

---

## Validation des petits champs de photons pour une utilisation en radiothérapie stéréotaxique appliquée aux régions pulmonaires

**Auteur :** Mela, Lorenzo

**Promoteur(s) :** Pellegrini, Luca

**Faculté :** Faculté des Sciences

**Diplôme :** Master en sciences physiques, à finalité spécialisée en radiophysique médicale

**Année académique :** 2019-2020

**URI/URL :** <http://hdl.handle.net/2268.2/10111>

---

### *Avertissement à l'attention des usagers :*

*Tous les documents placés en accès ouvert sur le site le site MatheO sont protégés par le droit d'auteur. Conformément aux principes énoncés par la "Budapest Open Access Initiative"(BOAI, 2002), l'utilisateur du site peut lire, télécharger, copier, transmettre, imprimer, chercher ou faire un lien vers le texte intégral de ces documents, les disséquer pour les indexer, s'en servir de données pour un logiciel, ou s'en servir à toute autre fin légale (ou prévue par la réglementation relative au droit d'auteur). Toute utilisation du document à des fins commerciales est strictement interdite.*

*Par ailleurs, l'utilisateur s'engage à respecter les droits moraux de l'auteur, principalement le droit à l'intégrité de l'oeuvre et le droit de paternité et ce dans toute utilisation que l'utilisateur entreprend. Ainsi, à titre d'exemple, lorsqu'il reproduira un document par extrait ou dans son intégralité, l'utilisateur citera de manière complète les sources telles que mentionnées ci-dessus. Toute utilisation non explicitement autorisée ci-avant (telle que par exemple, la modification du document ou son résumé) nécessite l'autorisation préalable et expresse des auteurs ou de leurs ayants droit.*

---



## MÉMOIRE – UNIVERSITÉ DE LIÈGE

Présenté par

**Lorenzo MELA**

Pour l'obtention du grade de

**MASTER EN SCIENCES PHYSIQUES À FINALITÉ SPÉCIALISÉE EN  
RADIOPHYSIQUE MÉDICALE**

**Validation des petits champs de photons pour une  
utilisation en radiothérapie stéréotaxique appliquée  
aux régions pulmonaires**

Année académique 2019-2020

**PELLEGRI** Luca, Radiophysicien, CHU Tivoli, *La Louvière*

Promoteur

**JARBINET** Valérie, Radiophysicienne en chef, CHU Tivoli, *La Louvière*

Co-Promotrice

**HOORNAERT** Marie Thérèse, Radiophysicienne

Lectrice

**MONSEUX** Anne, Radiophysicienne, CHU André Vésale, *Charleroi*

Lectrice

**BIDJA'A BEKONDE** Edgard Cyrille, Radiophysicien, Centre Hospitalier EpiCURA, *Baudour*

Lecteur

**HOEBEKE** Maryse, Professeur universitaire, *Université de Liège*

Lectrice



## Remerciements

Tout d'abord, je tiens à remercier Luca Pellegrini, radiophysicien du service de radiothérapie du CHU Tivoli. En tant que promoteur de mémoire, il a toujours su être de bon conseil, à l'écoute et très disponible dans mes questionnements ou pour m'aider à solutionner une situation compliquée, même en dehors de ses horaires de travail. Par exemple, lorsque je suis resté seul pour la première fois dans le service durant une soirée, il n'a pas hésité à répondre au téléphone pour m'aider à régler un souci lié à l'accélérateur linéaire. De plus, je souhaite remercier Valérie Jarbinet, co-promotrice de ce mémoire, radiophysicienne et responsable du département de radiophysique du CHU Tivoli, pour son accueil chaleureux au sein de l'équipe et sa grande pédagogie. J'ai toujours eu la bonne impression qu'elle appréciait répondre à mes questions, en ajoutant très souvent un aspect clinique qui m'a constamment poussé à garder un avis critique dans mon travail. Ils ont toujours su me rassurer et m'aider à trouver des solutions, même quand les résultats n'étaient pas ceux escomptés. Finalement, je les remercie pour la confiance qu'ils m'ont très rapidement accordée et la considération qu'ils ont eu à mon égard.

Mais encore, j'adresse un grand merci à ma conjointe, mes parents et mon entourage en général, pour leurs conseils et leur soutien moral durant toutes mes années universitaires et spécifiquement pendant cette période de mémoire. Plus particulièrement, je remercie mon papa pour sa grande aide à la conception et la construction du fantôme anthropomorphe.

Je remercie également Marie Thérèse Hoornaert, Anne Monseux, Maryse Hoebeke et Edgard Cyrille Bidja'a Bekonde d'avoir accepté de faire partie du comité de lecture de ce mémoire.

Je profite de cette opportunité aussi pour remercier le département de radiophysique du CHU André Vésale d'avoir accepté de nous dépanner des quelques films radiochromiques EBT3, utiles pour les analyses effectuées dans ce travail.

Enfin, je voudrais remercier la radiophysicienne Vanessa Deshayes mais aussi tous les médecins et infirmiers du centre d'accueil, avec qui j'ai eu de très bons contacts.

