance latérale entre le 80 % et le 20 % de la dose sur l'axe du faisceau.

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

- a) **Symétrie** : Les spécifications typique de la symétrie font que deux points, quelconque du dose sur un profile de faisceau équi distant du patient centrale de l'axe doit être moins de 2% de l'un de l'autre.
- b) **L'homogénéité** : L'homogénéité du faisceau est évalué on déterminant les valeurs des points de dose maximum D_{max} et minimum D_{min} sur le profile du faisceau dans le 80% de la partie centrale de la largeur du faisceau.

Les caractéristiques standard de LINAC (accélérateur linéaire) exigent généralement que l'homogénéité soit inférieure à 3%.

3. Région de l'ombre du champ :

C'est la partie en dehors du champ d'irradiation. Dans cette régions la dose est due à une transmission à travers les collimateurs est travers de blindage de la tête d'irradiations.

II.4. Les dosimètres utilisés dans les petits faisceaux :

II.4.1. La chambre d'ionisation :

Une chambre d'ionisation est une cavité d'air, comprise entre des électrodes portées à une différence de potentiel est appliquée afin de créer un champ électrique dans le volume.

Le principe de la chambre d'ionisation est reposé sur le nombre d'ions collectés égal au nombre d'ions formés lors de l'irradiation dans le volume sensible, Ces électrons et ions vont migrer vers les électrodes sous l'effet du champ électrique [Sab12]. Le déplacement des charges ce qui induit un courant qui est mesuré par un électromètre. Ce courant est donc directement relié à la dose absorbée dans la chambre d'ionisation. La dose dans l'air de la chambre d'ionisation s'exprime selon la relation suivante :

$$D_{air} = \frac{Q}{m_{air}} \left(\frac{W_{air}}{e} \right) \quad (II.8)$$

Q : Déplacement des charges.

m_{air} : La quantité de masse dans l'air.

$\frac{W_{air}}{e}$: Est le quotient de l'énergie moyenne consacrée à la création d'une paire électron-trou.

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

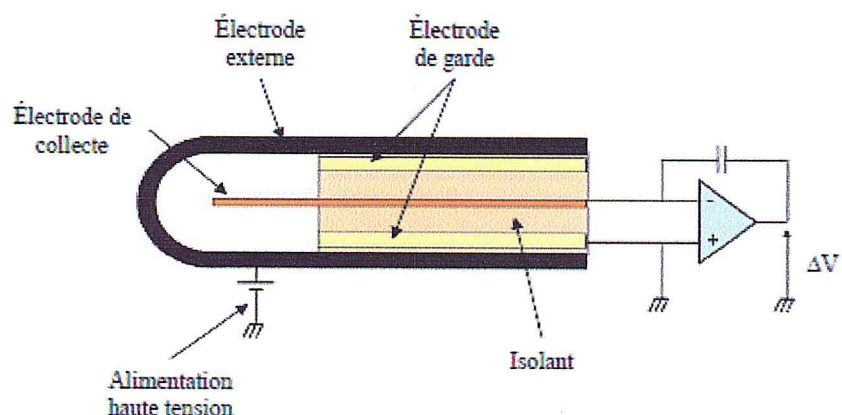


Figure II.6 : Schéma d'une chambre d'ionisation et de son électromètre [Ler12].

❖ Les chambres d'ionisations couramment utilisées pour la dosimétrie des mini-faisceaux :

Nom	Matériau	Densité	Z_{eff}	Z/A	Vol (cm ³)	Diam (mm)	Long (mm)	Paroi	Electrode	Taille Du champ Minimum (mm ²)
PTW PinPoint 31006	Air	0.001	7.64	0.499	0.015	2	5	PMMA+ graphite	Acier	20x20
PTW PinPoint 31014	Air	0.001	7.64	0.499	0.015	2	5	PMMA+ Graphite	Aluminium	20x20
PTW Semiflex 31010	Air	0.001	7.64	0.499	0.125	5.5	6.5	PMMA+ Graphite	Aluminium	20x20
PTW PinPoint 31016 (3D)	Air	0.001	7.64	0.499	0.015	2.9	2.9	PMMA+ graphite	Aluminium	20x20
Wellhöfer CC01	Air	0.001	7.64	0.499	0.01	2	3.6	Shonka C552	Acier	20x20
Wellhöfer CC04	Air	0.001	7.64	0.499	0.04	4	3.6	Shonka C552	Shonka C552	20x20

Tableau II.1 : Caractéristiques de chambres d'ionisation utilisées pour la mesure de dose en conditions non standards. D'après IRSN (IRSN, 2008) [Sab12].

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

II.4.2. Diodes au silicium :

Les diodes sont des jonctions P-N, c'est-à-dire la juxtaposition d'un semi-conducteur de type P (dopé avec un accepteur d'électrons) et d'un semi-conducteur de type N (dopé avec un donneur d'électrons). La différence de concentration des électrons et des trous dans les deux matériaux entraîne une diffusion des trous vers la région N et des électrons vers la région P. Ce déplacement laisse alors des ions positifs dans la région N et des ions négatifs dans la région P, donnant naissance à un champ électrique s'opposant à la diffusion des porteurs de charge, un état d'équilibre est atteint. Une zone de déplétion, sans aucune charge libre en déplacement, est alors créée à l'interface des deux matériaux. Lorsqu'un rayonnement ionisant traverse la diode, des paires électron-trou sont créées dans cette zone de déplétion et elles vont migrer sous l'effet du champ électrique. Des électrodes sont positionnées de chaque côté de la jonction afin de mesurer le courant induit par le déplacement de ces charges. Dans la radiothérapie les diodes sont utilisées en mode passif (sans polarisation durant l'irradiation), car des débits de dose importants (qq Gy/min). Dans ce cas la zone de déplétion est réduite à son épaisseur minimale et la sensibilité (dépendant du volume de la zone de déplétion minimum) [Mar14].

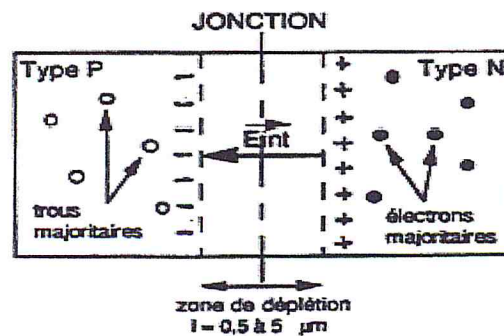


Figure II.7: La jonction PN.

❖ Leurs utilisations pour la dosimétrie des mini-faisceaux :

Les diodes présentent un très petit volume de détection (diamètre en micro millimètre) permettant d'obtenir d'acquisition des paramètres dosimétrique car elle ayant une excellente résolution spatiale, une haute sensibilité aux rayonnements et un bon

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

rapport signal sur bruit malgré un très petit volume de détection. Cependant, du fait de son numéro atomique élevé ($Z_{\text{silicium}} = 14$), la diode est plus sensible aux photons diffusés de basse énergie que l'eau, à cause de l'effet photoélectrique. Ceci entraîne une surestimation de la dose absorbée dans le volume sensible de la diode par rapport à l'eau.

	Référence	Volume (mm ³)	surface (mm ²)	Diamètre/coté(mm)	Epaisseur r (mm)	Point de mesure à partir de la surface (mm)
Type Diode	SFD	0.017	0.28	0.6	0.06	0.9
	EDGE Sun Nuclear	0.019	0.64	0.8	0.03	0.3
	PTW 60016P	0.03	1	1.13	0.03	2
	PTW 60017E	0.03	1	1.13	0.03	0.6

Tableau II.2 : Caractéristique de types des diodes pour les applications de la dosimétrie relative-dosimétrie «in vivo» et CQ [Irs08].

- Ils existent d'autres détecteurs utilisés pour la caractérisation des petits champs sont les suivants : les films radiologiques, le détecteur thermoluminescents (TLD), gels dosimétriques, MOSFET et le diamant.

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

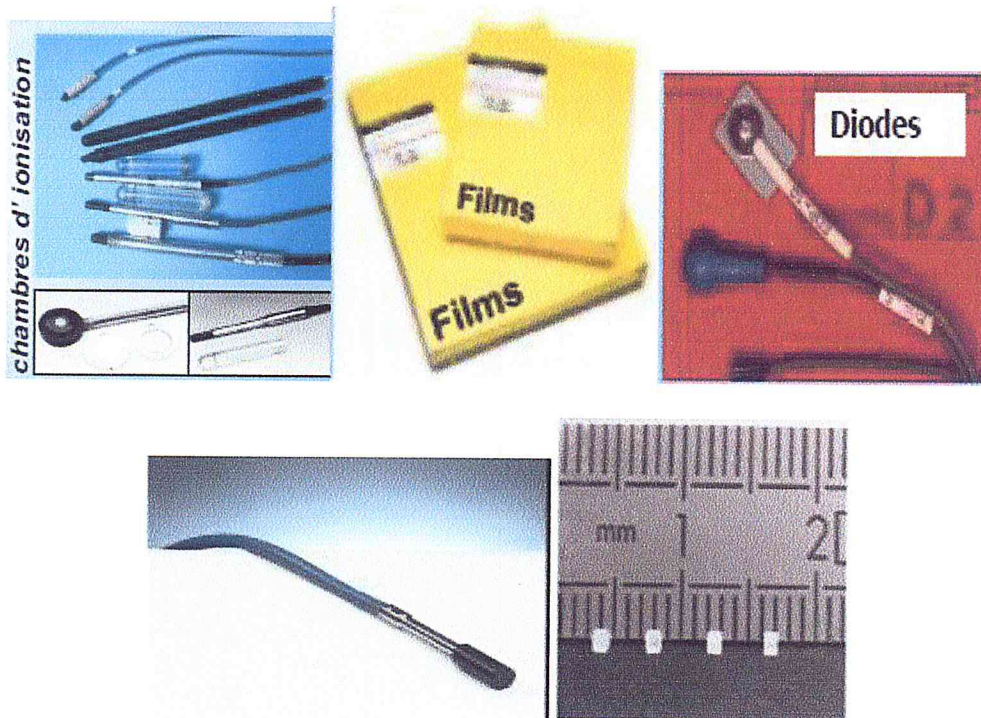


Figure II.8 : Les différents détecteurs utilisés en radiothérapie [Ver09].

II.5. Problèmes posés par la dosimétrie de petits champs :

Les petits faisceaux concernés par la saisine sont uniquement ceux utilisés en radiothérapie en condition stéréotaxique. Radiothérapie conformationnelle par modulation d'intensité (RCMI ou IMRT) ou en tomothérapie permet une meilleure conformation de la tumeur et une augmentation de la dose délivrée au volume cible afin d'accroître le contrôle tumoral. Cependant, ces évolutions passent par l'utilisation de petits champs de rayonnements qui induisent certaines difficultés pour la dosimétrie [Ipe10].

Un « mini-faisceau » est par définition un faisceau de petite taille dont la dimension est telle que des questions particulières doivent se poser pour réaliser correctement la dosimétrie : des problèmes spécifiques doivent retenir toute l'attention concernant la taille, la composition et le centrage du détecteur. La dosimétrie absolue et relative des mini-faisceaux est un véritable challenge, pour les raisons principales qui seront évoquées dans cette partie :

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

II.5.1. Le manque d'équilibre électronique latéral qui n'est plus atteint sur l'axe du faisceau : Dans la configuration des petits champs, le rayon du faisceau peut être inférieur au parcours maximal des électrons secondaires, ce qui entraîne un défaut d'équilibre électronique latéral (EEL).

Lorsqu'il n'y a pas d'EEL, l'estimation par un détecteur de la dose déposée dans le milieu par les électrons secondaires peut être erronée.

Le déséquilibre électronique latéral est fonction de l'énergie du faisceau de photons, i.e. de l'indice qualité du faisceau, et de la nature du milieu traversé, où RLEE est le rayon minimal du faisceau permettant d'obtenir l'équilibre électronique latéral dans l'eau. Pour des petits champs, l'augmentation du déséquilibre électronique latéral engendre une sous-estimation des facteurs de diffusion « scatterfactors » (Laub et Wong, 2003) [Sab12].

- **Problème lié au manque d'équilibre électronique latéral :**
 - a) **L'utilisation de détecteurs non équivalents-eau qui perturbe le niveau de déséquilibre électronique :**

La présence d'un détecteur perturbe la vraie distribution de dose.

Si le détecteur n'est pas suffisamment équivalent tissu (densité et composition). Si la densité ou la composition du détecteur est significativement différente de celle de l'eau, la présence du détecteur perturbe la fluence électronique. Qu'il consiste en des changements dans les propriétés de transport des photons et des électrons, comme le matériau constituant le détecteur n'est pas équivalent eau.

- b) **Le volume sensible du détecteur est petit par rapport à la taille de champ :**

Si la densité ou la composition des éléments du détecteur (volume sensible, paroi) diverge de celle du milieu environnant, il peut y avoir une modification significative de la réponse du détecteur en fonction de la taille du champ dans des conditions de non-EEL :

Il concerne l'élargissement de la pénombre au travers du signal mesuré à cause de la taille finie du détecteur. Plusieurs travaux ont été réalisés avec l'objectif de prendre en compte et de corriger l'effet de la taille du détecteur en extrapolant les mesures vers un détecteur ponctuel (Sibata, 1991 ; Metcalfe 1993). Une étude de simulation de l'effet de la taille du détecteur sur la pénombre mesurée a été présentée par Chang

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

(Chang *et coll.*, 1996). Plusieurs fonctions de réponse de détecteur ont été traitées par des méthodes analytiques incluant des fonctions : de gradient, paraboliques et des gaussiennes. Elles sont représentées en figure II.9. Parmi toutes ces méthodes, la fonction parabolique est la plus couramment utilisée [Ipe10], [Sab12].

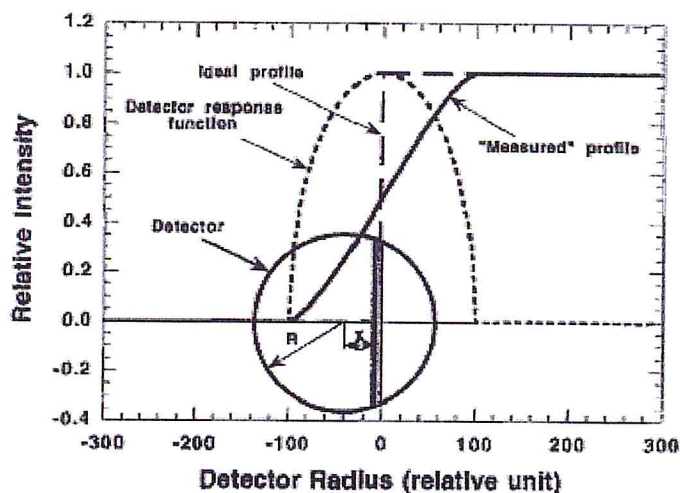


Figure II.9 : Profil de faisceau idéal sans pénombre. La courbe en pointillé large représente la fonction du signal pour un détecteur ponctuel. La courbe en pointillée resserrée représente la réponse enregistrée par un détecteur circulaire de rayon r . La ligne continue représente la pénombre de la fonction de gradient mesurée en utilisant le détecteur circulaire. D'après Chang *et coll.* (Chang *et coll.*, 1996).

- **Problème dû à la variation de la taille du champ avec la profondeur :**

Ce problème est de même nature que pour la mesure du FOC même si l'effet est moins important : la taille du champ variant avec la profondeur, la réponse relative d'un détecteur peut être différente suivant la taille de son volume sensible et sa composition [Sab08], [Irs07], [Ben07].

II.5.2. Occlusion partielle de la source :

En conditions standards, la part du rayonnement diffusé indirect, compose approximativement 8 % du faisceau total [Asp10]. En diminuant les dimensions du faisceau d'irradiation, cette composante devient moins importante. Lorsque le faisceau direct est partiellement bloqué, le nombre de photons issus de la composante directe atteignant l'isocentre est réduit, ce qui entraîne une sortie plus faible et un durcissement du faisceau comme la montre (figure II.10).

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

Par ailleurs, lorsque le faisceau direct est partiellement bloqué, il devient moins « visible » pour un détecteur comme la source de rayonnement est rétrécie par la collimation. Il est alors important que les dimensions de la source visible soient correctement modélisées par le TPS, car une incohérence entre les simulations et la mesure pour ce paramètre peut induire des variations significatives de dose comme le montre la figure II.10, qui augmente logiquement à mesure que la taille de champ diminue.

Ce phénomène est appelé occlusion partielle de la source. Qui est déduit à partir de la chute des valeurs du facteur d'output pour les petits champs, et donc, une chute dans la dose uniforme pour les profils de dose relatifs aux champs de petits champs de petites dimensions [Ipe10].

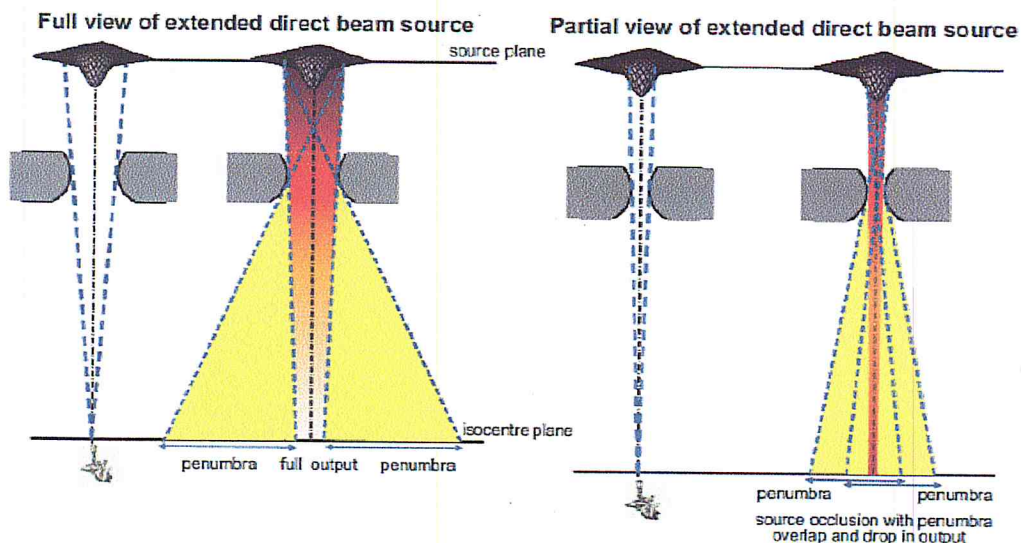


Figure II .10 : Représentation schématique du phénomène d'occlusion partielle du faisceau, un exemple d'un champ standard à gauche et d'un petit champ à droite : la partie de la source primaire cachée à partir du point de l'angle du vue du point de mesure contribue à une diminution de la dose délivrée à ce point [Ipe10].

II.5.3. Élargissement artificiel des dimensions du champ d'irradiation :

Le profil en lui-même est composé de 3 composantes : le faisceau primaire, la pénombre géométrique définie par le filtre atténuateur et la pénombre secondaire (liée à la diffusion des électrons secondaires). Pour un petit champ, la pénombre secondaire augmente lorsque la collimation diminue. Comme les électrons secondaires «

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

s'échappent » du champ d'irradiation, la dose sur l'axe central du faisceau diminue avec la collimation. Ce phénomène a un effet direct sur la définition stricte de la largeur du champ d'irradiation. La largeur du champ, qui est définie sur un profil de dose par la distance entre les deux niveaux de dose opposés de 50 %, n'est plus pertinente pour les petits champs. Comme le montre la figure II.11, pour des tailles de champs où l'équilibre électronique est présent et la source du faisceau pleinement visible, la largeur à mi-hauteur (FWHM) sur les profils de dose coïncide avec les niveaux de dose 50 % du profil. Lorsque la taille de champ est du même ordre de grandeur que la distance de diffusion latérale des électrons secondaires, les pénombres respectives des mâchoires se superposent, engendrant une légère erreur dans la détermination de la taille du champ avec la largeur à mi-hauteur. Cette erreur augmente fortement pour les petits champs et génère une forte surestimation de la taille du champ réelle (Fransesconet coll., 2008). Prendre la largeur à mi-hauteur (FWHM) du profil de dose dans les mesures dosimétriques peut également être erroné pour la définition de la taille de champ dans le TPS, et en conséquence induire des erreurs dans les processus de vérification de la dose délivrée par le TPS, particulièrement dans des situations où les petits champs sont rencontrés [Sab08].

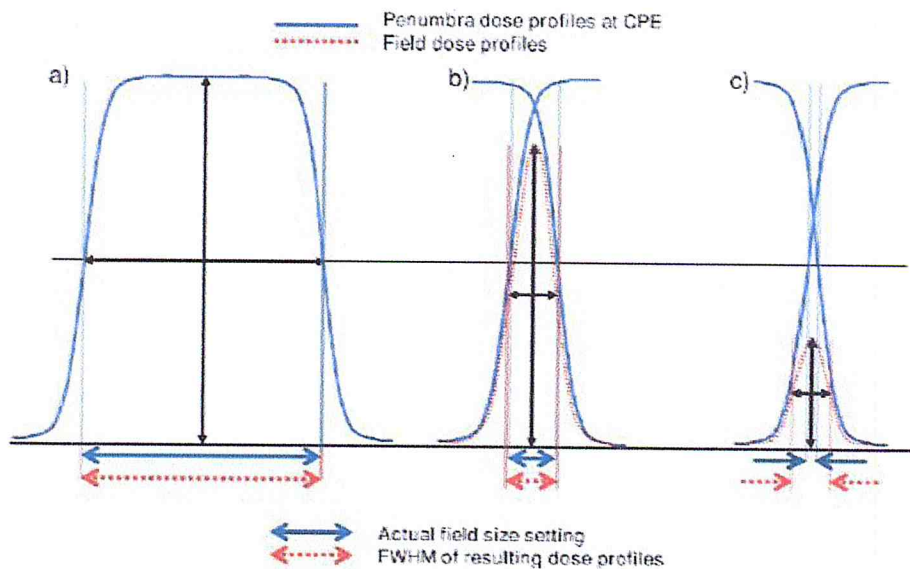


Figure II.11 : Représentation schématique du principe d'élargissement artificiel de la taille de champ : (a) lorsque les conditions d'équilibres électroniques sont rencontrées, (b) lorsque les dimensions coïncident avec le parcours latéral des électrons

CHAPITRE II CARACTERISTIQUE DOSIMETRIQUE DES PETITS CHAMPS

secondaires (c) lorsqu'il y a déséquilibre électronique latéral. D'après (Fransescon et coll., 2008) [Che04].

II.5.4. L'effet de résolution spatiale des dosimètres :

La résolution spatiale est devenue une caractéristique primordiale que doit posséder tout dosimètre afin de réaliser une mesure précise. L'objectif de cette section est de souligner les problèmes inhérents à ces petites tailles de champs.

Des détecteurs de petites dimensions sont nécessaires pour la caractérisation de dose dans les petits champs. Leur dimension doit permettre d'assurer un positionnement précis et rester inférieure à la partie homogène de la dose à mesurer. Les dimensions sont choisies en regard de la résolution de la grille des « beamlets » utilisés pour le calcul et la délivrance du faisceau. Cependant, plus les dimensions du détecteur sont réduites, plus le positionnement devient délicat et source potentielle d'incertitude dans la mesure de la dose notamment dans des zones à fort gradient de dose. De plus, en condition de déséquilibre électronique latéral, la mesure de dose d'un détecteur est susceptible d'être faussée si la densité du dosimètre n'est pas suffisamment tissu-équivalent, même avec une résolution spatiale excellente [Sab08].

CHAPITE III : MATERIELS ET METHODES

III.1. Introduction :

L'utilisation des petits champs sont de plus en plus utilisées en radiothérapie avec l'avènement des nouvelles techniques telles que l'IMRT, la stéréotaxie mais aussi avec les nouvelles machines de traitement telles que tomothérapie et cyberknife. Par ailleurs leurs mesures reste un challenge pour les physiciens et ce à cause du manque d'équilibre électronique lorsque le champ est inférieur à $4 \times 4 \text{ cm}^2$, mais aussi l'utilisation de bon dosimètre pour la mesure de manière que la source de rayonnement soit visible par ce dernier.

Le présent travail consiste à caractériser des dosimètres pour les petits champs en faisant une comparaison entre eux pour déterminer le plus adéquat pour ce type de mesures. Pour se faire trois dosimètres ont été utilisés : la diode, la chambre d'ionisation Pinpoint 0.016 cm^3 et une Semiflex de volume de 0.3 cm^3 comme chambre de référence.

III.2. Equipements et matériels utilisés dans le cadre de ce travail :

Le matériel utilisé pour la réalisation du présent travail est :

- La source de rayonnement : Un accélérateur linéaire de particule « Synergy » de marque Elekta multi énergie photons 6 MV et 18 MV et électrons : 6, 8, 10, 12, 15 et 18 MeV.
- Des détecteurs de rayonnement : La Diode P ; les deux chambres d'ionisations (PinPoint $0,016 \text{ cm}^3$ et la Semiflex $0,3 \text{ cm}^3$).
- Films Gafchromic.
- Milieu de mesure : Fantôme à eau automatique MP3 de PTW.
- Logiciel d'acquisition et de traitements des données dosimétriques MEPHYSTO de PTW.

III.2.1. L'accélérateur linéaire :

Notre travail a été réalisé au niveau du service radiothérapie de l'Hôpital Central de l'Armé (HCA), Ain Naadja–Alger, avec l'accélérateur linéaire de particule Synergy d'Elekta. Les mesures ont été faites avec l'énergie de 6MV sachant que c'est l'énergie la plus utilisée pour les traitements en IMRT et que le 18 MV ne l'est pas à cause du manque de l'équilibre électronique latérale qui devient plus important avec les hautes énergies.

Le Synergy est un accélérateur complètement numérisé qui permet d'introduire tous les paramètres énergétiques (l'énergie, le nombre d'UM..) et mécaniques (la taille de champ la DSP, les différentes angulations ...Etc) au niveau du pupitre de commande, ce qui facilite son

CHAPITRE III MATÉRIELS ET MÉTHODES

utilisation, avec l'affichage de tous ces paramètres à l'intérieur de la salle de traitement. La délimitation de taille des champs est assurée par les deux paires de mâchoires dans les deux axes X et Y mais aussi avec une multi-lame additionnel qui permet de réaliser des formes géométriques compliquées et ainsi permettant la conformation des volumes cibles qu'on veut irradier.

Il a été convenu qu'on parle de petits champs lorsque la dimension est égale ou inférieure à 4 cm même pour des carrés équivalents. Pour cela, nous avons effectué les mesures sur les champs de dimension de $4 \times 4 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$ et $1 \times 1 \text{ cm}^2$.

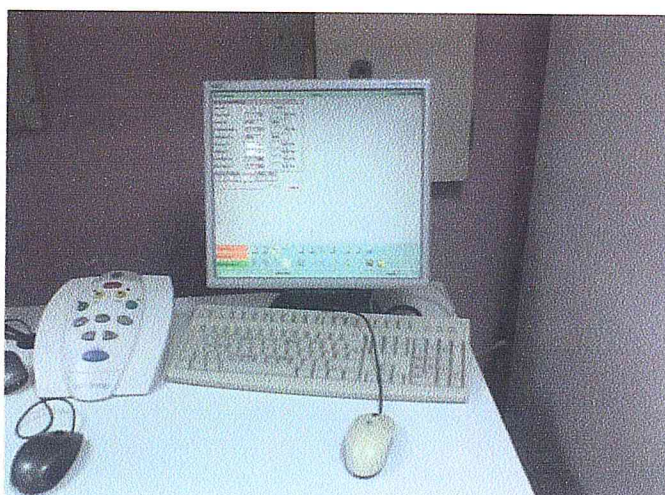


Figure III.1 : Le pupitre de commande de l'accélérateur linéaire « Elekta Synergy ».

III.2.1.1. Description générale de l'accélérateur linéaire :

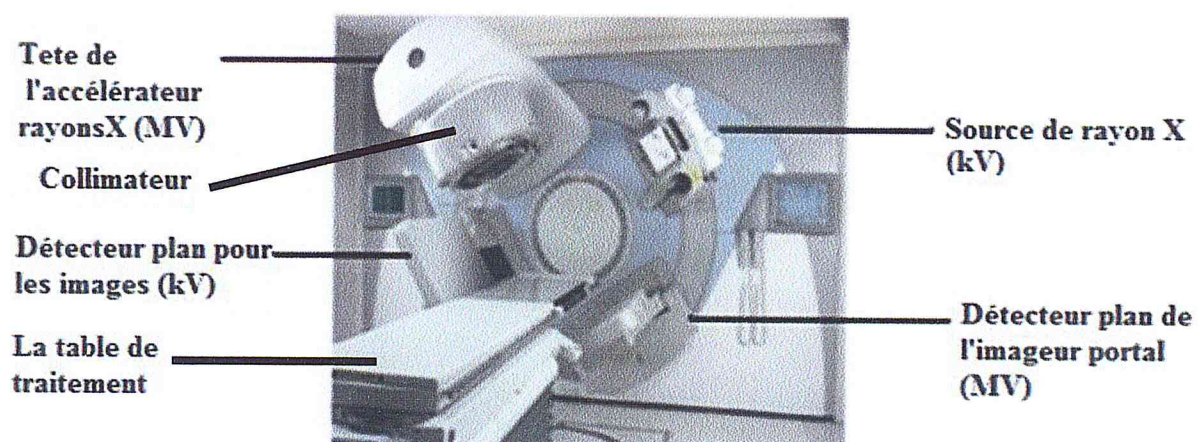


Figure III.2 : L'accélérateur linéaire d'Elekta Synergy.

CHAPITRE III MATÉRIELS ET MÉTHODES

De plus des caractéristiques de l'accélérateur citées en dessus, il dispose de l'imagerie portal qui permet les contrôles et la vérification de la position de traitement du patient lors de la première séance et d'une manière hebdomadaire.

❖ L'imagerie embarquée (Cone Beam) :

Le système d'imagerie embarquée XVI est un moyen permettant le bon repositionnement du patient. Il fournit en temps réel des images de la zone irradiée de bonne qualité, ce qui permet un suivi du traitement extrêmement précis. La validation du traitement est réalisée par vérification du positionnement selon deux types d'imageries embarquées :

1) Le Système d'imageur portale électronique ou Electronic Portal Imaging Device (EPID-MV) :

C'est un système d'imagerie médicale qui est placé sous la table de traitement, est utilisé pour vérifier radiologiquement que la position du patient lors des séances de traitement par rapport aux faisceaux est conforme à la prescription médicale décidée pendant l'étape de simulation de traitement. Cette image est produite par l'irradiation avec quelques UM en donnant une image en MV qui est de moindre qualité qu'une image radiologique standard, mais qui donne une bonne estimation de la position du patient.

2) La Tomographie conique de basse énergie (KV-CBCT) :

C'est une acquisition tridimensionnelle permettant le repositionnement du patient (basé sur une information anatomique globale : Os/Tissu Mou) avant la séance, qui est de meilleure qualité et qui permet un meilleur repositionnement du patient sur la table de traitement, en utilisant une coupe tomographique reconstruite avec des KVs. Cette technique est appelée IGRT radiothérapie guidée par l'image.

+ Les spécifications du système de collimation (les mâchoires) :

- **Le collimateur secondaire** : partie métallique épaisse située en sortie de l'accélérateur. Il est composé d'un collimateur X et de deux collimateurs Y (backup Y, MLC). Il permet ainsi de définir la forme du champ de traitement du patient en collimatant le faisceau selon les directions X et Y.
- **Le MLC ou collimateur multi-lames** : permet de définir des champs complexes au moyen de deux fois quarante lames, situées de part et d'autre dans l'axe Y. L'épaisseur d'une lame est de 1 cm à l'isocentre.
- **Le backup Y** : situé sous le MLC, il permet de corriger le phénomène de fuite inter-lame (due au MLC).
- **Le collimateur X** : permet de collimater le faisceau dans la direction X.

CHAPITRE III MATÉRIELS ET MÉTHODES

III.2.2. Le Film Gafchromic :

Le film radiochromique est un nouveau type de film dans la dosimétrie en radiothérapie. Sa particularité est qu'il ne nécessite pas un développement chimique ou autre, il s'auto-développe. Ce détecteur est utilisé couramment en routine, non seulement pour réaliser des mesures dosimétriques des profils de dose et de rendement en profondeur mais également pour vérifier la coïncidence entre le champ lumineux et le champ d'irradiation et l'homogénéité des faisceaux délivrés par les accélérateurs linéaires lors des contrôles mensuels des linacs.

III.2.3. Les détecteurs utilisés :

III.2.3.1. La chambre d'ionisation Pinpoint :

La chambre Pinpoint c'est une chambre d'ionisation de type PTW 31016 (3D) étanches, avec un petit volume de mesure de 0.016 cm^3 pour les mesures des petits champs.

Caractéristiques :

La chambre de Pinpoint peut être utilisée pour la mesure de la dose en profondeur et les mesures de doses en absolu. La gamme d'énergie nominale varie entre celle du Co^{60} de 2.8 MV jusqu'à 50 MV pour les photons et 6 MeV à 50 MeV pour les électrons. La chambre a une tige courte pour le montage et un câble de connexion flexible. Elle peut être livrée avec différents types de connecteurs. Elle est utilisée pour la mesure des petites tailles de champs allant de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ à $30 \times 30 \text{ cm}^2$.

III.2.3.2. La chambre d'ionisation Semiflex :

La deuxième chambre d'ionisation utilisée lors du présent travail est de type Semiflex, elle mesure la distribution de dose dans des fantômes d'eau automatiques (photon et électron de haute énergie).

Elle dispose des caractéristiques suivantes :

- Volumes utiles non étanches à l'air de $0,125 \text{ cm}^3$ et $0,3 \text{ cm}^3$, ils sont des chambres étanches à l'eau.
- Appropriées pour une utilisation dans des fantômes d'eau.
- Réponse en énergie plate au sein d'une large plage d'énergie.

Elle est fournie avec un certificat d'étalonnage pour l'étalonnage en dose absorbée dans l'eau ou en kerma dans l'air.

CHAPITRE III MATÉRIELS ET MÉTHODES

Nous avons utilisé la chambre pour la mesure des rendements en profondeur et profil de dose, elle a aussi servi à contrôler la linéarité des UM délivrées par l'accélérateur de particules afin que la mesure réalisée soit la plus juste possible.

III.2.3.3. La diode au silicium :

Détecteur de silicium de type PTW, modèle 60008 avec les caractéristiques représentées dans le tableau ci dessous. Elle a été utilisée pour la mesure des rendements en profondeur et des profils de doses pour les petites tailles de champs. La faible dimension de $1 \text{ mm}^2 \times 2,5 \mu\text{m}$ avec une excellente résolution spatiale, permet de faire les mesures des profils de dose faisceau. En mesurant d'une manière précise au niveau de la région de la pénombre où l'équilibre électronique latérale n'est pas respecté dans la mesure des petits champs, pour les tailles de champs allant de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ jusqu' à $40 \times 40 \text{ cm}^2$ peuvent ainsi être mesurées pour une énergie nominale comprise entre ^{60}Co - 25 MV de photons .

En résumé les détecteurs utilisés dans le cadre de notre travail sont :

- ✓ PinPoint PTW 31016 chambres étanches.
- ✓ PTW 31013 chambre Semiflex de $0,3 \text{ cm}^3$.
- ✓ La diode P de type PTW 60008.

Les dimensions physiques et les propriétés de détection de ces détecteurs sont listées dans le tableau III.1.

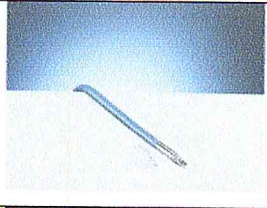
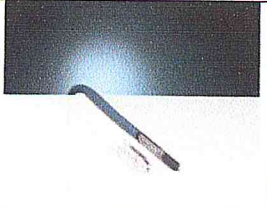
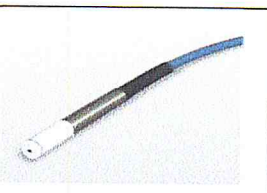
	Volume sensible	Dimension du volume de détection	Illustration
PinPoint : PTW 31016 (3D)	0,016cc	Diamètre : 2,9 mm Longueur : 2,9 mm	
Semiflex : PTW31013	0,3cc	Diamètre : 5,5 mm Longueur : 16,3mm	
Diode: PTW 60008 Diode P	1 mm^2 de forme circulaire	Diamètre : 1,12 mm Epaisseur : 0,0025 mm	

Tableau III.1 : les caractéristiques physiques des détecteurs utilisés.

III.2.4. Le fantôme automatique:

Le fantôme d'eau automatique est une cuve à eau qui permet aux physiciens médicaux de faire leurs mesures dans un milieu qui s'approche le plus de la densité du corps humain sachant qu'il est composé de plus de 70% en eau. Permettant ainsi de faire toute les mesures physiques nécessaires en radiothérapie.

La cuve d'eau est munie de trois moteurs et de trois potentiomètres permettant de placer la chambre d'ionisation avec précision à la position désirée, comme par exemple au centre du champ à une profondeur de 10 cm. Ces moteurs permettent aussi de déplacer le détecteur lors des mesures de profils de dose et les rendements en profondeur. Le temps d'installation peut être long (1 heure), car elle doit être installée de façon rigoureuse pour obtenir les mesures les plus précises possibles.

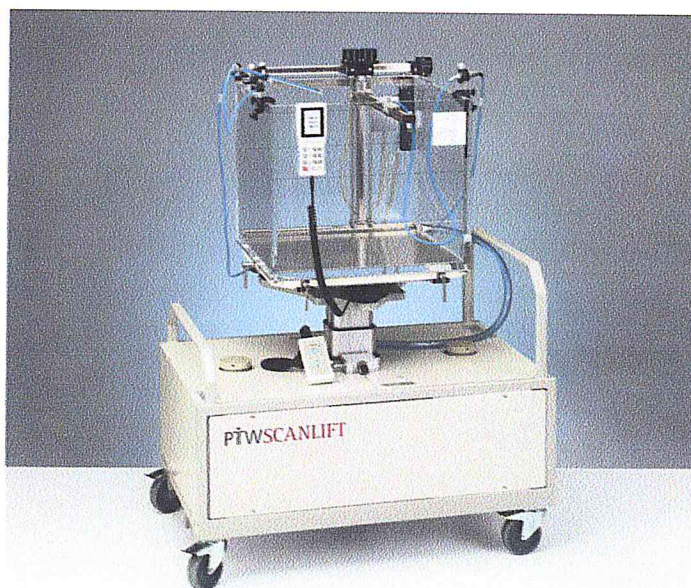


Figure III.3 : La cuve à eau utilisé pour nos mesures.

III.2.5. Le logiciel d'acquisition de données MEPHYSTO mc² :

Le MEPHYSTO permet d'acquisition des données dosimétriques mais aussi leur analyse. Après avoir défini la taille de champ, l'énergie, la distance source/surface eau (SSD), on peut réaliser nos mesures. Pour cette étude, MEPHYSTO sera utilisé afin de réaliser des mesures de rendement en profondeur et profil de dose.

Le contrôleur permet de faire le lien entre la cuve à eau et logiciel d'acquisition de données MEPHYSTO. Lorsqu'une information est transmise à partir de MEPHYSTO, comme la

CHAPITRE III MATÉRIELS ET MÉTHODES

position du détecteur, le contrôleur envoie un signal à la cuve qui déplace les moteurs en position voulue. Il permet également de transmettre les charges mesurées par l'électromètre au logiciel MEPHYSTO, afin que celui-ci interprète les résultats.

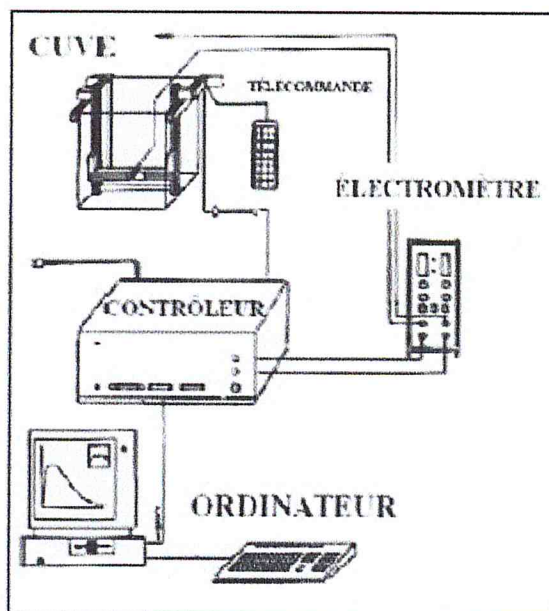


Figure III.4 : Illustration du branchement d'une cuve à eau.

III.2.6. Les électromètres :

Les électromètres sont utilisés pour mesurer une charge (nano Coulomb) sur l'électrode de la chambre d'ionisation. Cette charge est ensuite convertie en dose absorbée (Gray). Lors de cette étude, un électromètre a été utilisé :

- L'électromètre MP3 (PTW FREIBURG), qui a servi à réaliser des mesures de rendement en profondeur et profil de dose.

III.2.6.1. Electromètre MP3 :

L'électromètre MP3 a été utilisé avec les chambres d'ionisation PTW 31016 et PTW 31013. Il a servi à réaliser des mesures de rendement en profondeur ainsi que des profils de dose. L'électromètre permet de recueillir les charges collectées par la chambre d'ionisation puis de les transmettre au logiciel MEPHYSTO par l'intermédiaire du contrôleur.



Figure III.5 : Electromètre (Tandem) MP3.

L'électromètre est muni d'un boîtier de contrôle. Ce boîtier de contrôle sert à positionner la chambre d'ionisation dans la position voulue. Il peut se brancher indifféremment sur l'électromètre ou sur la cuve à eau. Lors de l'installation de la cuve à eau, le boîtier de contrôle est branché sur celle-ci afin de positionner de la chambre d'ionisation à l'isocentre de l'accélérateur de particules. Les trois coordonnées de l'espace sont représentées par les points A, B, C, avec une résolution de 0.1 mm. Le mouvement des trois axes bénéficie de deux vitesses. Le contrôle des mouvements peut se faire par pas de 0.1 mm ou 1mm. Il est possible de créer des points limites permettant à la chambre d'ionisation de ne jamais venir butter contre les parois de la cuve.

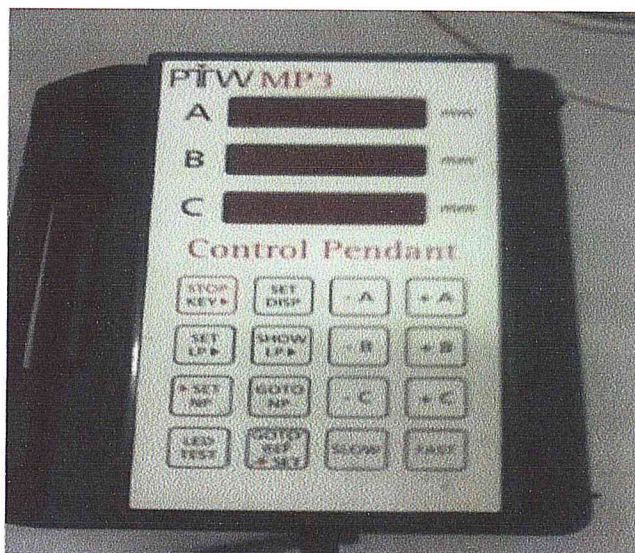


Figure III.6 : Boîtier de contrôle.

III.3. Les méthodes :

Les méthodes de mesures utilisées concernent :

- 1) L'acquisition des courbes de rendement de dose en profondeur avec la chambre Pinpoint PTW 31016 et la diode P PTW 60008 pour les petites tailles de champs (4X4 ; 3X3 ; 2X2 ; 1X1cm²).
- 2) L'acquisition des courbes de profils de dose pour différents profondeurs.

III.3.1. Vérification de paramètre de champ à l'aide du Film Gafchromic :

Après avoir vérifié l'angle 0° du collimateur, on ramène le bras à 0°, DSP=100cm ; on place le film Gafchromic dans le champ d'irradiation, on vérifie avec le champ lumineux que le champ d'irradiation est bien centré, ensuite le film est scotché sur la table de traitement et en mettant en dessous du film quelques plaques d'un fantôme équivalent eau (RW3) pour assurer l'équilibre électronique et éviter d'être dans la région du build-up.

On effectue plusieurs mesures à différentes tailles de champs pour être sûre que le champ lumineux coïncide parfaitement avec le champ d'irradiation avec une tolérance de 2 mm.

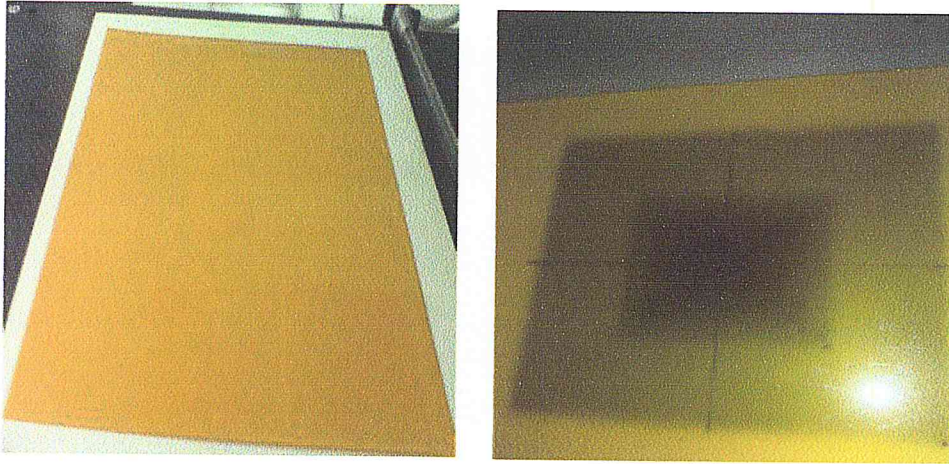


Figure III.7 : Le film Gafchromic pour la vérification du champ à gauche (avant l'irradiation) et coté droite après l'irradiation.

III.3.2. Montage expérimental de la cuve a eau :

L'installation de la cuve à eau est une étape très importante pour l'acquisition des données. Son installation doit être faite rigoureusement afin d'optimiser la précision des mesures effectuées. Après avoir mis le bras de l'accélérateur et le collimateur à 0° , on vérifie l'angle 0° du collimateur et le bras par le niveau mètre.

Premièrement, il faut faire coïncider le centre de la cuve avec celui du faisceau de l'accélérateur. Il suffit d'utiliser le réticule situé au niveau de la tête de l'accélérateur et de le superposer sur la croix au fond de la cuve, afin de faciliter la mise en place.

La cuve est ensuite remplie d'eau distillée qui se trouve dans le compartiment sous-jacent. La distance source/surface eau (SSD) doit être réglée à 100 cm grâce au télémètre afin de positionner la chambre d'ionisation à l'isocentre de l'accélérateur de particules.

L'inclinaison verticale et horizontale de la cuve doit être vérifiée correctement avec le niveau.

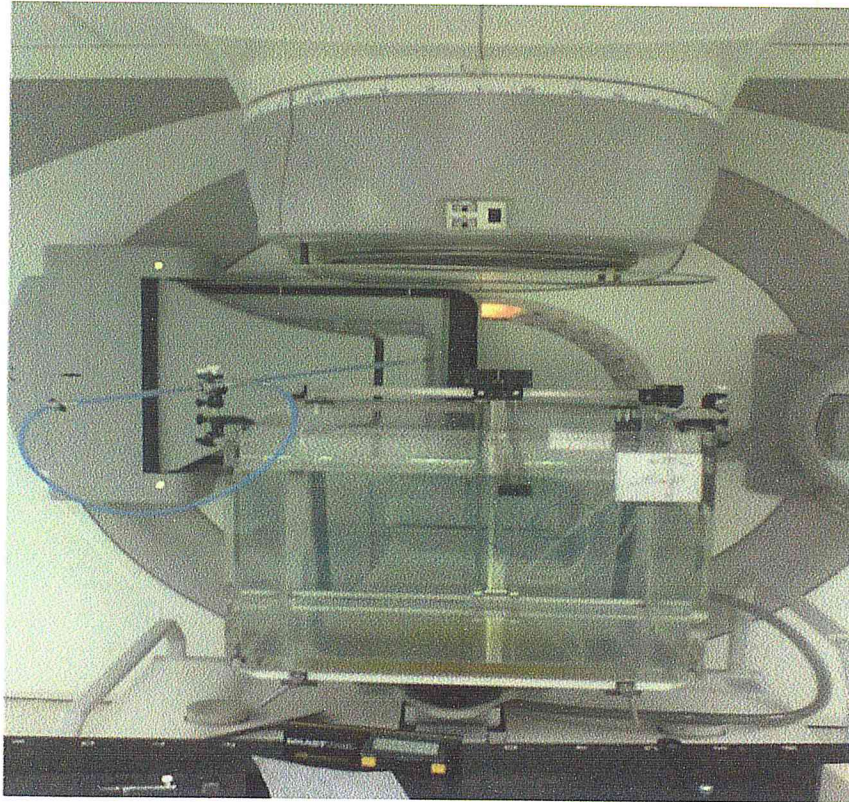


Figure III.8 : Cuve à eau en cours de montage.

III.3.3. Mesure des courbes de rendement de dose en profondeur :

Le rendement en profondeur est noté PDD « Percent Depth Dose ». Après la vérification de l'alignement de la cuve par le nivomètre, il reste la dernière étape de l'installation de la cuve et la mise en place du détecteur. Notre travail concerne l'utilisation de la chambre Pinpoint et la diode P comme détecteur de mesure et leurs caractérisations sont illustrées précédemment.

a) La chambre d'ionisation Pinpoint PTW 31016 (3D) :

La chambre d'ionisation de mesure Pinpoint PTW 31016 est branchée sur les bras mobiles de la cuve afin de la faire déplacer dans la direction radiale. Il faut faire correspondre la zone sensible de la chambre d'ionisation avec l'isocentre de l'accélérateur de particules. Pour cela, on se sert d'un holder positionné sur la tête de la chambre. Ce système permet le positionnement du zéro de notre système de mesure au point de référence de la chambre, sur lesquelles il faut faire correspondre les axes du réticule, et le niveau de l'eau. Pour cette dernière étape, un système de trufix permet de positionner exactement le point de mesure à la surface de l'eau, celui-ci vient avec la chambre d'ionisation pour chacune d'elle.

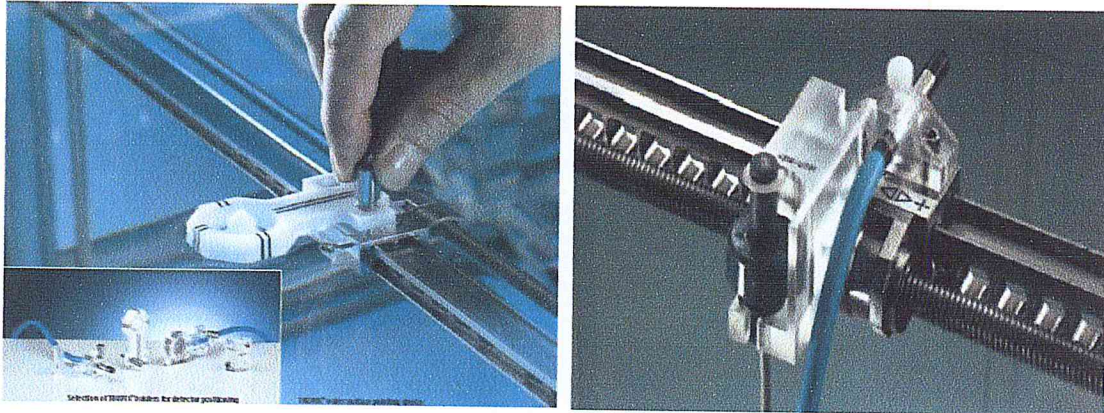


Figure III.9 : Moyenne de positionnements des chambres d'ionisation PTW.

La chambre d'ionisation Semiflex PTW 31013 est placée à quelques centimètres de la tête de l'accélérateur, sur un support. Elle est utilisée comme chambre de référence pour la mesure.

Toutefois, il faudra veiller ne pas positionner la chambre d'ionisation sur l'axe X ou Y ce qui détériorerait la mesure de profil de dose. Elle sert à contrôler la linéarité des unités moniteur.

Les deux chambres sont ensuite reliées à l'électromètre de MP3 de type TANDEM. L'électromètre permet la polarisation des chambres à 400 volts, celui-ci étant relié lui-même au logiciel MEPHYSTO.

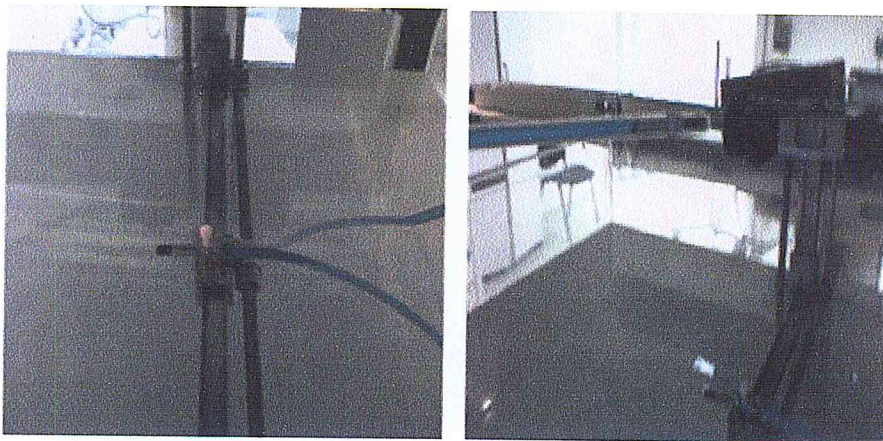


Figure III.10 : Chambre de mesure Pinpoint sur les bras (coté gauche), chambre d'ionisation Semiflex de référence en bord de champ à droite.

Avant de commencer les mesures on procède à l'échauffement de la chambre d'ionisation mais aussi de la machine pour stabiliser le faisceau d'irradiation.

CHAPITRE III MATÉRIELS ET MÉTHODES

Lorsque l'installation de la cuve est terminée, on commence la collecte des mesures pour l'obtention des PDD en ajustant la taille du champ. À l'acquisition de différentes courbes avec le déplacement de la chambre sur l'axe central Z ; les courbes mesurées seront normalisées par rapport à la valeur de mesure maximale sur l'axe central.

Les modalités à choisir dans logiciel MEPHYSTO sont :

- La vitesse de déplacement de détecteur.
- Le temps de la mesure (combien de temps reste le détecteur en place pour la récolte de la mesure).
- Le pas de déplacement (pour les champs inférieurs à $5 \times 5 \text{ cm}^2$ on choisit un déplacement de 1mm pour avoir des mesures plus précises avec un grand nombre d'échantillon de mesure et pour les grandes tailles du champ on choisit un pas de 2mm).

Les mesures des PDD s'effectuent de bas en haut pour diminuer l'influence de la vibration de l'eau à la surface ce qui peut fausser la mesure.

En changeant la taille de champ, il faut veiller à remettre en place la chambre d'ionisation de référence au bord du champ pour la collecte correcte des données en particulier pour les petits champs.

b) La diode P PTW 60008 :

La mesure se fait de la même manière que pour le Pinpoint ainsi que son installation dans la cuve à eau avec le trufix et le holder adéquat. Par ailleurs, elle est positionnée en position axiale et en levant la polarisation de l'électromètre.

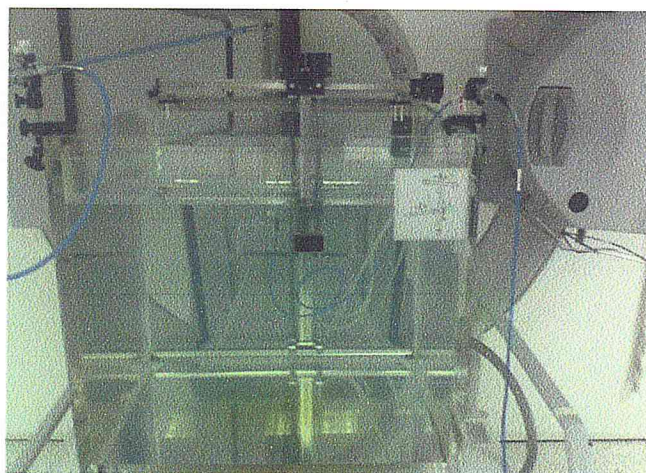


Figure III.11 : La diode P de mesure sur les bras et la chambre d'ionisation Semiflex en bord de champ.

CHAPITRE III MATERIELS ET METHODES

Cette diode doit être placée sur l'axe de détection, de 2 mm à l'extérieur de la surface de l'eau (point de référence nominale de la diode).

III.3.4. Mesures des courbes de profils de dose :

La mesure des courbes des profils de dose est réalisée avec la même mise en place que la courbe de rendement en profondeur sauf que dans ce cas, le détecteur se déplace latéralement sur l'axe des X et sur l'axe des Y. Pour la même taille de champ, le profil de dose est mesuré à plusieurs profondeurs pour la chambre d'ionisation Pinpoint et la diode P.

CHAPITE IV : RÉSULTATS ET DISCUSSION

IV.1. Introduction :

Dans ce chapitre on présente les résultats expérimentaux obtenus des mesures, à savoir, les courbes des rendements en profondeur et les profils de dose, à l'aide des deux détecteurs suivants : la chambre d'ionisation PinPoint PTW 31016 (3D) et la diode P de type PTW 60008. Ces mesures ont été réalisées par l'accélérateur linéaire Elekta Synergy et ont été comparées à un exemple du système de planification XIO (CMS).

IV .2. Résultats des mesures**IV.2.1. Courbes de rendement en profondeur (PDD) :**

Les courbes des rendements en profondeur ont été mesurées pour une distance source surface du fantôme (DSP) de 100 cm ; pour des profondeurs dans l'eau allant de 0 cm à 25 cm et pour quatre petites tailles de champs ($1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ et $4 \times 4 \text{ cm}^2$) et un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ comme référence. Les résultats sont présentés pour chaque détecteur et une comparaison est réalisée.

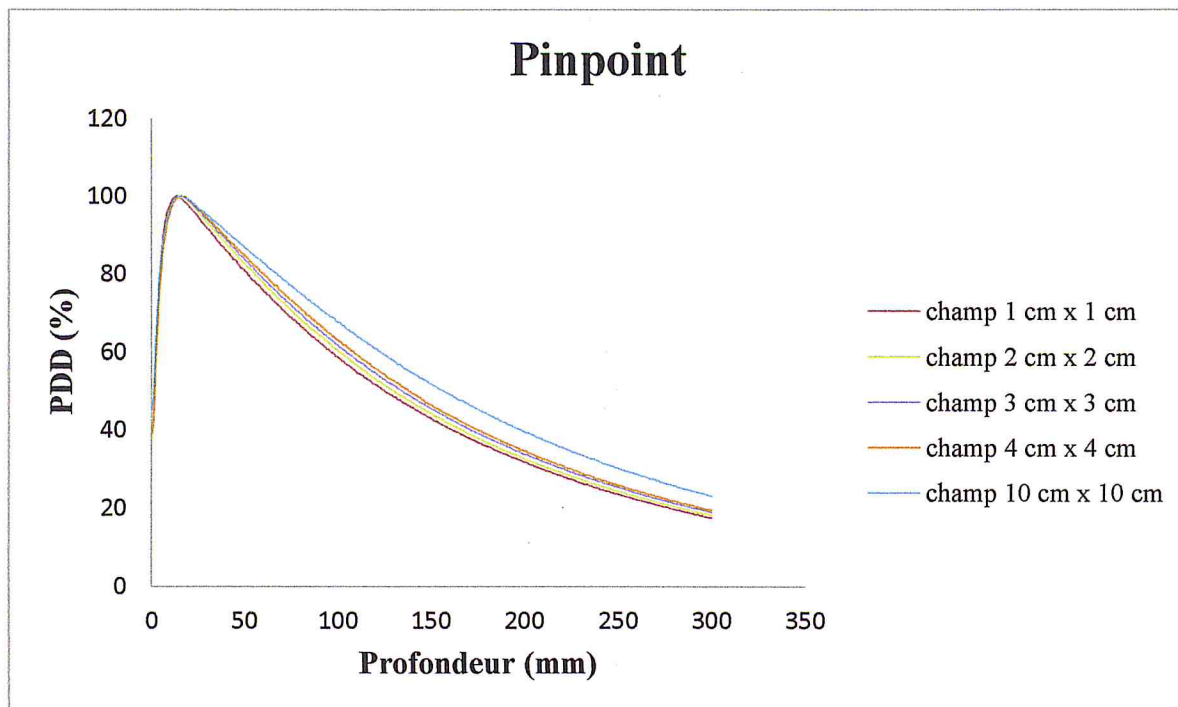


Figure IV.1 : Comparaison des courbes de PDD pour différentes tailles des champs avec la chambre Pinpoint (6MV).

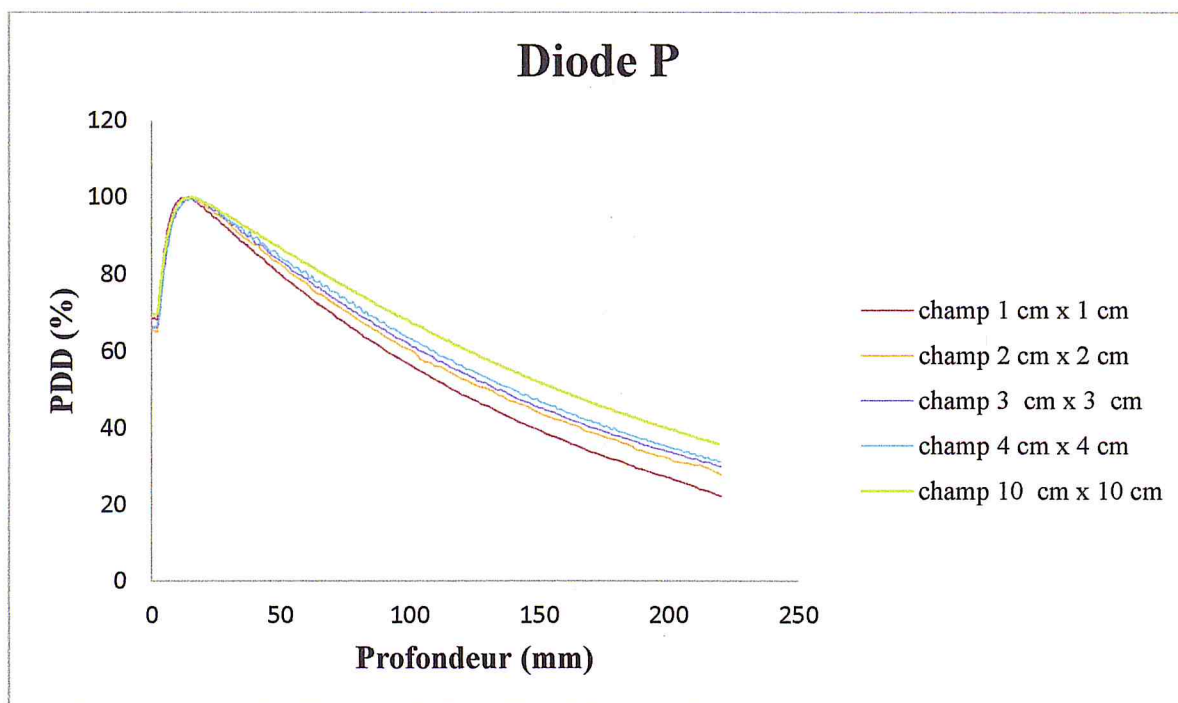


Figure IV.2 : Comparaison des courbes de PDD pour différentes tailles des champs avec la diode P (6MV).

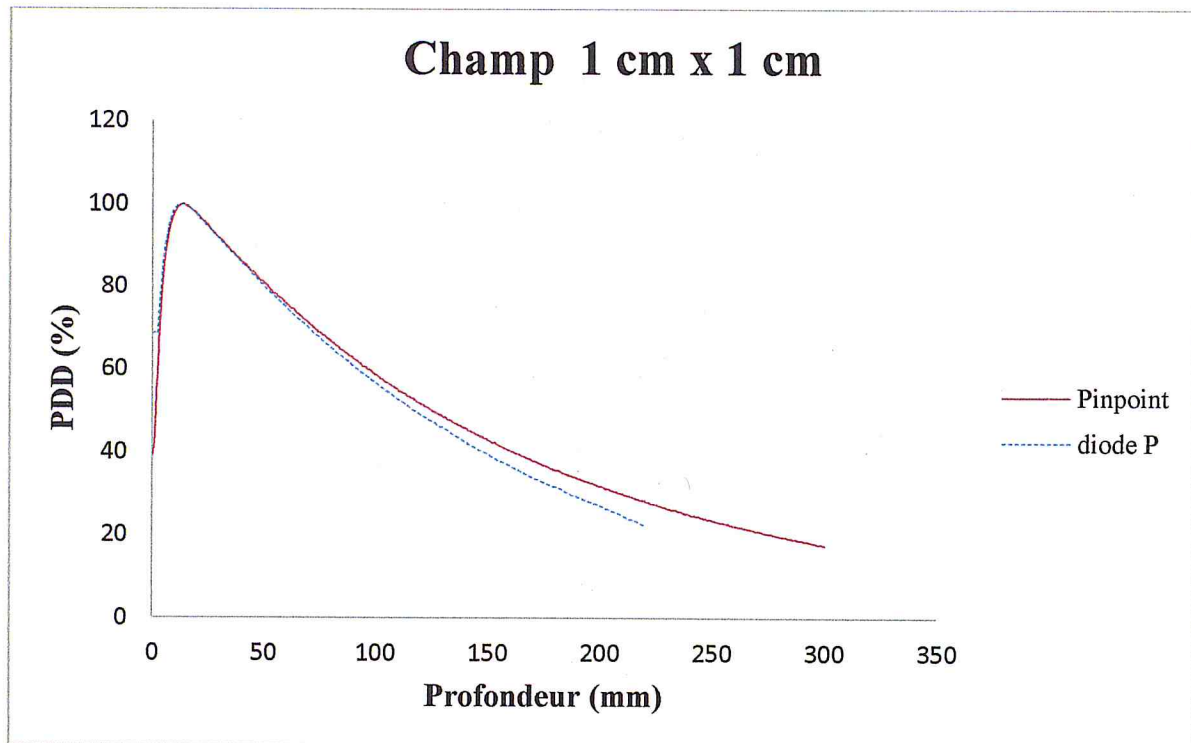


Figure IV.3 : Comparaison des courbes de PDD pour les deux détecteurs pour la taille de champ (1x1 cm²).

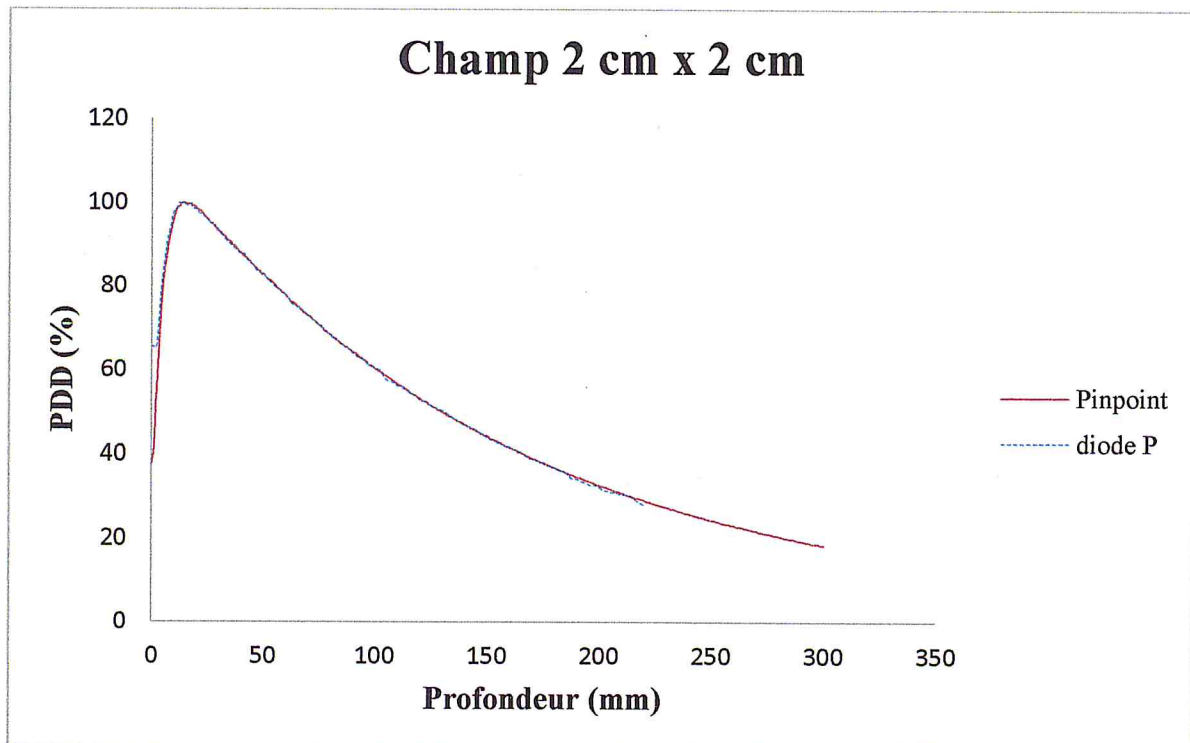


Figure IV.4 : Comparaison des courbes de PDD pour les deux détecteurs avec la taille de champ (2x2 cm²).

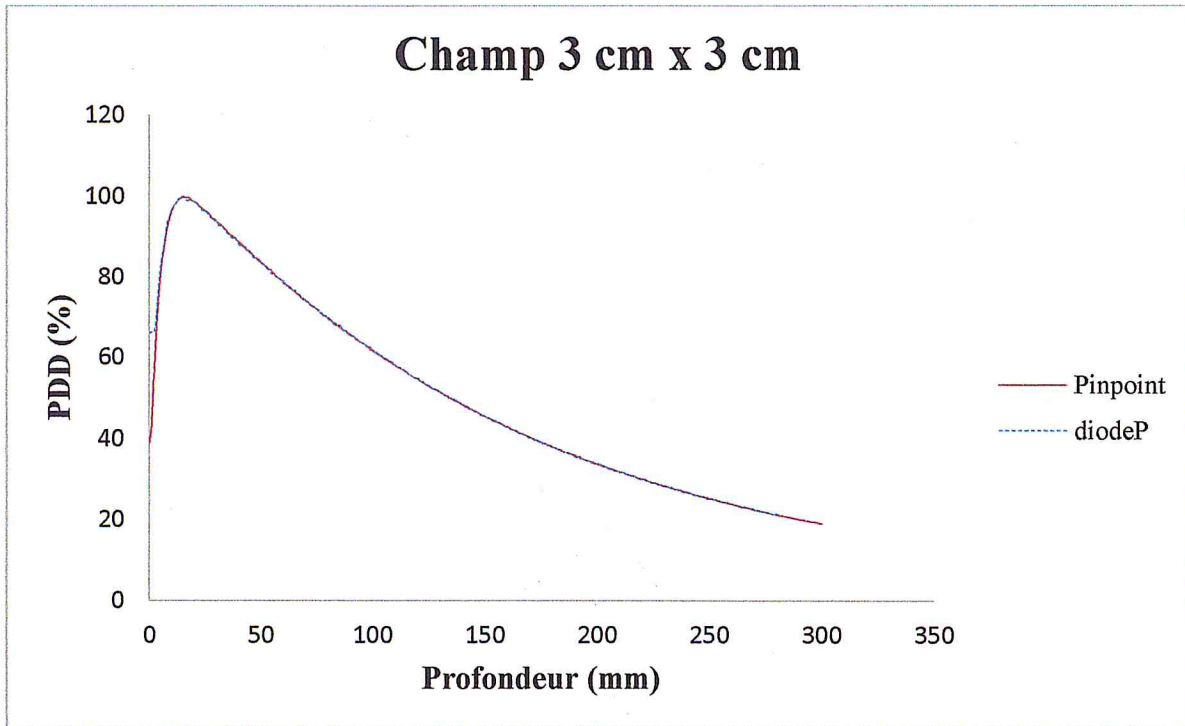


Figure IV.5 : Comparaison des courbes de PDD pour les deux détecteurs avec la taille de champ (3x3 cm²).

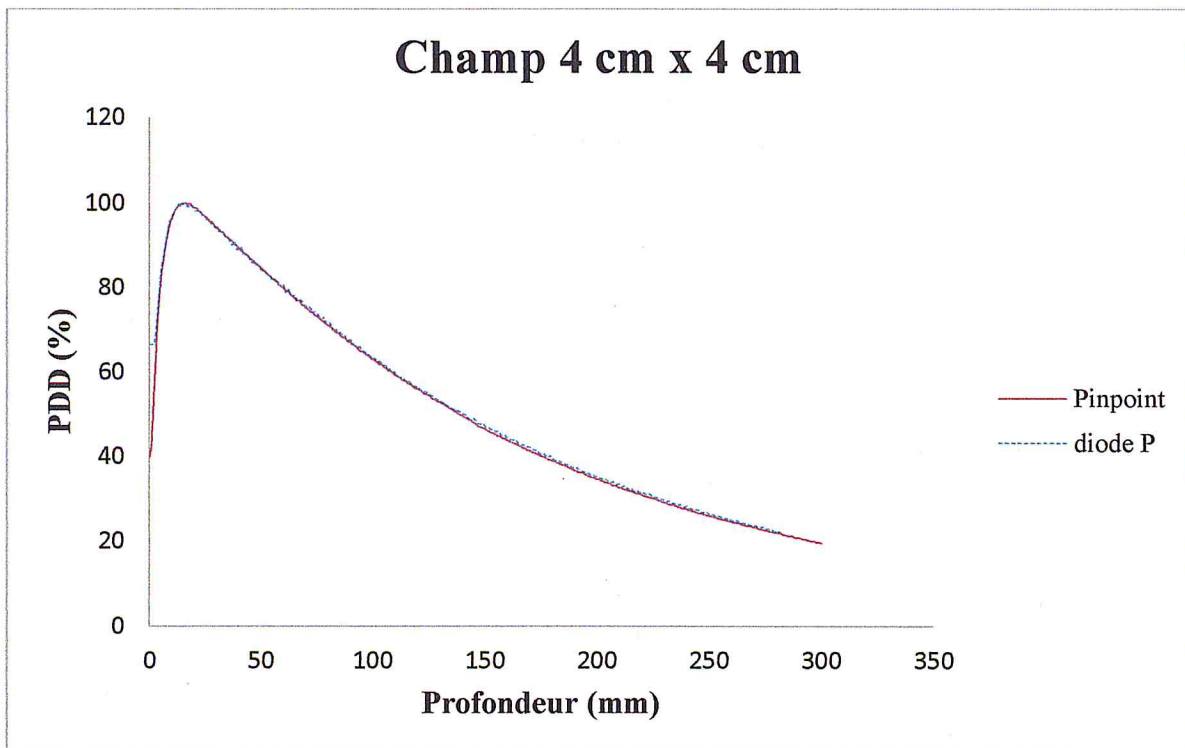


Figure IV.6 : Comparaison des courbes de PDD pour les deux détecteurs avec la taille de champ (4x4 cm²).

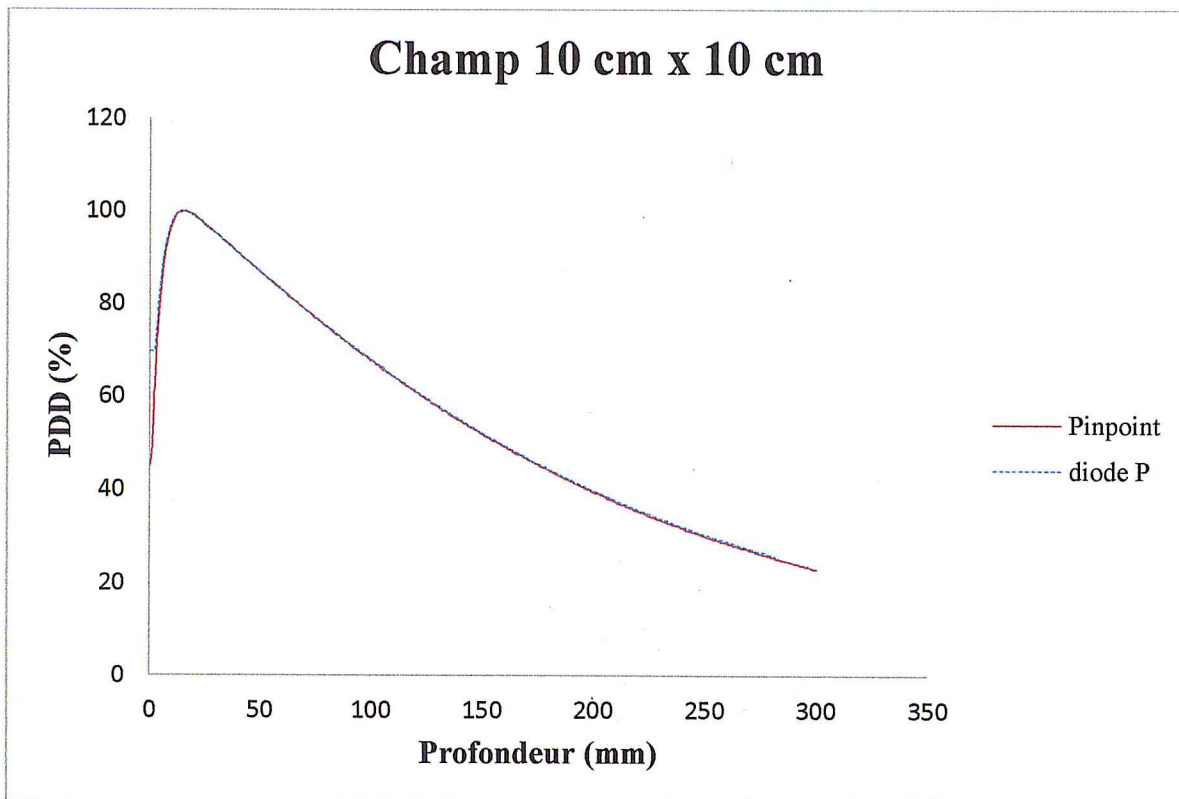


Figure IV.7 : Comparaison des courbes de PDD pour les deux détecteurs avec la taille de champ ($10 \times 10 \text{ cm}^2$).

Taille du champ (cm ²)	Paramètres	R ₁₀₀ (mm)	D _s (%)	D ₁₀₀ (%)	D ₂₀₀ (%)	Q _i
1X1	Pinpoint	13,04	41,70	58,63	31,81	0,5426
	la diode P	14	69,02	56,64	27,15	0,4733
2X2	Pinpoint	14,01	39,85	60,38	32,67	0,5416
	la diode P	13,98	65,02	60,02	32,23	0,5328
3X3	Pinpoint	15,99	41,42	61,74	33,87	0,5486
	la diode P	14,02	66,08	61,70	33,91	0,5495
4X4	Pinpoint	16	42,02	63	34,60	0,5492
	la diode P	15,97	66,44	63,48	35,13	0,5534
10X10	Pinpoint	15,01	47,31	67,61	39,58	0,5855
	la diode P	15,02	69,76	67,76	39,86	0,5882

Tableau IV .1 : les paramètres obtenus à la suite de l'analyse des courbes mesurées PDD pour les deux détecteurs.

On résume la caractéristique dosimétrique des deux détecteurs sur le tableau ci-dessus selon le protocole AFSSAPS N° 93 (Agence Française de Sécurité Sanitaire des Produits de Santé).

R₁₀₀ : profondeur du maximum.

D_s : dose en pourcentage à la surface du fantôme.

D₁₀₀ : pourcentage de dose à 100 mm.

D₂₀₀ : pourcentage de dose à 200 mm.

Q_i : l'indice de qualité.

VI.2.2. Courbes des profils de dose :

Les courbes des profils de dose ont été mesurées selon deux directions l'axe X (crossplane) et l'axe Y (inplane) dans la même condition pour la chambre PinPoint et la diode P pour une distance surface du fantôme (DSP=100 cm) aux plusieurs profondeurs.

❖ Analyse et discussion :

A partir de la comparaison entre les courbes des rendements en profondeur obtenus expérimentalement par la chambre d'ionisation Pinpoint et la diode P on remarque que :

- La dose croît avec la profondeur jusqu' à atteindre un maximum à $Z_{\max} \approx 15\text{mm}$ où il y a un dépôt maximum de dose (région de build-up), puis une décroissance de dose en profondeur, pratiquement exponentielle, correspondant à l'atténuation du faisceau.
- La dose à l'entrée (D_s) donnée par la diode présente des valeurs plus élevées que celles données par la chambre Pinpoint, cela pour les tailles des champs (1x1, 2x2, 3x3, 4x4 cm^2 et 10x10 cm^2).
- La dose à la surface du fantôme d'eau D_s , augmente avec la taille des champs à cause de l'augmentation du rayonnement diffusé.
- Les valeurs de la profondeur du maximum de dose R_{100} obtenus avec la chambre Pinpoint et la diode présentent une différence significative pour des tailles de champs inférieur à 4x4 cm^2 et elles sont pratiquement les mêmes pour le champ 10x10 cm^2 .

L'indice de qualité Q_i :

L'indice de qualité diminue lorsque la taille de champ diminue, le déséquilibre électronique latéral augmente et il engendre une sous-estimation des facteurs de diffusion (Scatter factors).

Par comparaison des indices des qualités pour la chambre et la diode :

L'indice Q_i de la diode est plus grand que la chambre à cause de la nature du milieu traversé, son numéro atomique est élevé (Z silicium= 14), Ceci entraîne une surestimation de la dose absorbée dans le volume sensible de la diode.

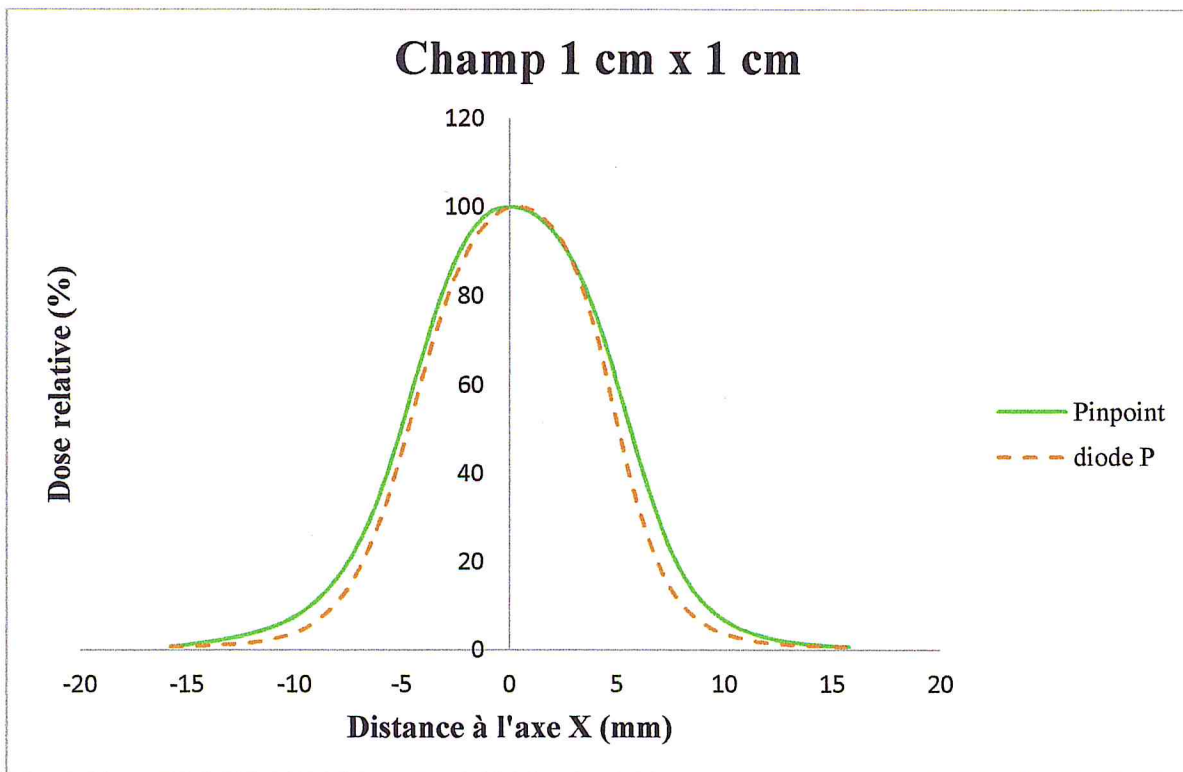
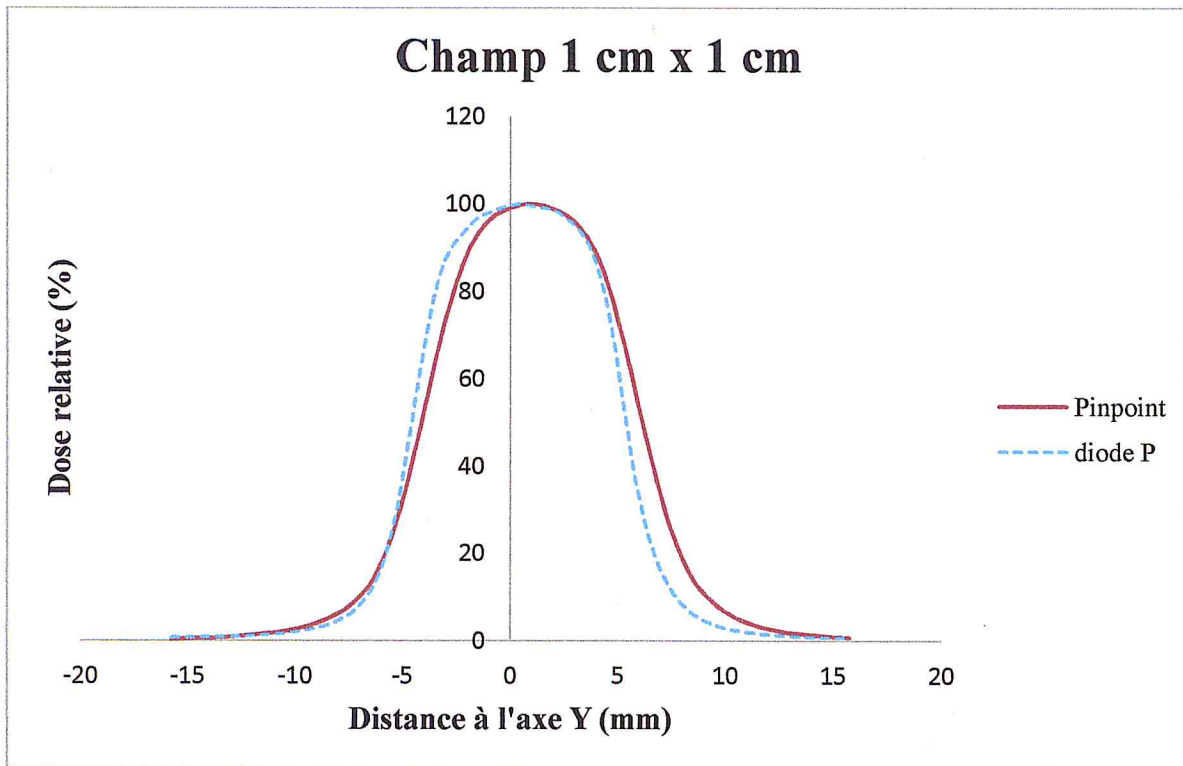


Figure IV.8 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ à une profondeur 5 cm pour les deux détecteurs.

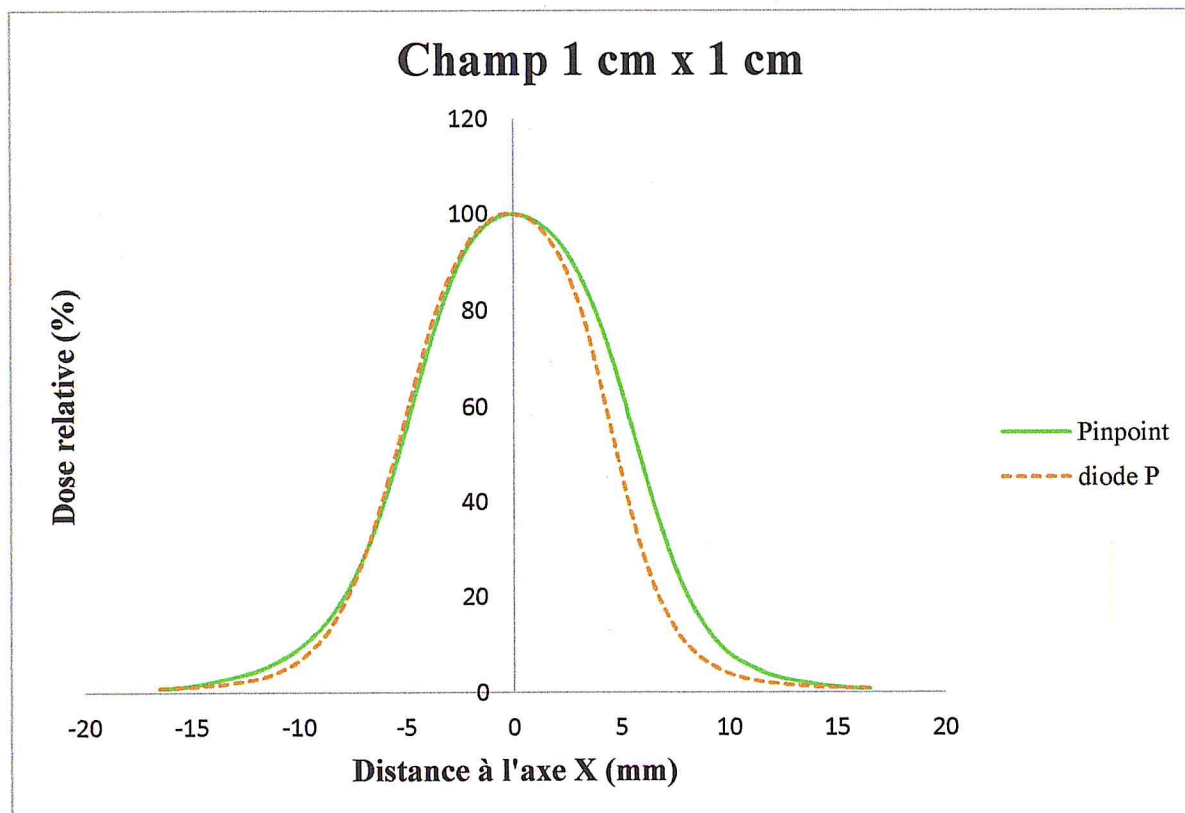
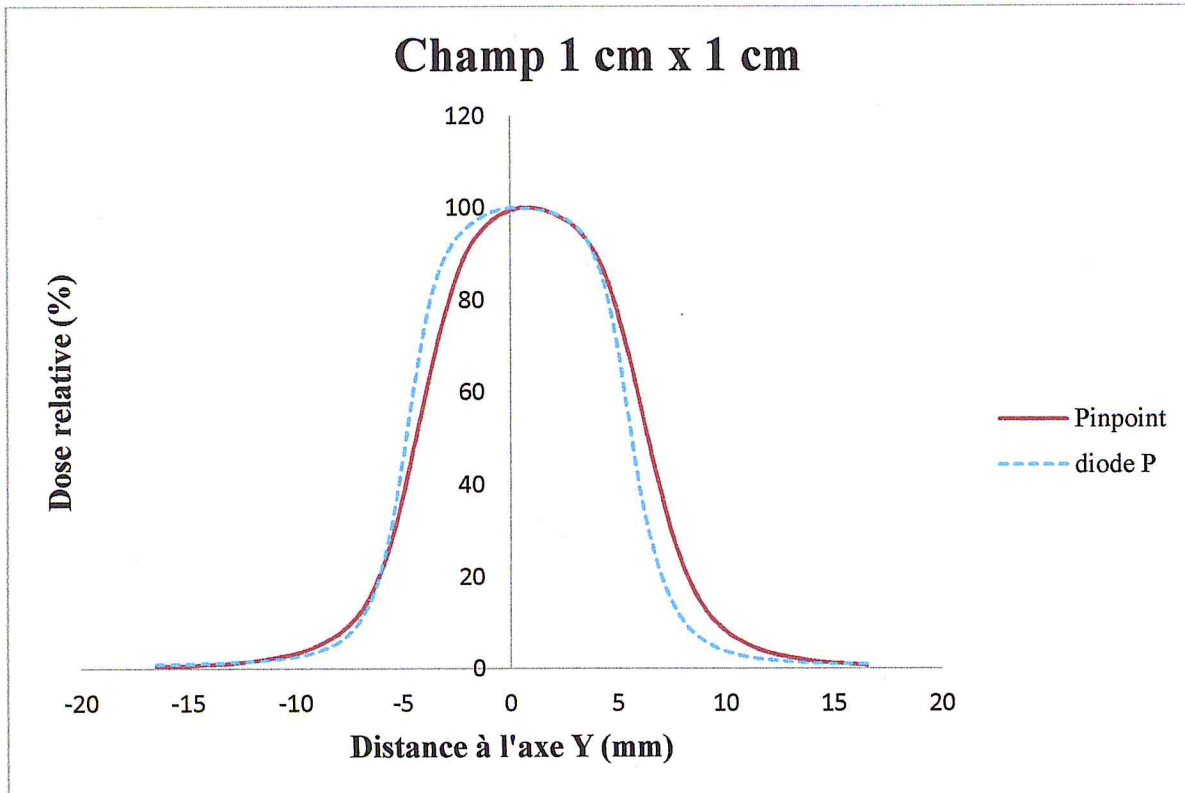


Figure IV.9 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 1x1 cm² à une profondeur 10 cm pour les deux détecteurs.

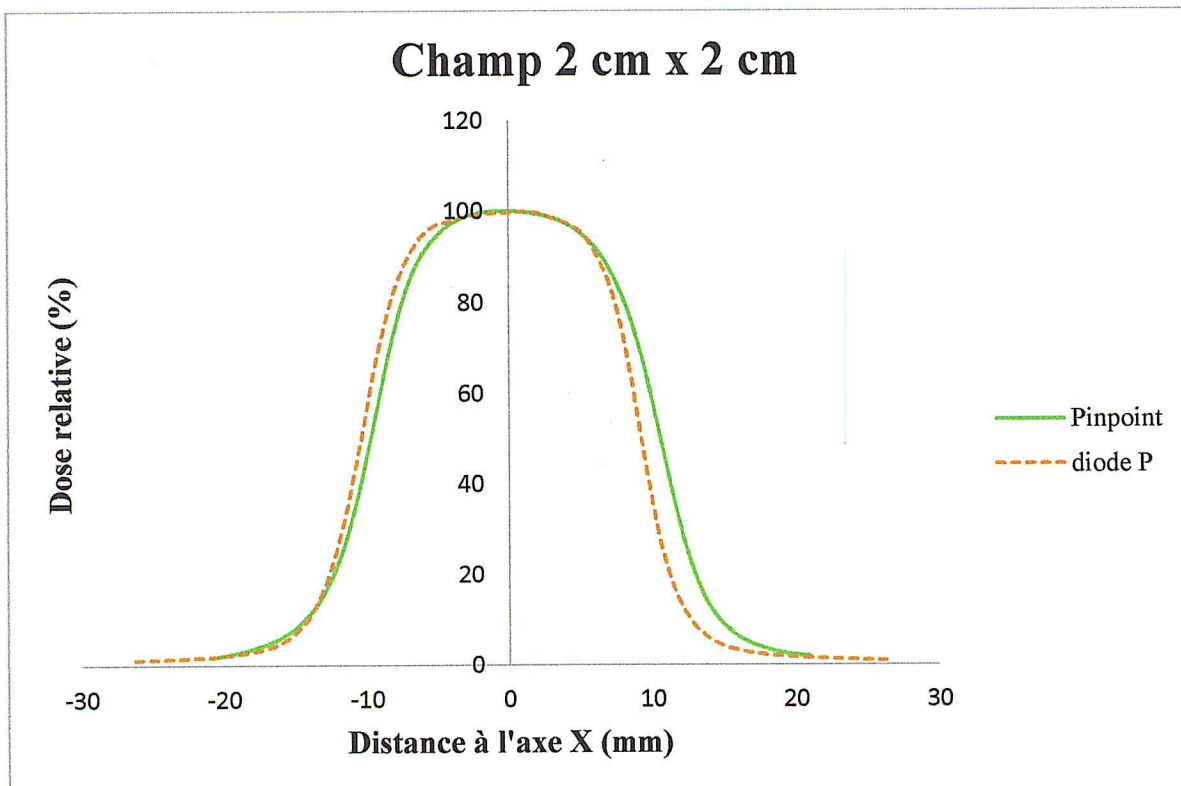
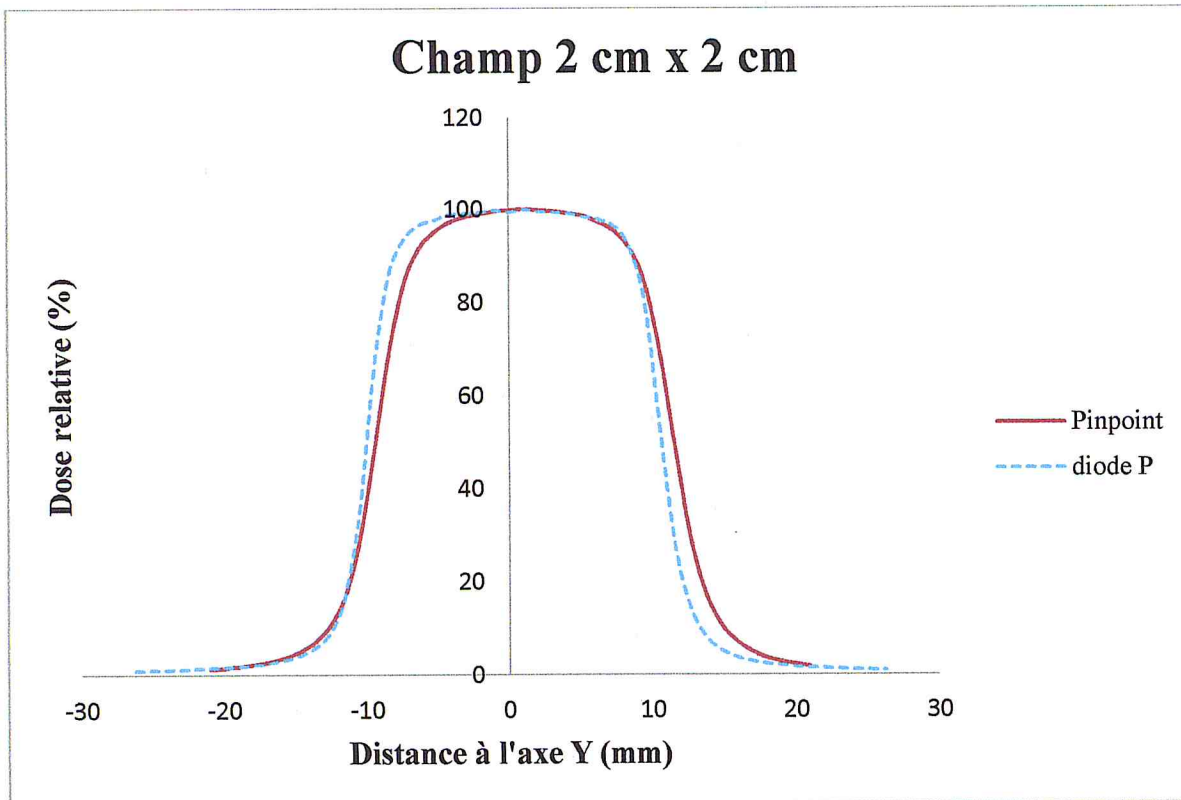


Figure IV.10 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 2x2 cm² à une profondeur 5 cm pour les deux détecteurs.

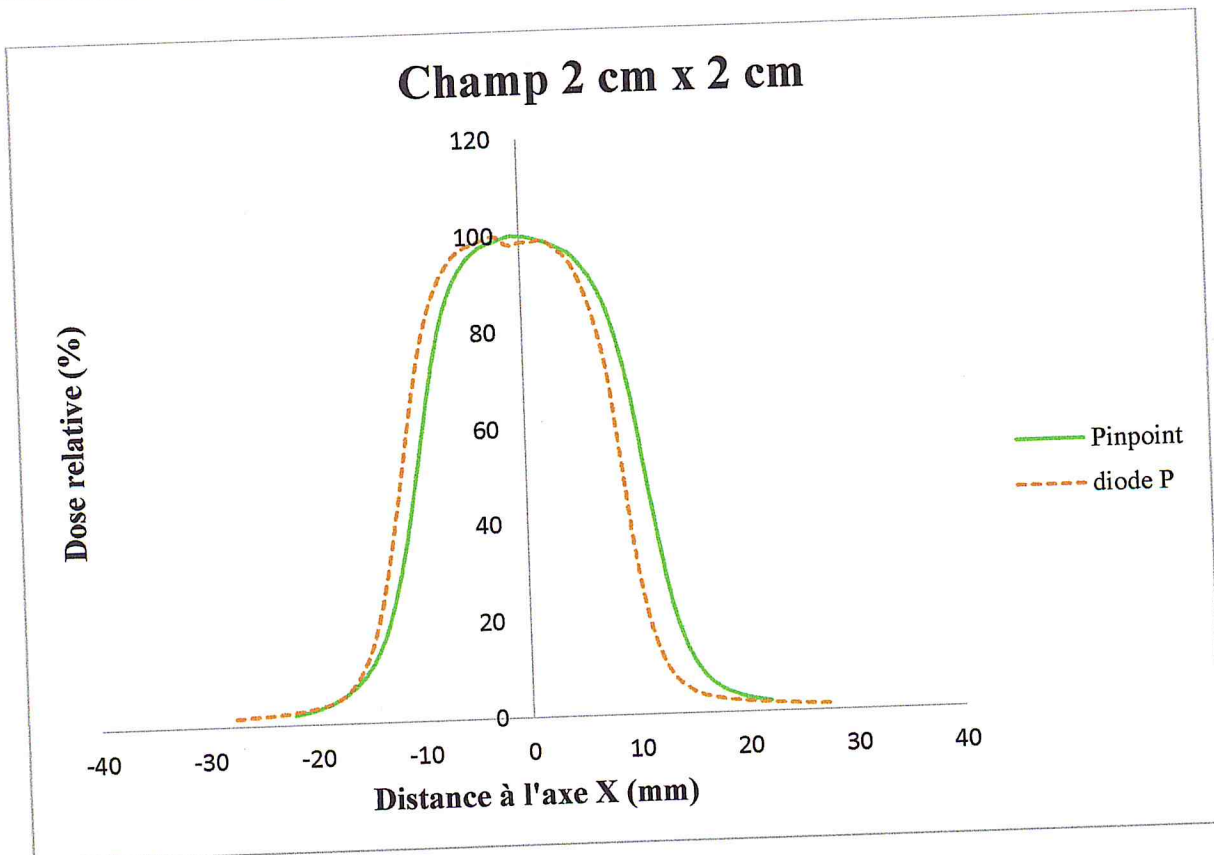
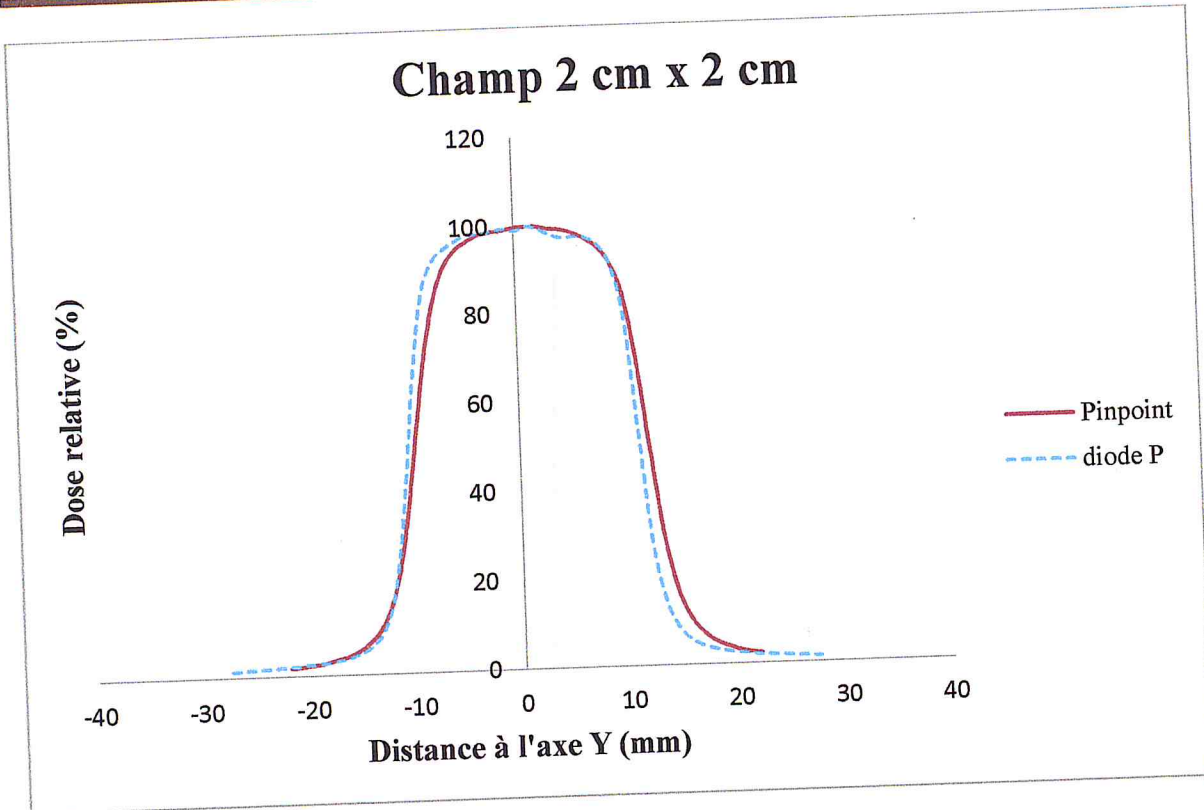


Figure IV.11 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 2x2 cm² à une profondeur 10 cm pour les deux détecteurs

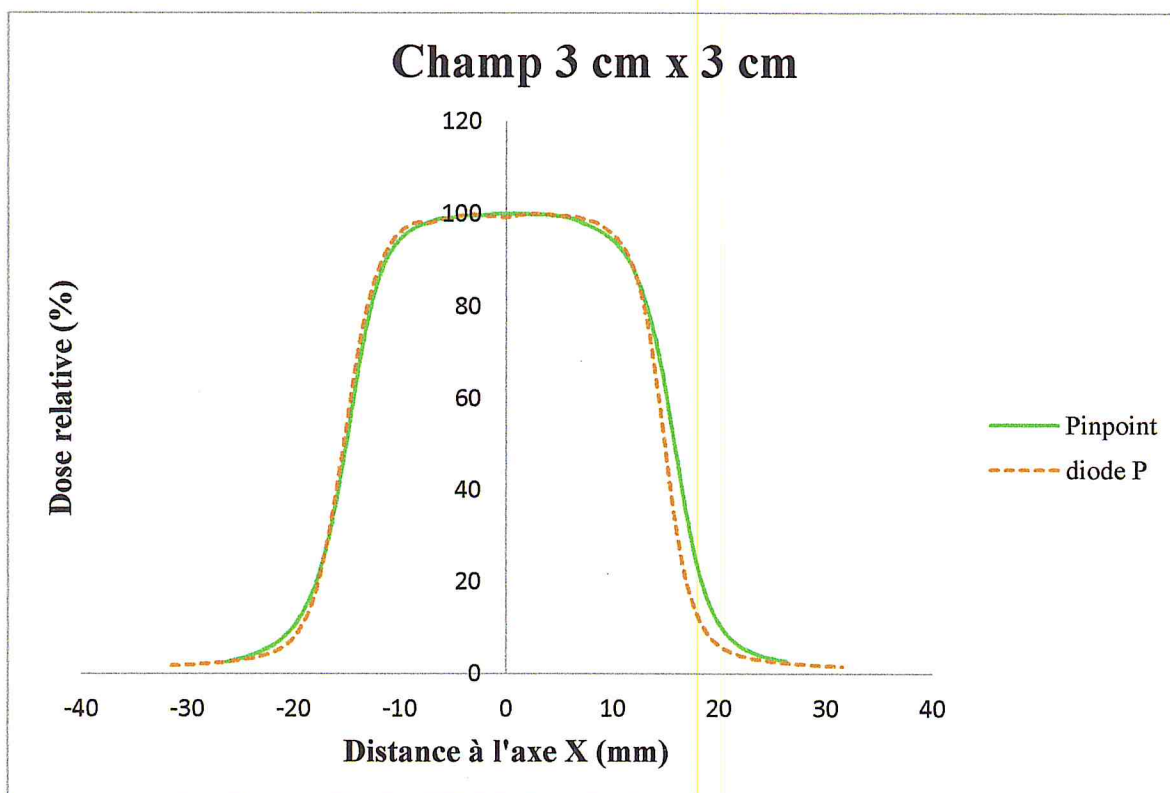
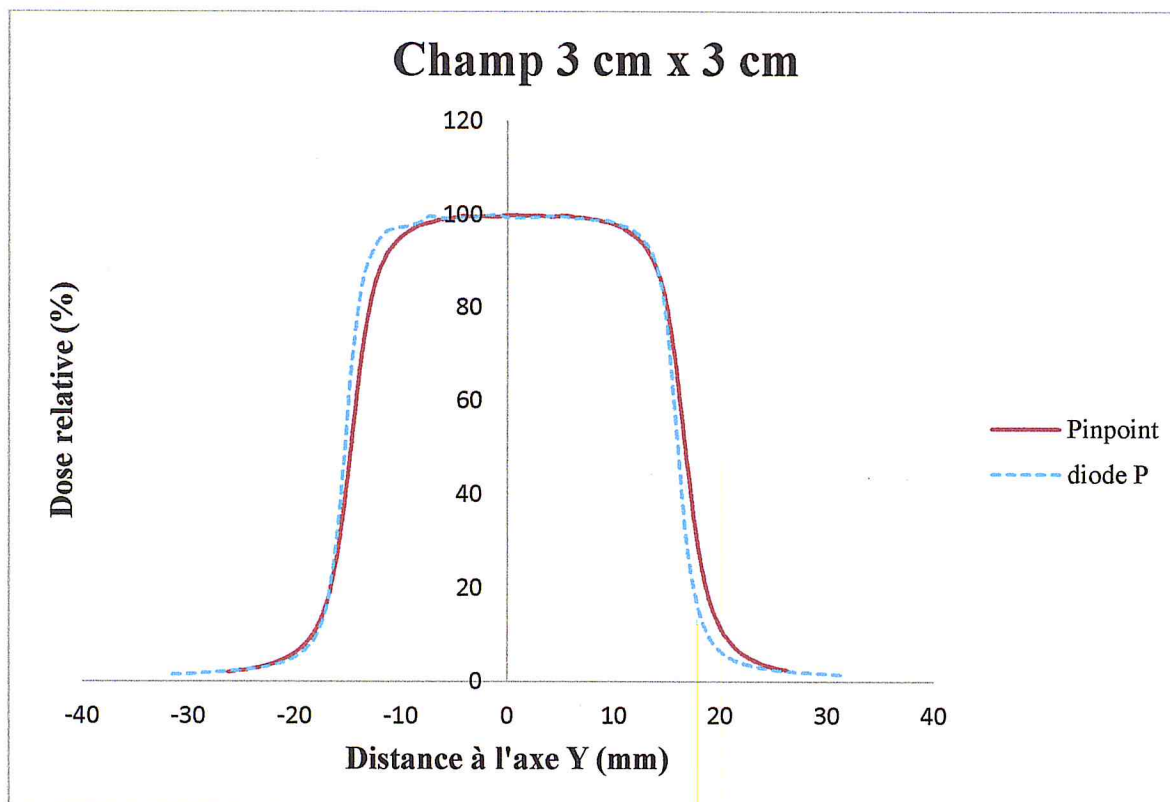


Figure IV.12 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ à une profondeur 5 cm pour les deux détecteurs.

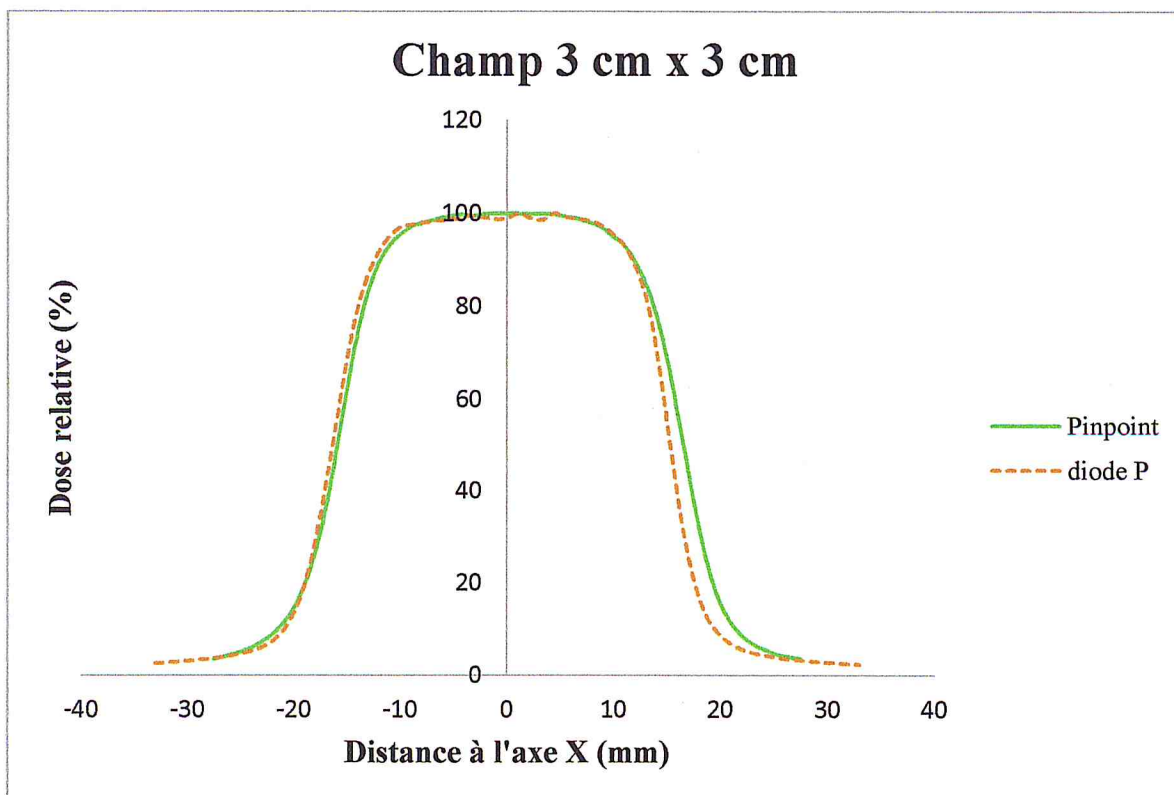
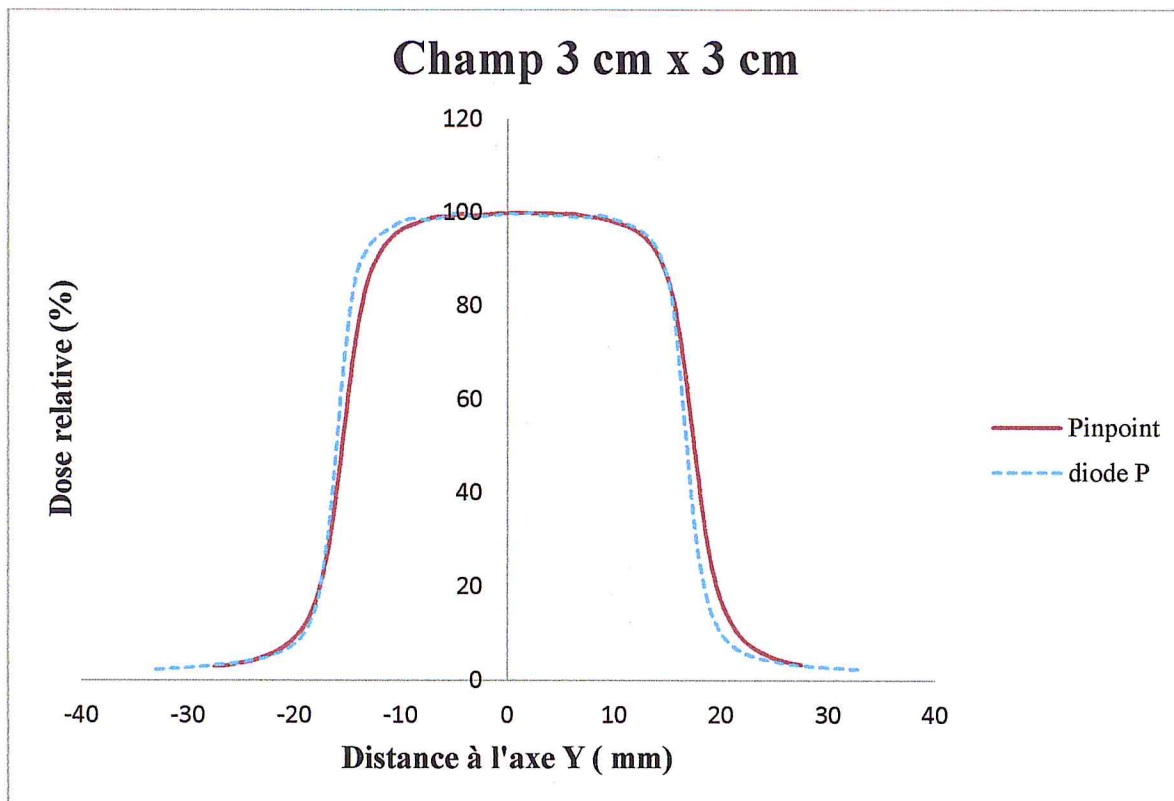


Figure IV.13 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$ à une profondeur 10 cm pour les deux détecteurs.

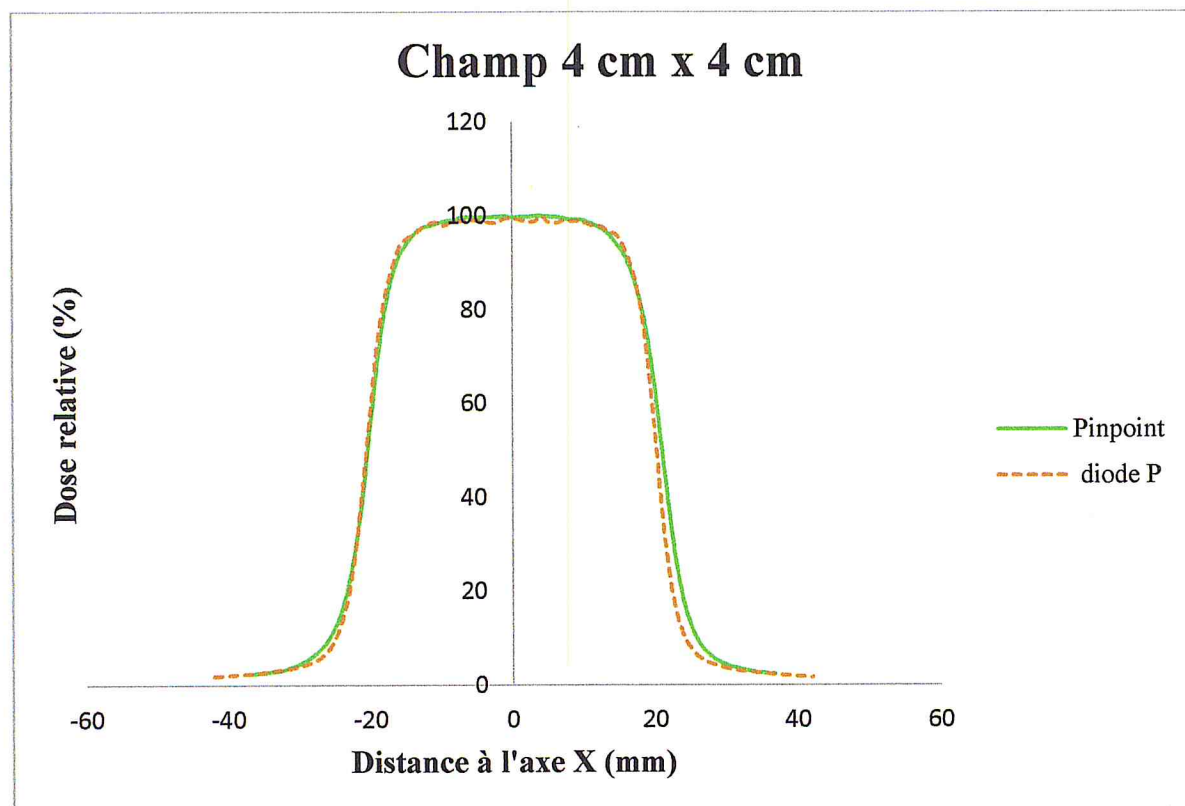
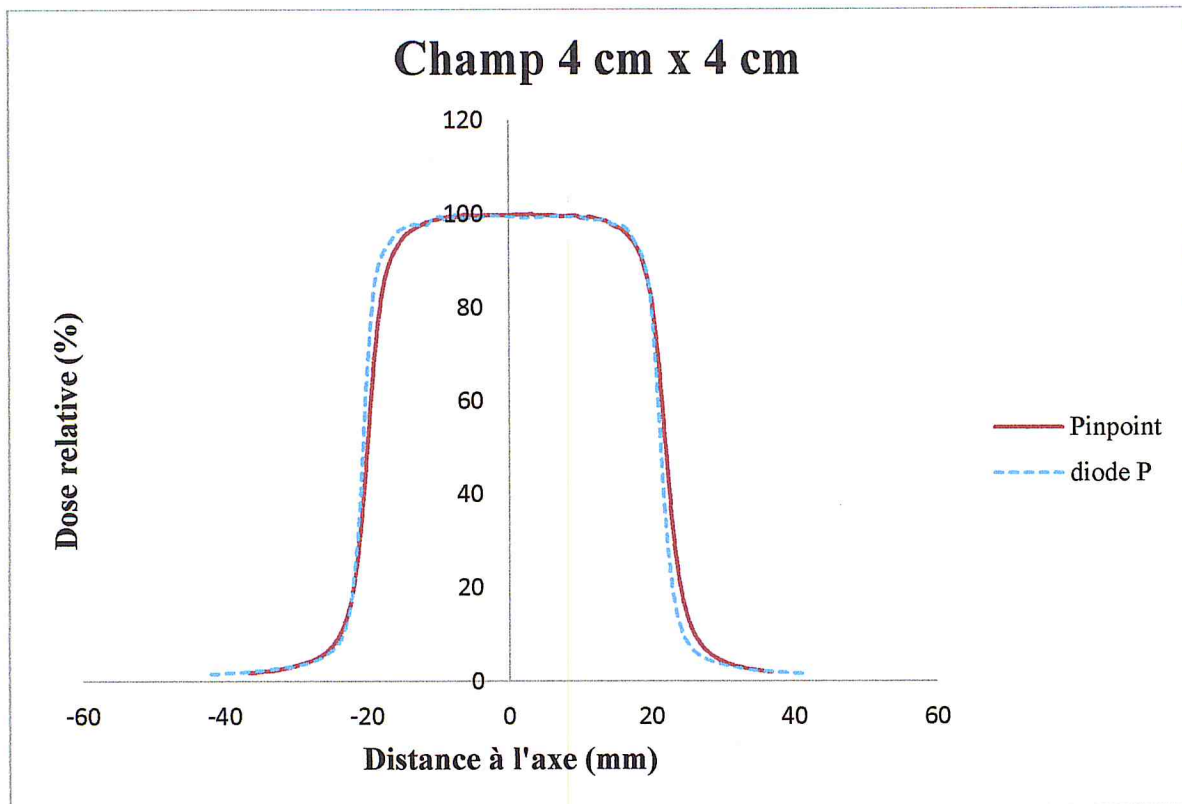


Figure IV.14 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 4x4 cm² à une profondeur 5 cm pour les deux détecteurs.

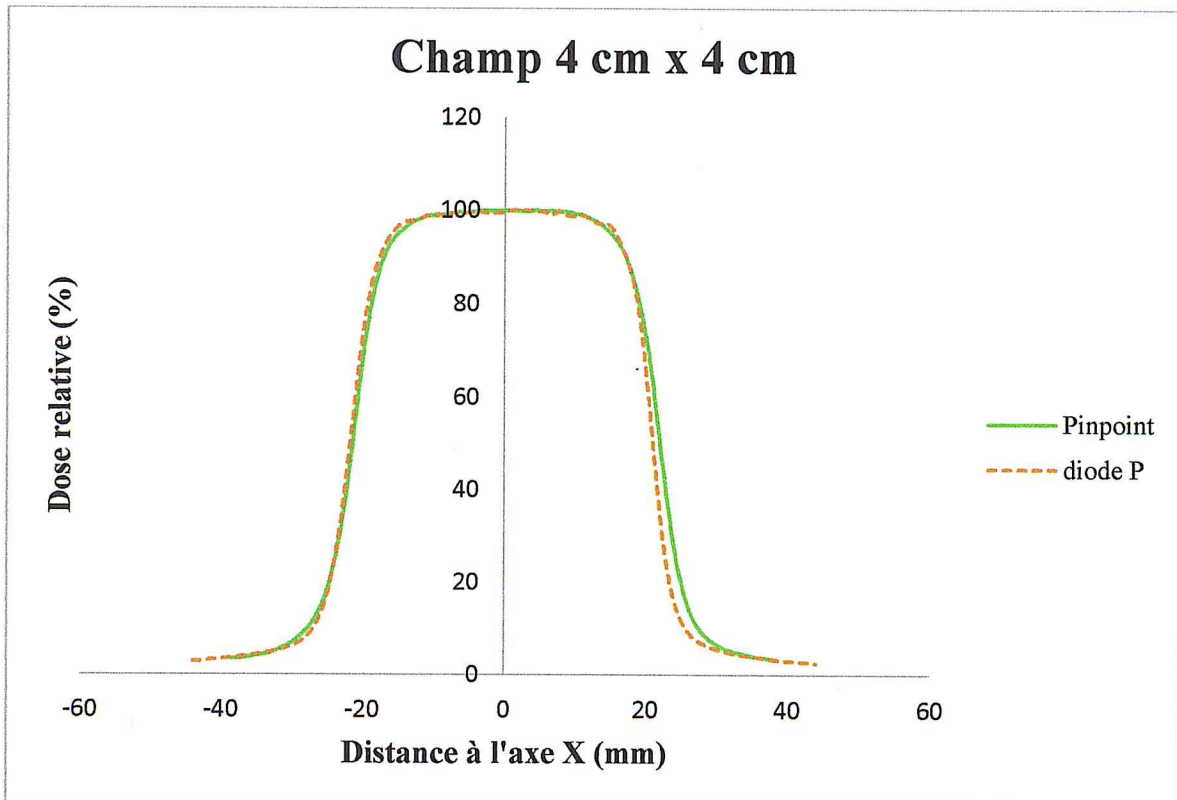
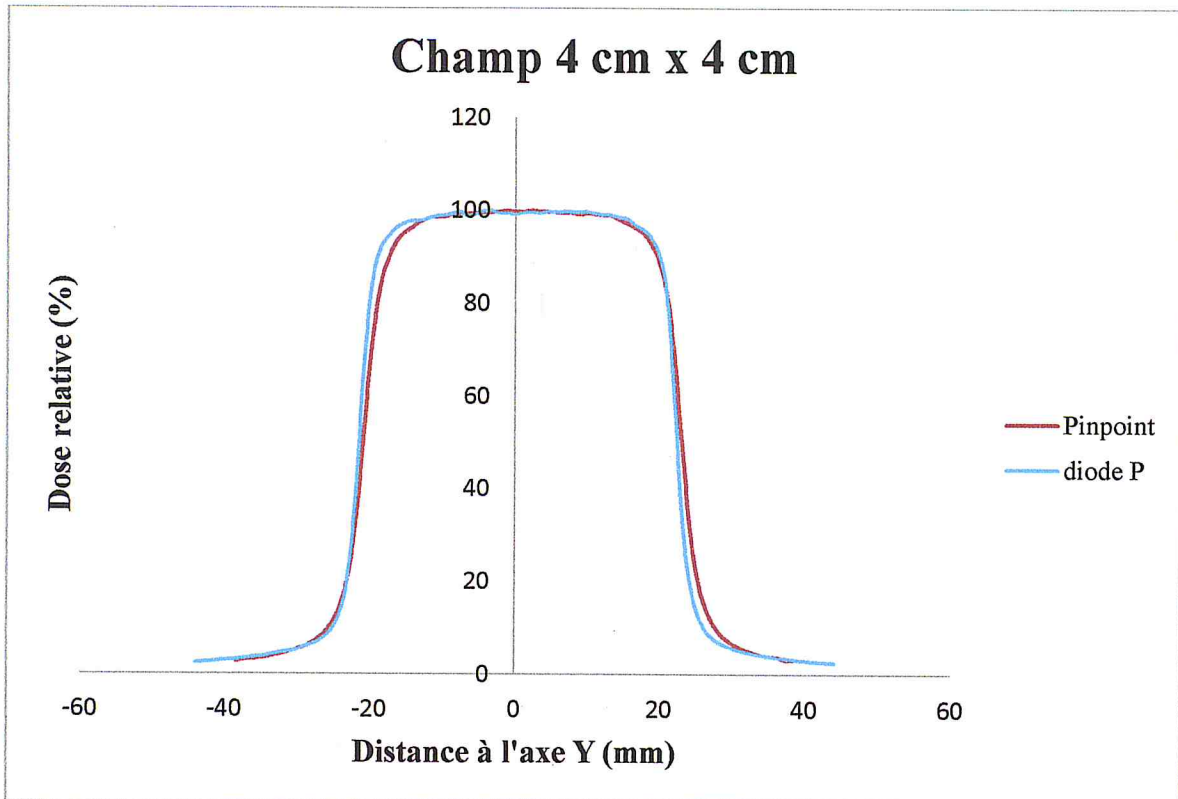


Figure IV.15 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 4x4 cm² à une profondeur 10 cm pour les deux détecteurs.

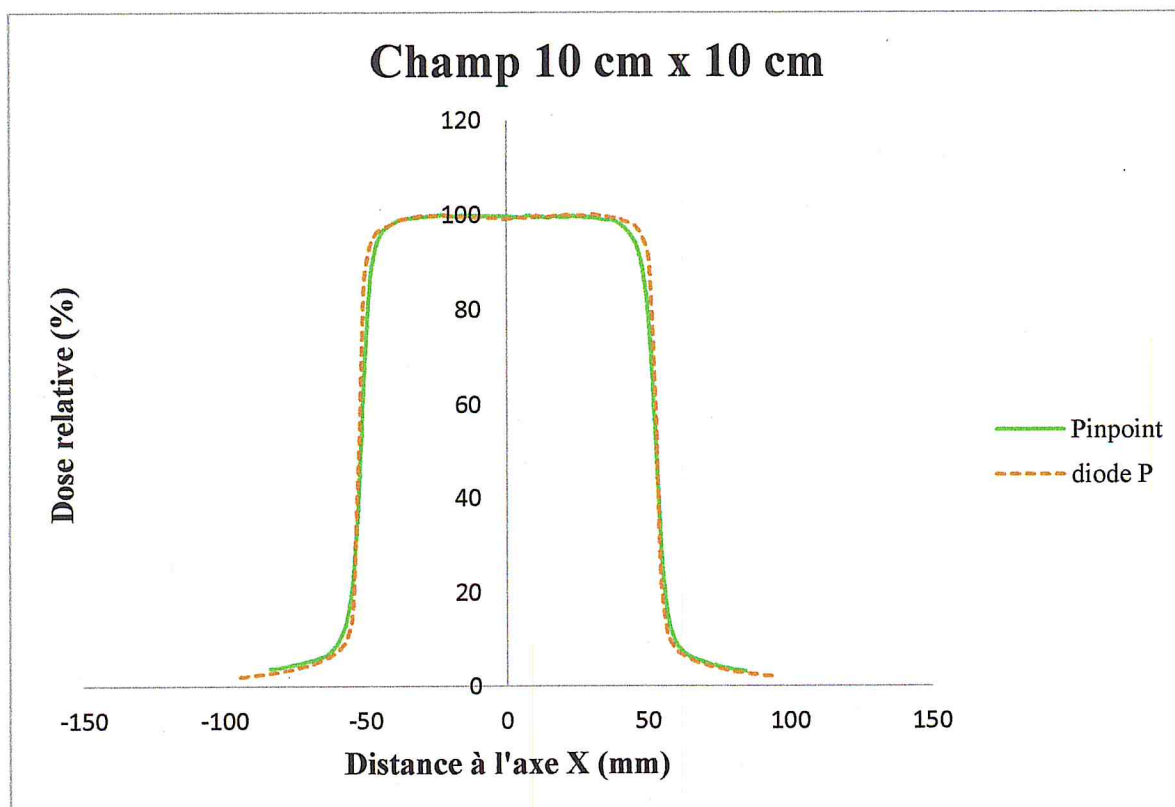
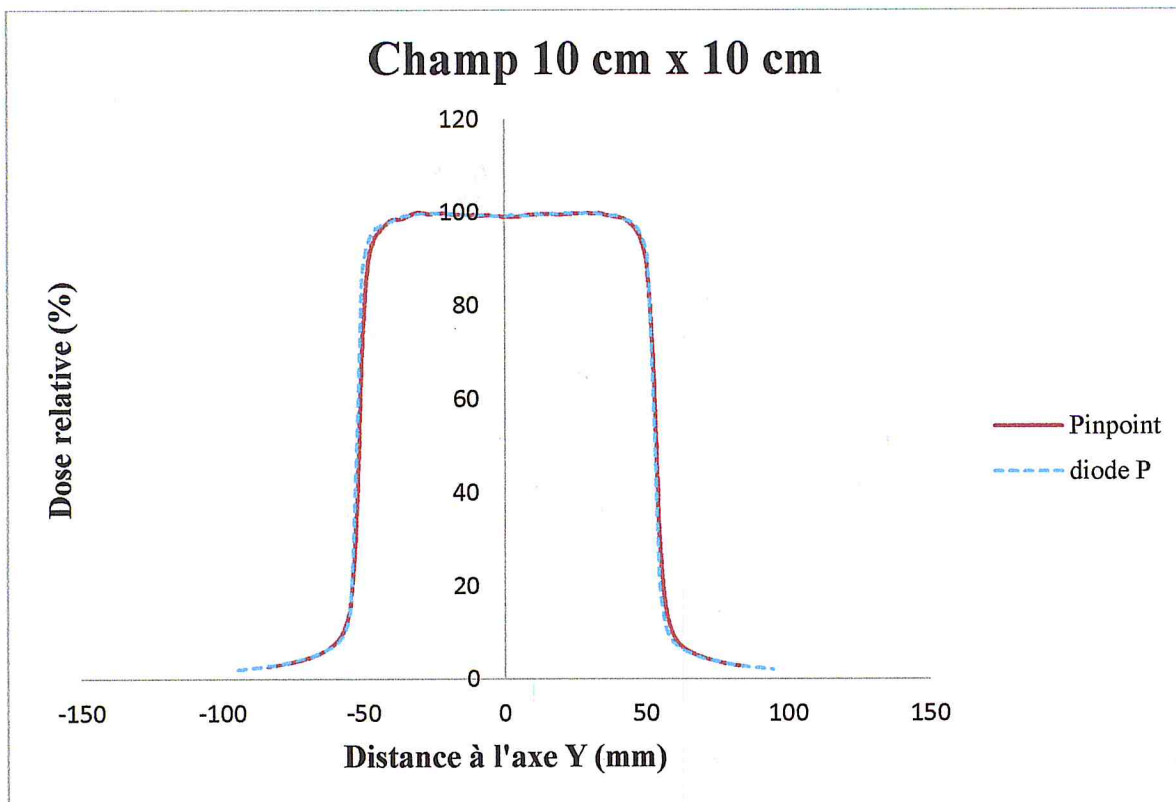


Figure IV.16 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 10x10 cm² à une profondeur 5 cm pour les deux détecteurs.

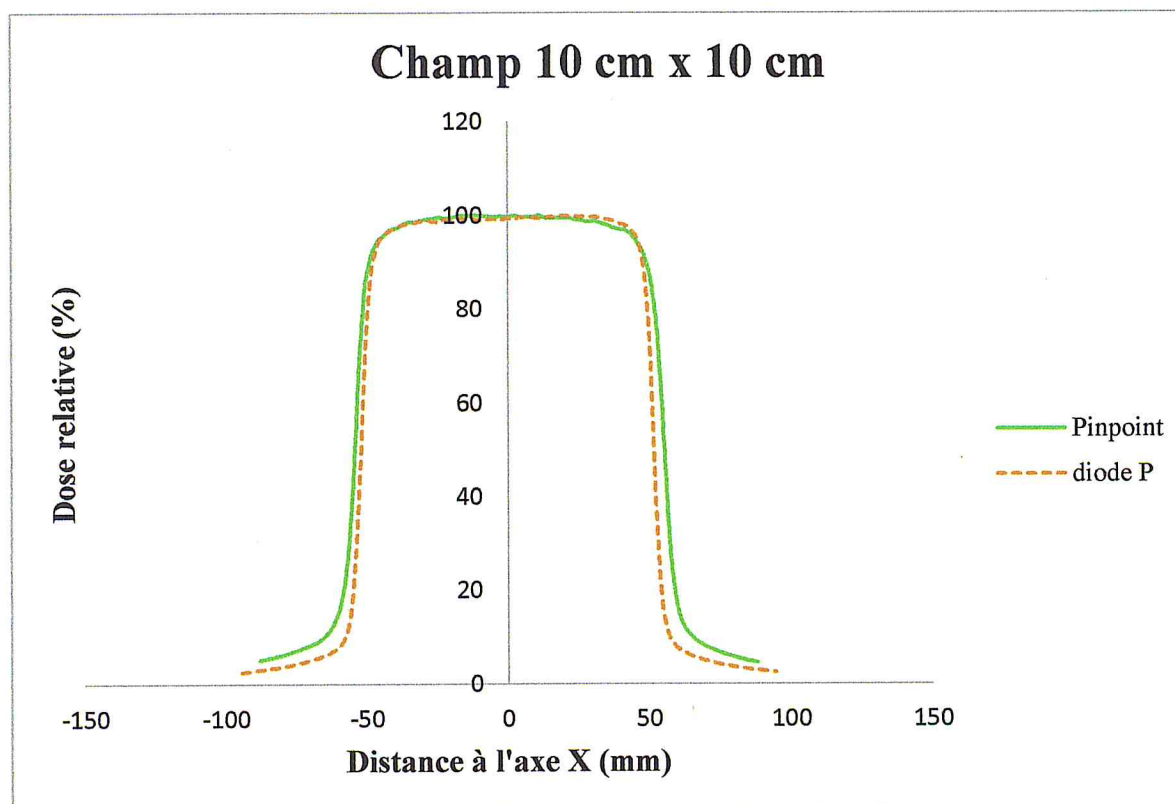
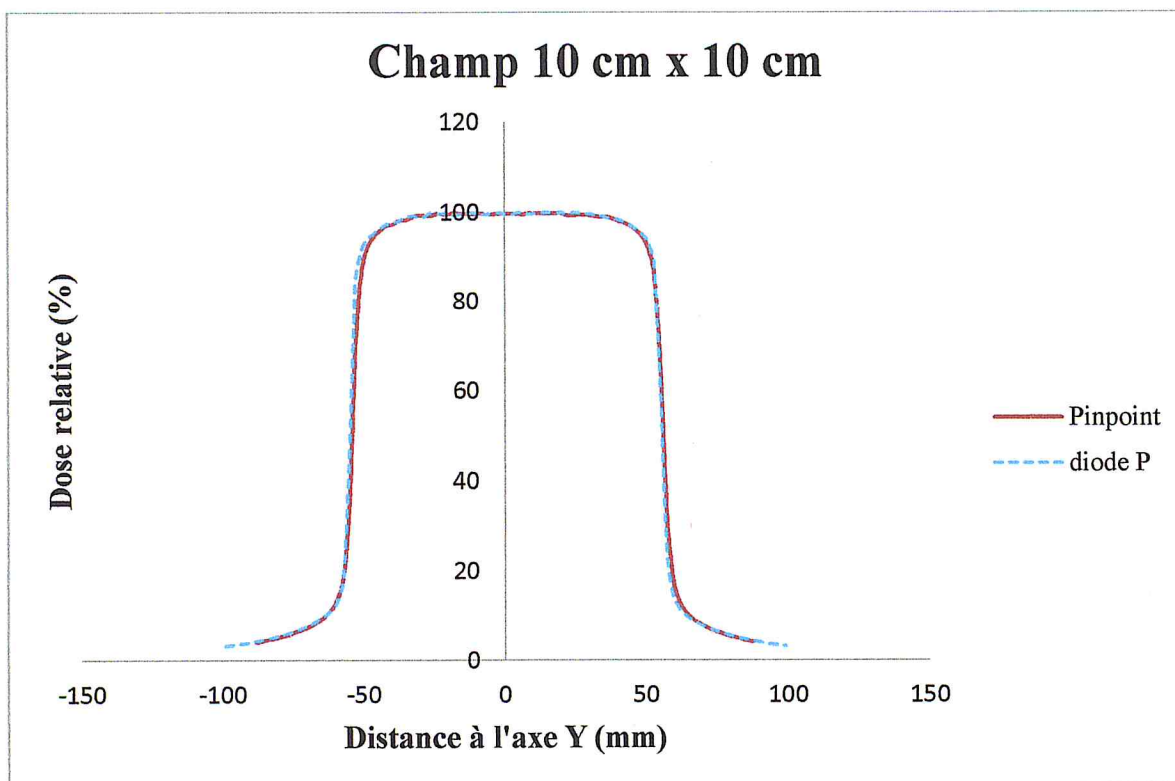


Figure IV.17 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X de la taille du champ 10x10 cm² à une profondeur 10 cm pour les deux détecteurs.

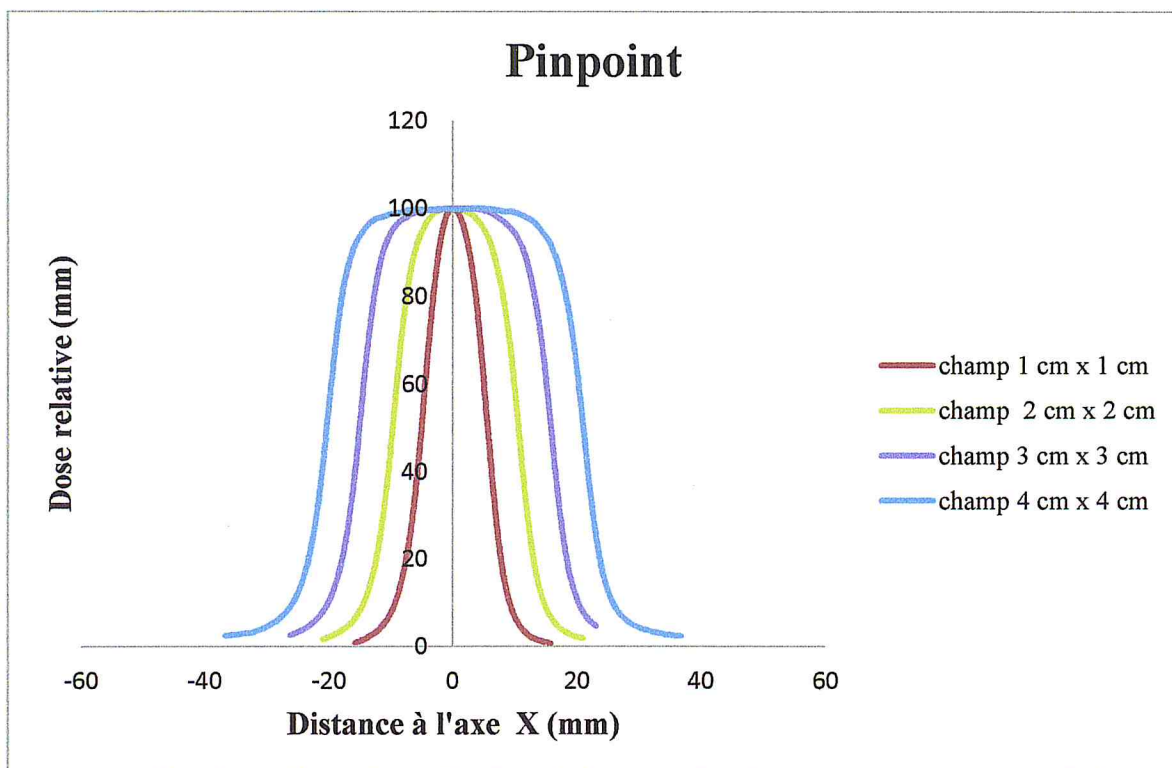
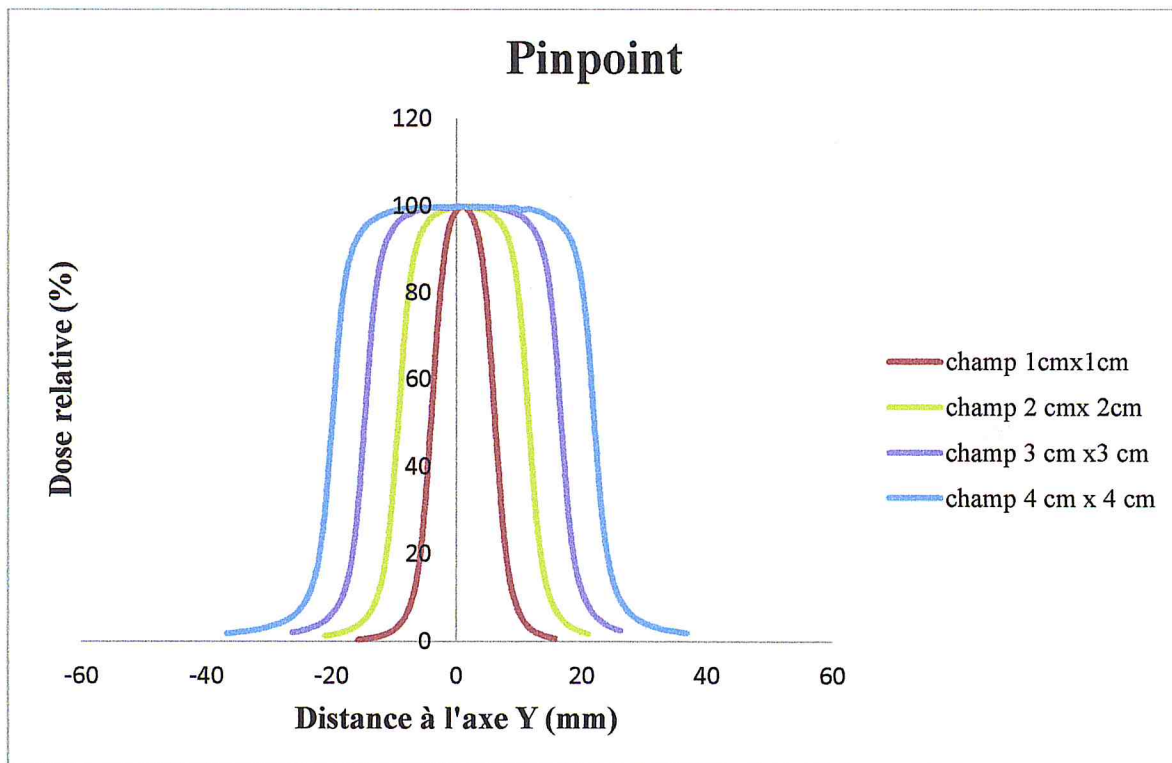


Figure .IV.18 : Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X pour les différentes tailles de champs pour la chambre Pinpoint (profondeur 5 cm).

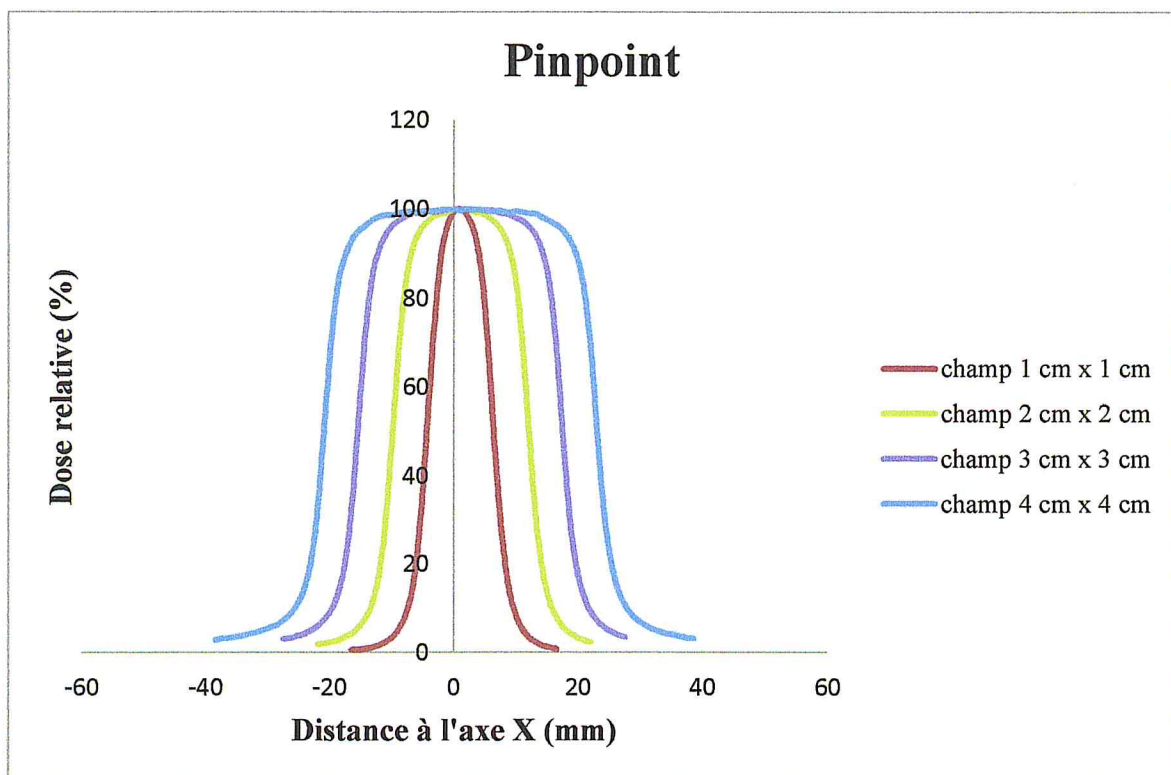
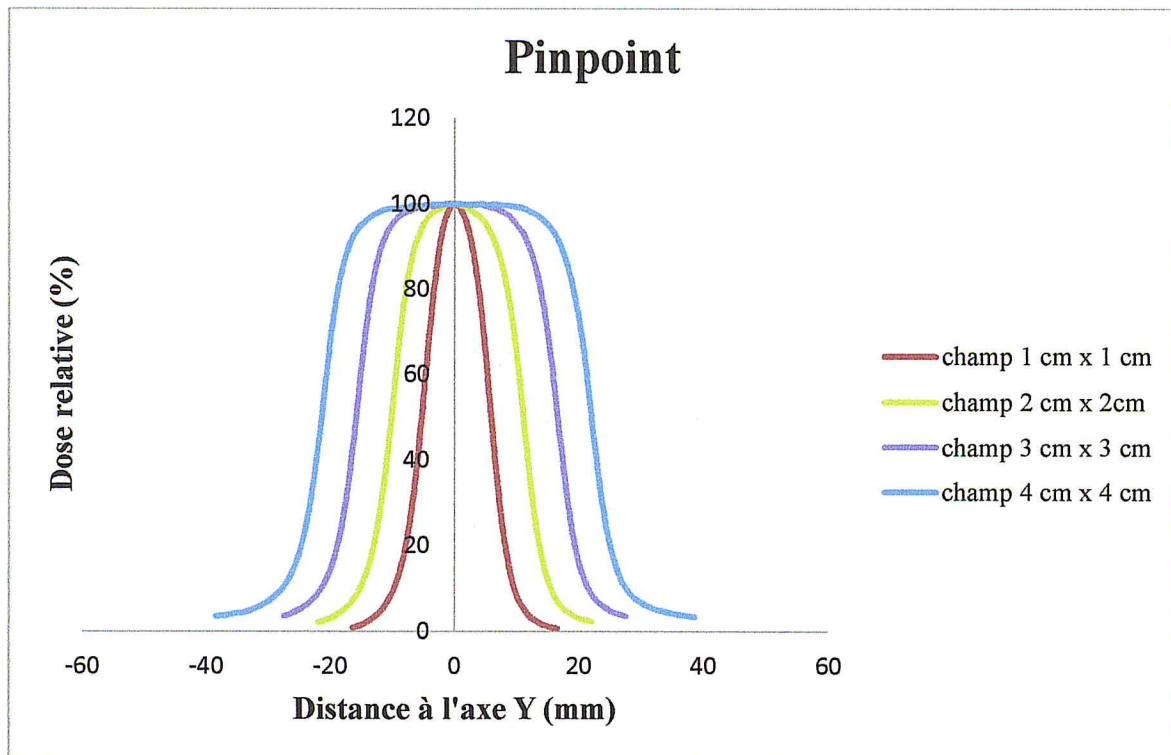


Figure .IV.19: Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X pour les différentes tailles de champs pour la chambre Pinpoint (profondeur 10 cm).

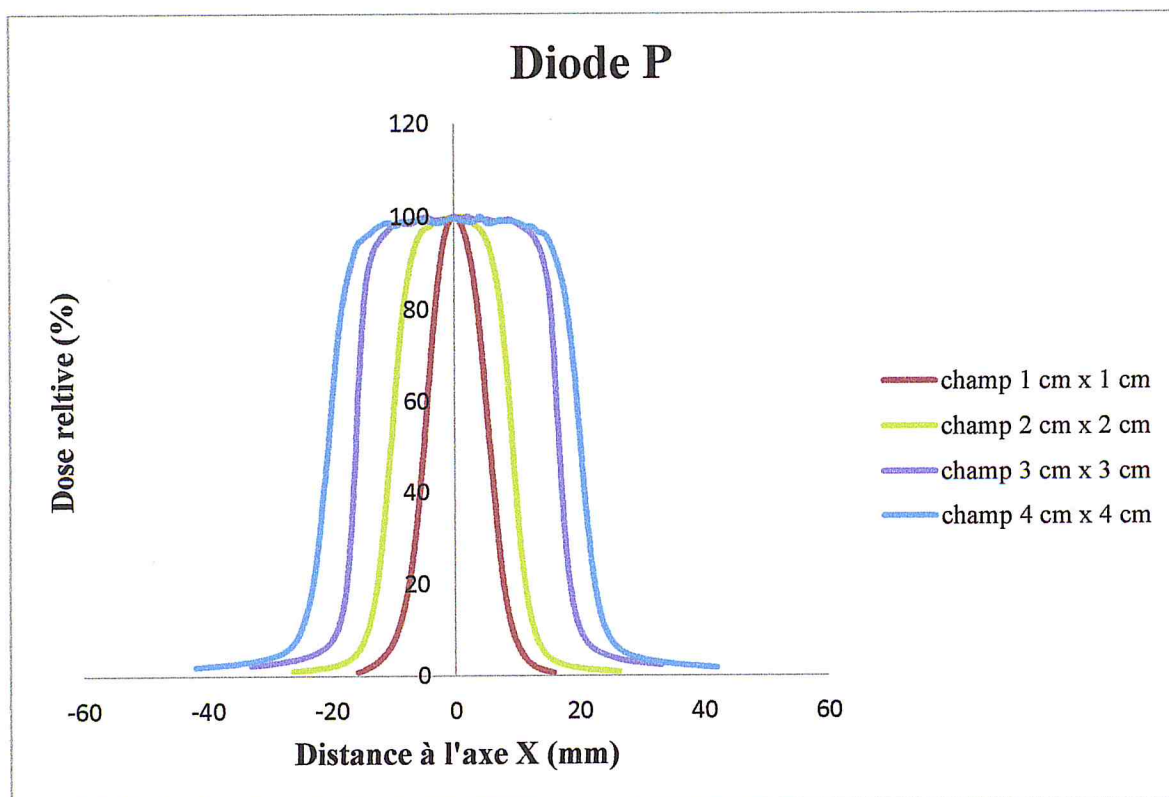
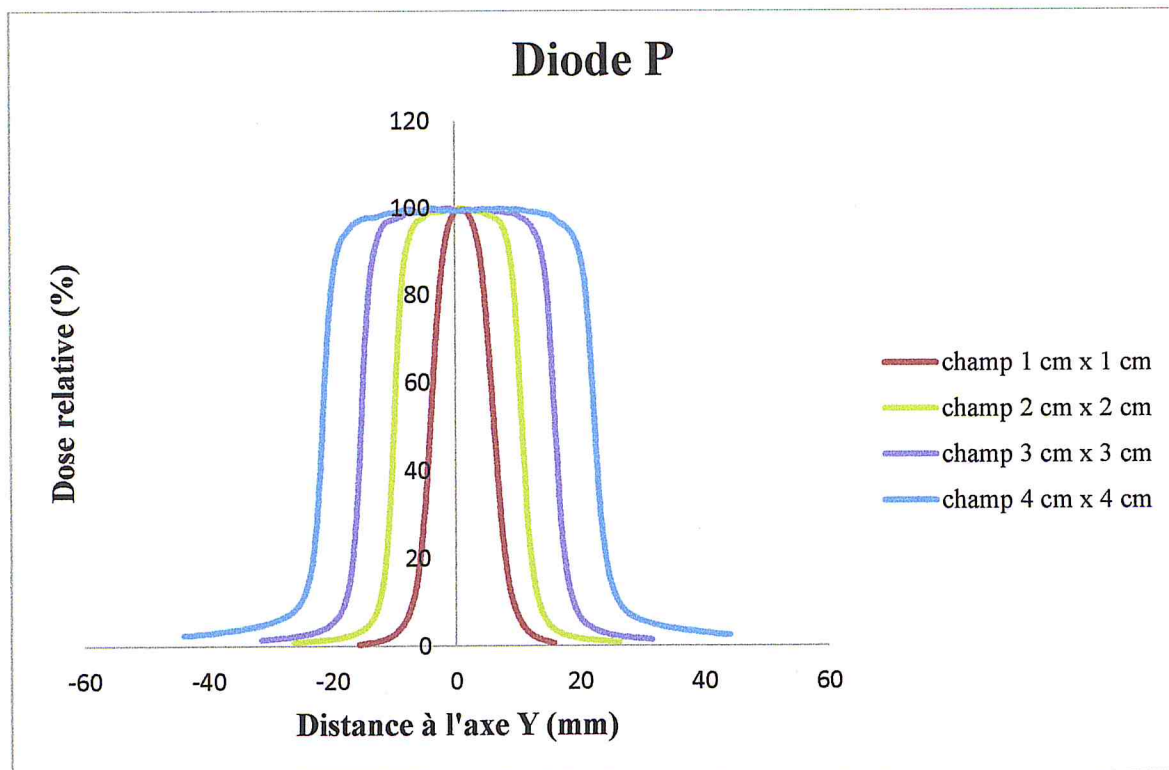


Figure .IV.20: Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X pour les différentes tailles de champs pour la diode P (profondeur 5 cm).

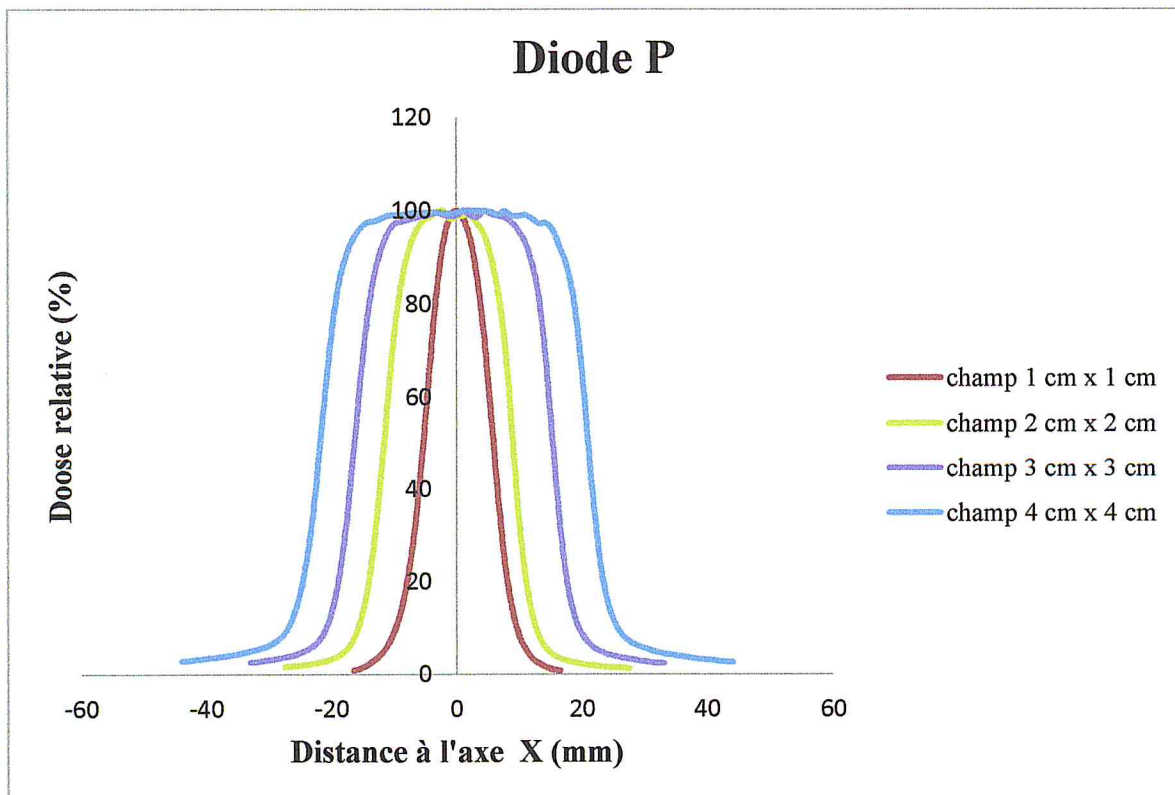
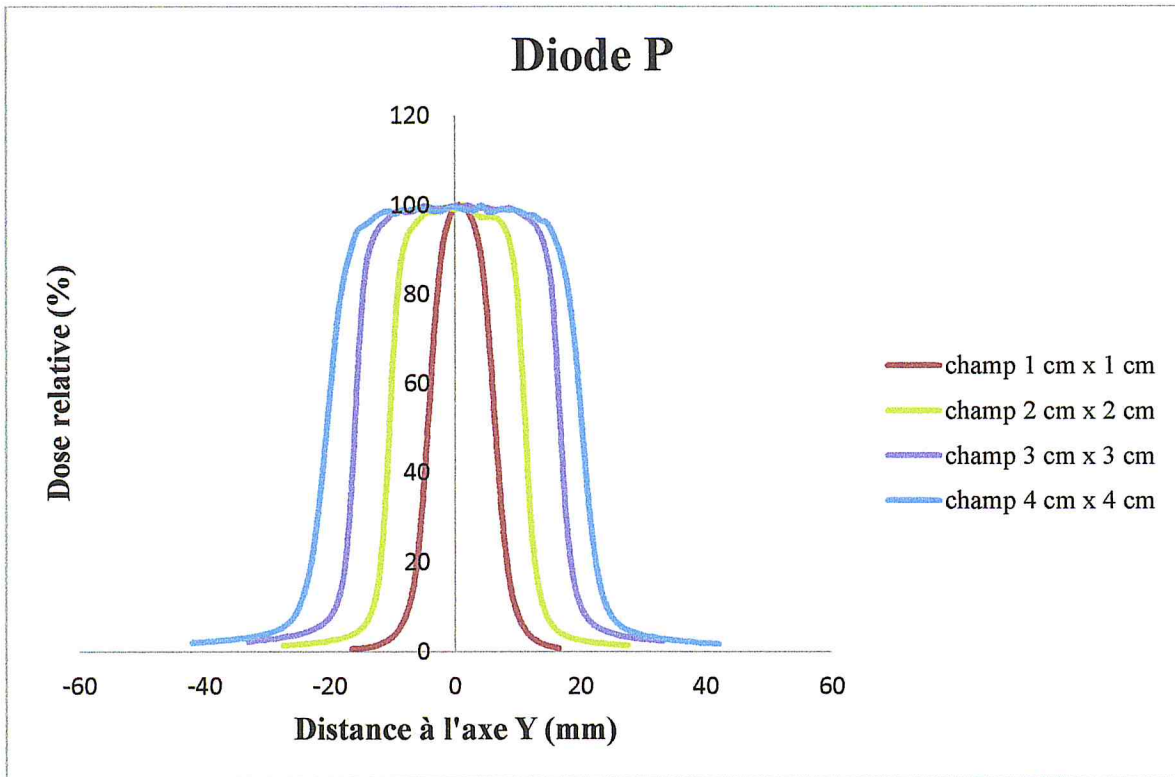


Figure .IV.21: Comparaison des courbes des profils de dose dans la direction Y et X pour les différentes tailles de champs pour la diode P (profondeur 10 cm).

Le tableau suivant conclu tous les paramètres qui caractérisent les courbes de profils de dose, les tailles des champs (1 cm x 1 cm, 2 cm x 2 cm, 3 cm x 3 cm et 4 cm x 4 cm) pour deux profondeur (50 mm et 100 mm) avec la direction inplane (Y) et crossplane (X).

a)-Champ 1X1 cm²:

Taille du champ (cm ²)	Paramètre	Cax Dev (mm)	Field size (cm)	Pen Left (mm)	Pen Right (mm)	Homog (%)	Sym (%)	Field size at SID (cm)	Curve Type	Depth (mm)
1X1	La Pinpoint	1.01	1.028	3.3	3.39	0.02	100.04	0.979	Y	50
		0.28	1.071	4.36	4.16	0.04	100.08	1.02	X	50
		0.99	1.08	3.41	3.53	0.07	100.14	0.981	Y	100
		0.25	1.123	4.55	4.36	0.21	100.42	1.021	X	100
	La diode P	0.4	0.998	2.32	2.37	0.78	101.58	0.95	Y	50
		0.17	0.979	3.97	3.39	2.84	105.85	0.933	X	50
		0.39	1.049	2.42	2.49	0.02	100.05	0.954	Y	100
		-0.35	1.03	4.18	3.59	0.78	101.85	0.936	X	100

b)-Champ 2X2 cm²:

Taille du champ (cm ²)	Paramètre	Cax Dev (mm)	Field size (cm)	Pen Left (mm)	Pen Right (mm)	Homog (%)	Sym (%)	Field size at SID (cm)	Curve Type	Depth (mm)
2X2	La Pinpoint	1.07	2.091	3.63	3.71	0	100	1.991	Y	50
		0.43	2.03	4.91	4.98	0.11	100.22	1.934	X	50
		1.06	2.194	3.84	3.90	0.01	100.02	1.995	Y	100
		0.38	1.126	5.19	5.28	0.15	100.31	1.939	X	100
	La diode P	0.33	2.067	2.64	2.7	0.19	100.38	1.968	Y	50
		-0.57	1.964	4.33	3.83	0.18	100.36	1.871	X	50
		0.33	2.172	2.81	2.86	0.19	100.55	1.974	Y	100
		-1.35	2.07	4.71	4.15	0.64	101.3	1.882	X	100

c)-Champ 3X3 cm² :

Taille du champ (cm ²)	Paramètre	Cax Dev (mm)	Field size (cm)	Pen Left (mm)	Pen Right (mm)	Homog (%)	Sym (%)	Field size at SID (cm)	Curve Type	Depth (mm)
3X3	La Pinpoint	0.97	3.143	3.74	3.81	0.22	100.29	2.993	Y	50
		0.36	3.089	5.14	5.26	0.18	100.24	2.941	X	50
		0.95	3.301	3.97	4.06	0.3	100.33	3.001	Y	100
		0.3	3.247	5.54	5.65	0.25	100.34	2.951	X	100
	La diode P	0.34	3.132	2.73	2.8	0.32	100.54	2.983	Y	50
		-0.21	3.023	4.62	4.04	0.35	100.25	2.879	X	50
		0.36	3.285	2.92	3.02	0.37	100.6	2.986	Y	100
		-0.54	3.174	4.99	4.3	0.71	100.85	2.885	X	100

d)-Champ 4X4 cm² :

Taille du champ P (cm ²)	Paramètre	Cax Dev (mm)	Field size (cm)	Pen Left (mm)	Pen Right (mm)	Homog (%)	Sym (%)	Field size at SID (cm)	Curve Type	Depth (mm)
4X4	La Pinpoint	1.02	4.19	3.86	3.94	0.28	100.28	3.991	Y	50
		0.32	4.14	5.41	5.51	0.44	100.28	3.943	X	50
		1.01	4.40	4.15	4.25	0.43	100.21	4.001	Y	100
		0.23	4.34	5.94	6.01	0.52	100.49	3.951	X	100
	La diode P	0.39	4.18	2.81	2.89	0.84	101.24	3.987	Y	50
		-0.16	4.08	4.8	4.33	0.72	100.95	3.886	X	50
		0.42	4.39	3.1	3.15	0.54	100.87	3.995	Y	100
		-0.45	4.28	5.33	4.66	0.56	100.78	3.995	X	100

Tableau IV .2 : les paramètres obtenus à la suite de l'analyse des courbes mesurées de profils de dose pour les deux détecteurs suivant la direction inplane (Y) et la direction crossplane (X) suivant la taille du champ (a, b, c et d).

CAX Dev : la déviation du centre du champ de l'axe centrale, calculée à partir de la taille du champ.

La pénombre est calculée à partir de la distance entre la position du 80% et 20% dont :

Pen Left : Pénombre gauche : la largeur de la pénombre côté gauche de la courbe.

Pen Right : Pénombre droite : la largeur de la pénombre côté droite de la courbe.

Field size at SID : Taille du champ est égale à la largeur de l'isodose 50% par rapport à l'origine de la courbe et la taille de l'isocentre est calculée à partir de la projection de la taille du champ à l'isocentre.

Symmetry : indique la symétrie de la courbe dans la zone homogène, donnée par :

$$\text{La symétrie} = \left[\frac{D(+x)}{D(-x)} \right]_{\max} \times 100 \%$$

Homogeneity : indique la zone d'homogénéité dans la zone homogène, donné par :

$$\text{L'homogénéité} = \left(\frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}} \right) \times 100 \%$$

Field size : la taille de champ.

Curve type : la direction de la courbe.

❖ Analyse et discussions :

L'analyse des courbes des profils de dose pour les deux détecteurs fait ressortir ce qui suit :

- On observe dans les courbes (IV.8, 9) la dose au niveau de plateau central prend une forme pointue (gaussienne) pour la taille du champ (1x1 cm²) car, la source d'irradiation devrait fermer et bloquer dans le plus petit taille du champ, elle devrait focaliser comme une ligne (pic) sur le détecteur.
- Les profils obtenus étant symétriques par rapport au centre pour l'axe Y à cause de la composition du collimateur équipé par une mâchoire additionnel (backup Y) qui permet de corriger le phénomène de fuite inter-lame (due au MLC) donc, on a une meilleure optimisation de la distribution de la dose dans cette direction par rapport à l'autre direction.
- Les valeurs de l'homogénéité et la symétrie pour la diode P sont grands par rapport à la chambre d'ionisation Pinpoint car, la diode P possède une excellente résolution spatiale, permet de faire les mesures d'une manière précise au niveau de la région de la pénombre.

- Une méthode de comparaison par l'index gamma :

L'index gamma permet de comparer deux distributions de dose l'une étant considérée la distribution de référence $D_r(x)$ et l'autre étant considérée la distribution de dose évaluée $D_e(x)$.

Une ellipse est définie, autour de chaque point (x_r, D_r) , appartenant à la distribution de référence. La demi-grande axe et le demi-petit axe de cette ellipse correspondent aux deux critères d'acceptabilité propres à l'index gamma γ . Il s'agit respectivement de Δx_{\max} (en mm) qui définit l'écart de distance maximale acceptable et de ΔD_{\max} (en %) qui décrit la différence de dose maximale acceptable.

Il existe 03 critères de différence de dose sont notés respectivement ΔD_{\max} et Δx_{\max} :

1. ΔD_{\max} et Δx_{\max} (1 % et 1mm).
2. ΔD_{\max} et Δx_{\max} (3 % et 3 mm).
3. ΔD_{\max} et Δx_{\max} (5 % et 1 mm).

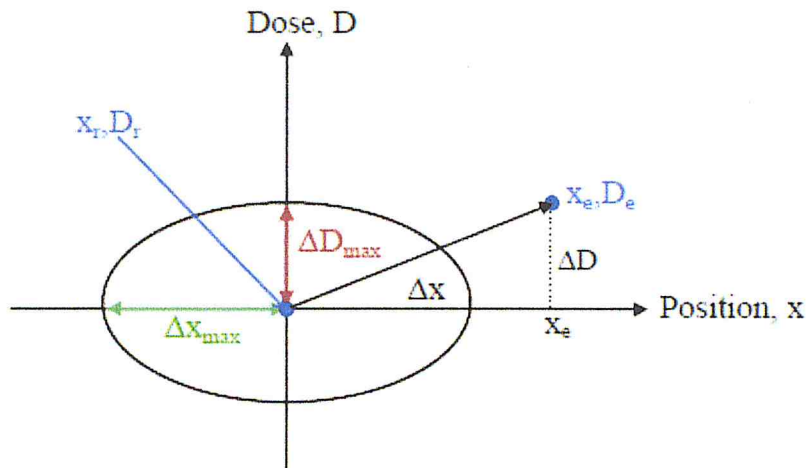


Figure IV. 22 : Représentation géométrique du concept de l'index gamma γ (Low et al 1998). (Pour plus de détails, l'index gamma a été représenté en 2D).

L'ellipse d'acceptance est définie par :

$$1 = \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2} + \frac{\Delta x^2}{\Delta x_{\max}^2}}$$

$$\gamma = \min \sqrt{\frac{\Delta D^2}{\Delta D_{\max}^2} + \frac{\Delta x^2}{\Delta x_{\max}^2}}$$

$$\text{Avec : } \left\{ \begin{array}{l} \Delta r = |x_r - x_e| \\ \Delta D = D(x_r) - D(x_e) \end{array} \right\}$$

Δr : est la distance entre le point de référence et le point à calculer

ΔD : est la distance entre la dose au le point de référence et à calculer.

ΔD_{\max} : est le critère de tolérance pour la dose (%).

Δx_{\max} : est le critère de tolérance pour la distance (%).

- $\gamma \leq 1$ critère acceptable.
- $\gamma > 1$ critère non acceptable.

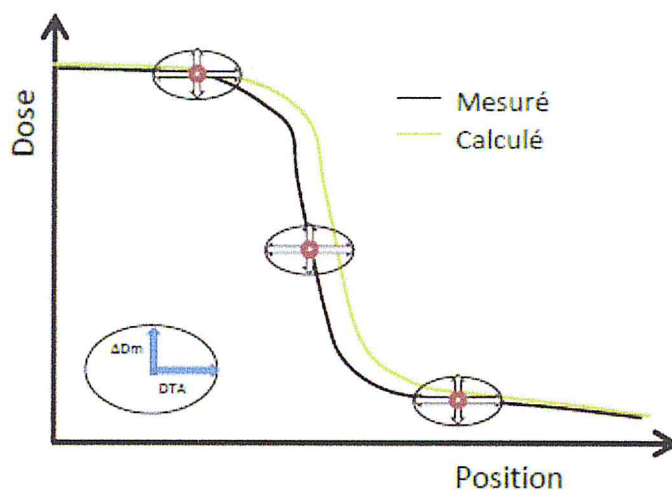


Figure IV.23 : Principe de la méthode d'indice gamma [Bla07].

- ✚ Nous voulons d'essayer de calculer l'index gamma mathématiquement :
- ✚ Un exemple ci-dessous démontre les étapes de calculs suivants :
 - On prend les courbes des PDDs et les profils de dose pour les deux détecteurs.
 - On compare chaque courbe avec TPS de même condition (la taille de champ, l'énergie, profondeur).
 - On choisit les résultats de nos mesures comme référence (calculé) et le résultat du système de planification du traitement XIO comme mesuré, Ont été Choisit ΔD_{\max} et Δx_{\max} (3 % et 3 mm).
 - voir les figures des comparaisons (IV.24, 25.26 et 27).

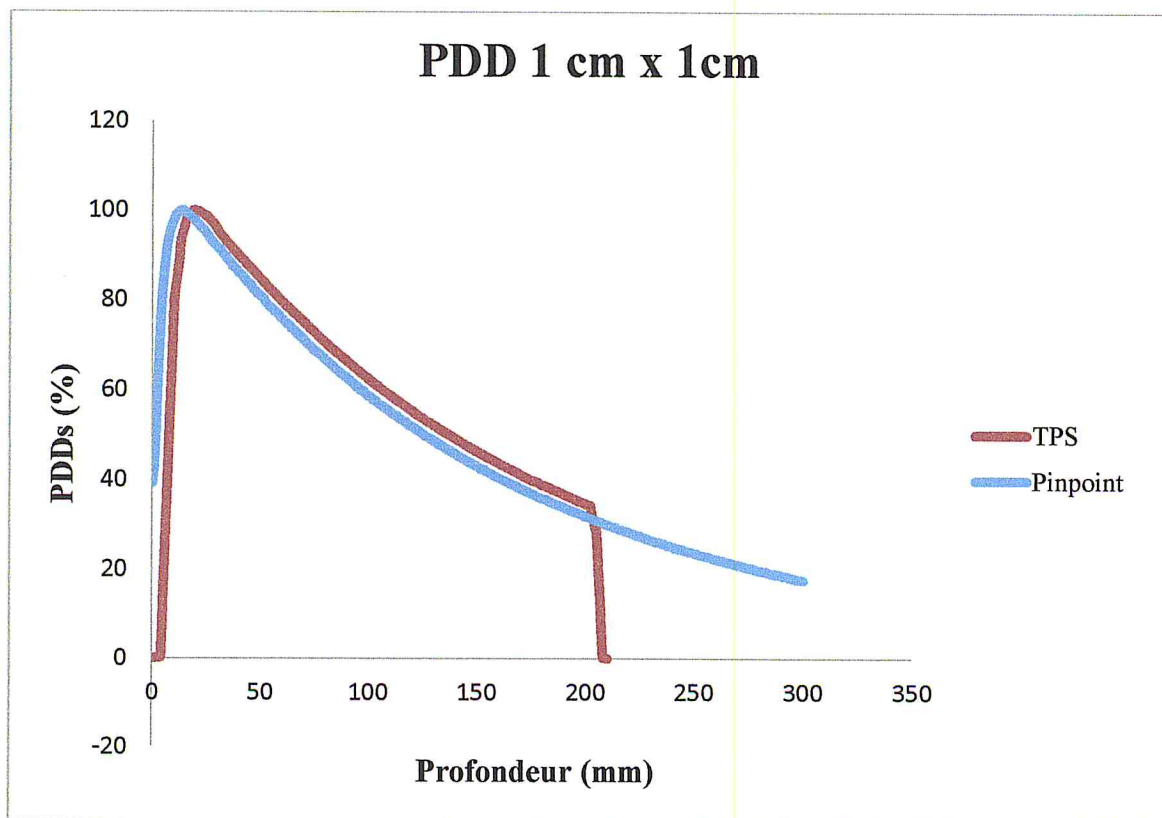


Figure IV.24 : Comparaison des rendements en profondeur entre TPS et la Pinpoint.

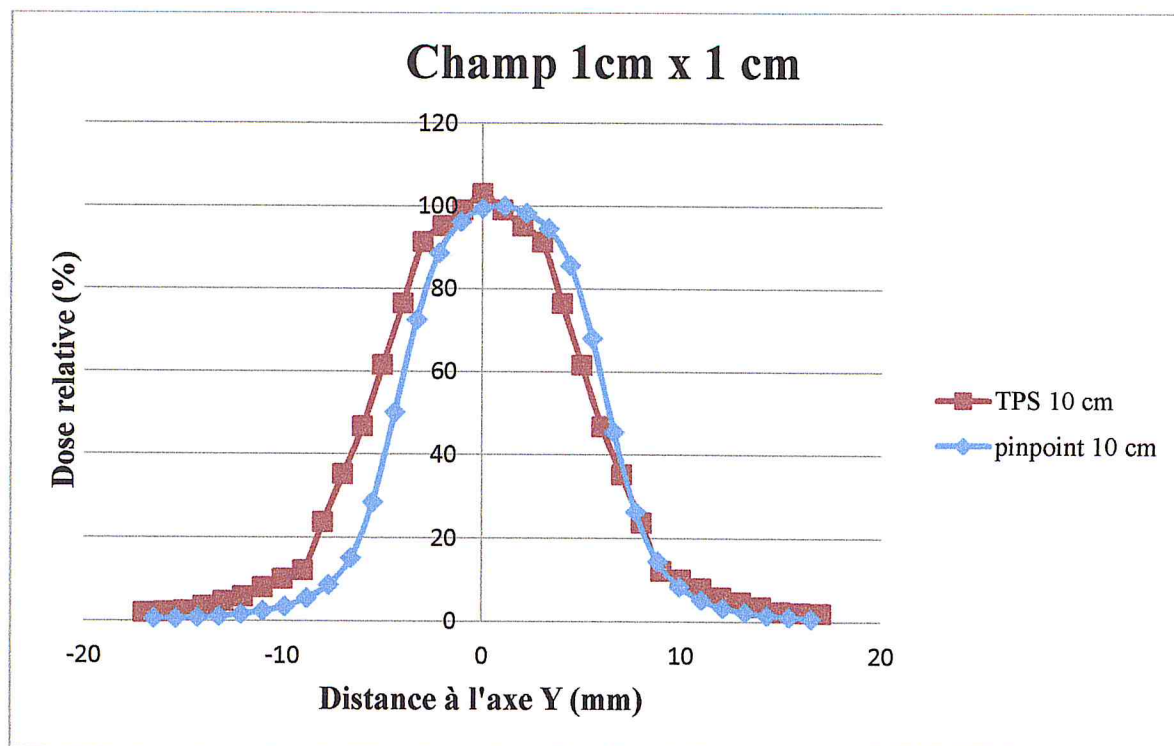


Figure IV.25 : Comparaison des profils de dose (inplane) entre TPS et la Pinpoint.

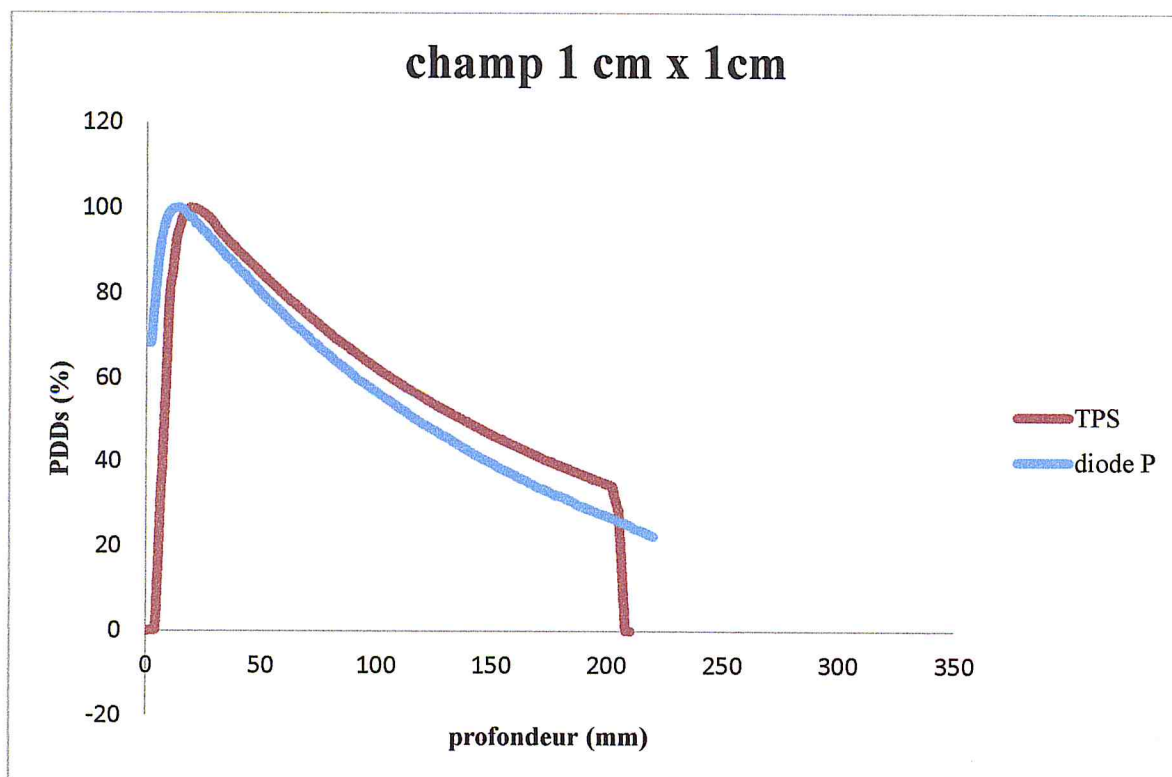


Figure IV.26 : Comparaison des rendements en profondeur entre le TPS et la diode P.

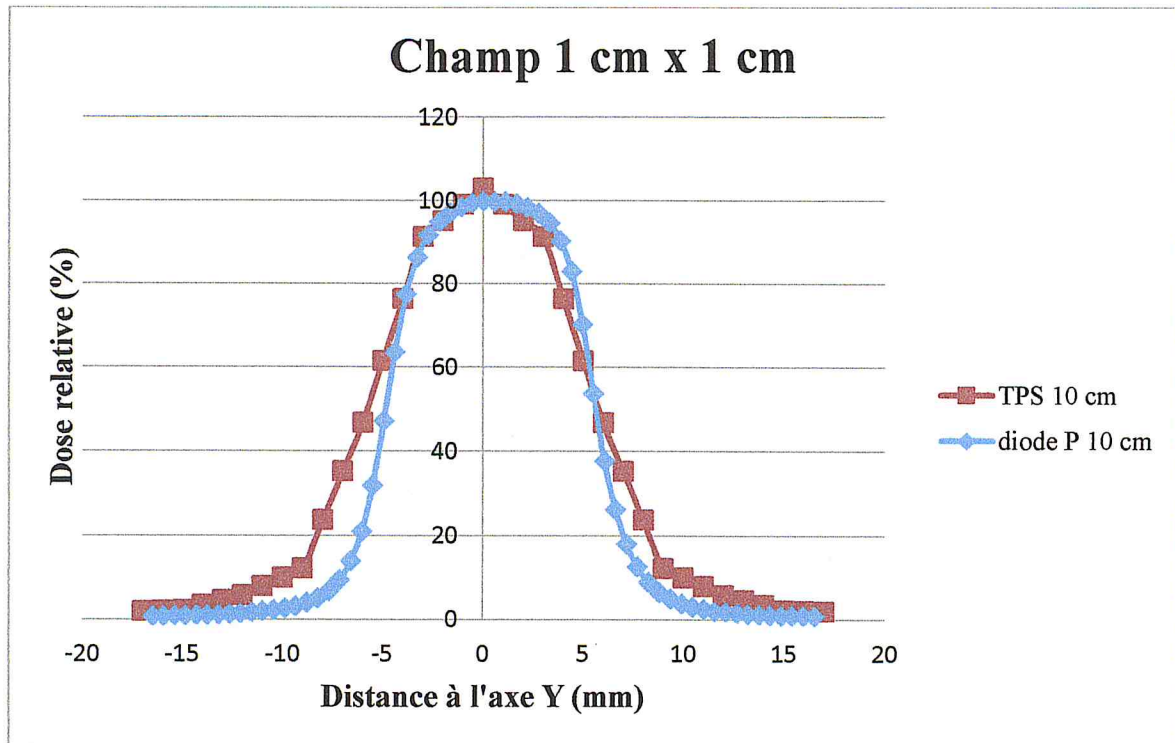


Figure IV.27: Comparaison des profils de dose (inplane) entre le TPS et la diode P.

✚ Les étapes des calculs de l'index gamma :

On prend un exemple de calcul de comparaison des profils de dose inplane entre le TPS et la diode P de la profondeur 10 cm.

On sélectionne les paramètres suivants :

Δr : la distance entre le point de référence r_{cal} et le point à mesuré r_{mes} .

D_{mes} , D_{cal} : Les valeurs de dose pour le TPS, diode P respectivement.

ΔD : la différence entre la dose calculé et mesuré.

r_{mes} , r_{cal} : Les valeurs des points qui situent à l'axe du faisceau pour TPS, diode P respectivement.

γ : Calcul par l'index gamma

On prend le courbe IV.27 pour laquelle le calcul a été fait

On choisit une valeur de r faisant partie des deux courbe (TPS et la diode P).

Par la projection sur les deux courbes, on obtient les valeurs de D_{mes} et D_{cal} .

On fait la différence entre D_{mes} et D_{cal} par le calcul, cette différence ΔD à déterminer et on recherche sur les valeurs correspondent de r_{mes} et r_{cal} qui présentent par projections dans les deux courbes (TPS et la diode P).

On suppose que $\Delta D = D$ et $\Delta r = r$

Enfin on applique l'équation de l'index gamma de 03 points de même courbe de profile de dose. Les valeurs de calcul du TPS et la diode sont sauvegardées dans un fichier EXCEL et dont voici les résultats :

r	D_{mes}	D_{cal}	ΔD	ΔD^2	$\Delta D^2/D^2$	γ
-11	0,07	0,02	0,05	0,0025	2,777	2,08
D	r_{mes}	r_{cal}	Δr	Δr^2	$\Delta r^2/r^2$	
0,05	-12	-8,25	3,75	14,062	1,562	

Δr	D_{mes}	D_{cal}	ΔD	ΔD^2	$\Delta D^2/D^2$	γ
10	0,09	0,03	0,06	0,0036	4	2,26
D	r_{mes}	r_{cal}	Δr	Δr^2	$\Delta r^2/r^2$	
0,06	12,02	8,8	3,22	10,36	1,15	

r	D_{mes}	D_{cal}	ΔD	ΔD^2	$\Delta D^2/D^2$	γ
0	1,02	1	0,02	0,0004	0,444	1,65
D	r_{mes}	r_{cal}	Δr	Δr^2	$\Delta r^2/r^2$	
0,02	-15	-10,45	4,55	20,7025	2,3002	

Tableau IV.3 : les résultats obtenus par le calcul de l'index gamma.

On remarque que l'index gamma supérieur à 1 dans les 03 points à choisis donc il n'est pas acceptable, car de nombreux problèmes interviennent notre travail, on cite :

- Nous n'avons pas une méthode analytique développée qui permet le compte de l'index gamma point par point.
- Les calculs du TPS XIO de l'HCA sont erronés parce que la machine ELEKTA Synergy n'est pas commissionnée par ce logiciel car, il n'existe pas un détecteur approprié pour les petites tailles champs.

- Les résultats obtenus par TPS sont exprimé par les distributions de dose mais les résultats de nos mesures sont exprimés par la dose (la charge).

On peut conclure :

- La dose à la surface de la diode P est plus grande que la chambre d'ionisation Pinpoint. Elle possède une bonne résolution spatiale donc, elle donne une meilleure réponse dans les mesures de profils de dose
- La composition du milieu de la chambre d'ionisation Pinpoint est plus proche de tissu donc la Pinpoint montre une excellente réponse dans les mesures de rendements en profondeur.

Conclusion générale :

Les résultats obtenus lors de ce travail qui a été réalisé au niveau du service de la radiothérapie de radiothérapie du l'hôpital centrale de l'armée (HCA), permettent de tirer les conclusions suivantes :

- La chambre d'ionisation Pinpoint donne une excellente réponse dans les mesures de rendements en profondeur pour les petits champs. Cependant pour le champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$, les deux dosimètres (la chambre Pinpoint et la diode) donnent les mêmes résultats.
- La diode P montre une meilleure résolution spatiale dans les mesures de profile de dose.

Au regard des aspects liés à l'utilisation des petits champs de radiation, le dosimètre idéal devrait posséder les propriétés suivantes :

- ✓ Une haute résolution spatiale.
- ✓ Le volume sensible de détecteur est suffisamment équivalent tissu.
- ✓ Bonne linéarité de la réponse.
- ✓ Dimensions infinitésimales et le détecteur ponctuel.
- ✓ La réponse est indépendante à l'énergie, au débit de dose.

Des programmes de recherche visant à développer un dosimètre fiable et facilement utilisable dans les services de la radiothérapie pour les petits champs ont été lancés par le CEA , IRSN et AFSSAPS pour participer au projet « Diadomi » lancé en 2011 pour trois ans, et qui vise à développer des détecteurs en diamant spécifiquement adaptés aux petits champs. Actuellement aucune recommandation n'est requise pour la détermination des paramètres dosimétrique de photon des petits champs.

Référence :

- [Afs09]: AFSSAPS "Recommandations aux utilisateurs relatives aux mesures dosimétriques pour la caractérisation des systèmes d'irradiation en conditions"
- [Asp10]: M. Aspradakis, "Challenges in small field MV photon dosimetry", 2010.
- [Ast11]: ASTRO "Etat de l'art en radiothérapie", 2011 .
- [Bad09]: J.Badeln "Thèse Contrôle dosimétrique des traitements de radiothérapie par simulation Monte Carlo de l'image de dose portale transmise", 2009.
- [Ben08]: D.Benoit "Mise au point et évaluation d'un système fibré de dosimétrie en ligne utilisant des matériaux phosphorescent stimulables optiquement application à la mesure de dose en radiothérapie et au monitoring de faisceaux", 2008.
- [Bla07]: L.Blazy-aubignac, "Thèse contrôle qualité des systèmes de planification dosimétrique des traitements en radiothérapie externe au moyen du code Monte-Carlo PENELOPE", 2007.
- [Box11]: P.Boxall, "Elekta VMAT: The intelligence being VMAT. Elekta white paper", 2011.
- [Bra86]: P.Brahme, "Stopping power data for high energie photon beams", 1986.
- [Che04]: T .Cheung et al, "Effects of temperature variation on MOSFET dosimetry", 2004.
- [Dem12]: P.Deman, "Développement méthodologique pour la radiothérapie par minifaisceaux et suivi du traitement par imagerie fonctionnelle", 2012.
- [Der08]: S.Derremaux et al, "Mesure de la dose absorbé dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique " 2008.
- [Ipm10]: IPEM, "Small field MV photon dosimetry", 2010.
- [Irs08]: IRSN, "Mise au point d'un protocole dosimétrique pour la détermination des FOC dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie", 2008.
- [Jac08]: J.Jacquesmazon et al, "Techniques d'irradiation des cancers" 2008.
- [Kha07]: M.Khan, "Treatment planning in radiation oncologie second edition", 2007.
- [Laf13]: C.Lafond, "Analyse et optimisation des performances de la technique VMAT pour son utilisation en radiothérapie" 2013.
- [Ler11]: M.Le Roy, "Etude de références dosimétriques nationales en radiothérapie externe", 2011.

- [Lis12]:** A.Lisbona, "Techniques innovantes en radiothérapie ICO", 2012.
- [Mar14]:** F.Marsolat, "Développement d'un dosimètre diamant pour une mesure de la dose absorbée dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie stéréotaxique", 2014.
- [Mer09]:** A.Mervoyer, "Radiothérapie hypo fractionnée en conditions stéréotaxiques des métastases cérébrales de l'adulte étude rétrospective nantaise de 54 patients présentant une à trois métastases", 2009.
- [Pce07]:** PCERP "Personne compétente en radioprotection: principes de radioprotection réglementation", 2007.
- [Pod05]:** B.Podgorsak, "Radiation oncology physics", 2005.
- [Sab09]:** P.Sabatier, "Validations dosimétriques des conditions cliniques des radiothérapies thoraciques", 2009.
- [Sab12]:** P.Sabatier, "Evaluation de la dosimétrie in vivo en radiochirurgie stéréotaxique intracrânienne par détecteur MOSFET et microMOSFET", 2012.
- [Sfp10]:** SFPM, "Contrôles de qualité en radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité", 2010.
- [Sfr13]:** SFRO, "Livre blanc de la radiothérapie en France douze objectifs pour améliorer un des traitements majeurs du cancer", 2013.
- [Thi07]:** O.Thiam, "Dosimétrie en radiothérapie et curiethérapie par simulation Monte-Carlo GATE sur grille informatique", 2007.
- [Tom06]:** M.Tomsej, "The tomotherapy Hi.Art system for sophisticated IMRT and IGRT with helical delivery", 2006.
- [Ver09]:** A.Verès, "Le contrôle dosimétrique en radiothérapie", 2009.
- [Wam95]:** A.Wambersien, "La radiothérapie du radium aux accélérateurs linéaires et ions lourds dans le traitement du cancer", 1995.