# Sommaire

<b>Introduction .....</b>	<b>1</b>
<b>Chapitre I : Contexte historique et notions .....</b>	<b>2</b>
<b>I.1. Radiothérapie stéréotaxique .....</b>	<b>3</b>
<u>I.1.1. Historique .....</u>	<u>3</u>
<u>I.1.2. Radiothérapie en conditions stéréotaxiques extra-crâniennes (SBRT) .....</u>	<u>6</u>
I.1.2.1. Positionnement du patient .....	6
I.1.2.2. Définition des volumes cibles .....	6
I.1.2.3. Incertitudes liées à la respiration .....	7
I.1.2.4. Prise en compte du mouvement respiratoire .....	8
<i>I.1.2.4.1. Quantification.....</i>	<i>8</i>
<i>I.1.2.4.2. Intégration .....</i>	<i>9</i>
<i>I.1.2.4.3. Régularisation .....</i>	<i>12</i>
I.1.2.5. Densité pulmonaire : complications .....	12
<b>I.2. Dosimétrie des petits champs .....</b>	<b>15</b>
<u>I.2.1. Généralités .....</u>	<u>15</u>
I.2.1.1. Qu'est-ce qu'un « petit » champ ? .....	15
I.2.1.2. Durcissement du faisceau.....	21
I.2.1.3. Indice de qualité pour les petits champs .....	22
I.2.1.4. Validité de la théorie des cavités de Bragg-Gray .....	23
<b>I.3. Présentation des algorithmes de calcul de dose.....</b>	<b>25</b>
<u>I.3.1. Récapitulatif historique des algorithmes de calcul de dose .....</u>	<u>25</u>
<u>I.3.2. Principe de l'algorithme AAA.....</u>	<u>27</u>
<b>Chapitre II : Acquisition des données - Matériel et méthodes.....</b>	<b>30</b>
<b>II.1. Matériel .....</b>	<b>31</b>
<u>II.1.1. Clinac EX21 .....</u>	<u>31</u>
<u>II.1.2. Cuve à eau .....</u>	<u>31</u>
<u>II.1.3. Détecteurs .....</u>	<u>32</u>
II.1.3.1. Champs conventionnels .....	32
<i>II.1.3.1.1. Chambres d'ionisation.....</i>	<i>32</i>
II.1.3.2. Petits champs .....	33
<i>II.1.3.2.1. Diodes silicium.....</i>	<i>35</i>
<i>II.1.3.2.2. Détecteur à diamant.....</i>	<i>37</i>
<i>II.1.3.2.3. Chambre d'ionisation PinPoint .....</i>	<i>38</i>
<i>II.1.3.2.4. Films radiochromiques .....</i>	<i>39</i>

<b>II.2. Méthodes .....</b>	<b>42</b>
<u>II.2.1. Positionnement du détecteur .....</u>	<u>42</u>
II.2.1.1. Orientation du détecteur par rapport à l'axe central du faisceau .....	42
II.2.1.2. Positionnement du point de référence.....	42
II.2.1.3. Alignement du détecteur par rapport à l'axe central du faisceau.....	43
<u>II.2.2. Calibration des films radiochromiques <i>GafChromic</i> EBT3 .....</u>	<u>46</u>
<u>II.2.3. Facteur d'ouverture du collimateur .....</u>	<u>48</u>
<u>II.2.4. Profils latéraux des faisceaux .....</u>	<u>53</u>
II.2.4.1. Généralités .....	53
II.2.4.2. Manipulations avec les détecteurs solides et la chambre PinPoint 3D .....	54
II.2.4.3. Manipulations avec les films radiochromiques .....	56
<u>II.2.5. Rendements en profondeur.....</u>	<u>59</u>
II.2.5.1. Généralités .....	59
II.2.5.2. Manipulations avec les détecteurs solides et la chambre PinPoint 3D .....	60
<u>II.2.6. Limitation .....</u>	<u>60</u>
<u>II.2.7. Tableau récapitulatif des manipulations.....</u>	<u>61</u>

## **Chapitre III : Présentation, discussion et implémentation des résultats** ..... **62**

<b>III.1. Facteur d'ouverture du collimateur.....</b>	<b>63</b>
<b>III.2. Profils latéraux des faisceaux.....</b>	<b>65</b>
<b>III.3. Rendements en profondeur .....</b>	<b>72</b>
<b>III.4. Implémentation et validation des données dans Eclipse .....</b>	<b>75</b>
III.4.1. Choix du détecteur .....	75
III.4.2. Configuration du faisceau pour l'algorithme AAA .....	75
III.4.3. Validation du faisceau pour l'algorithme AAA.....	76

## **Chapitre IV : Assurance qualité.....80**

<b>IV.1. Matériel.....</b>	<b>81</b>
IV.1.1. Imageur portal aS500.....	81
IV.1.2. OCTAVIUS 4D .....	83
IV.1.3. Construction d'un fantôme thoracique anthropomorphique.....	85
<b>IV.2. Analyse <math>\gamma</math>.....</b>	<b>90</b>
<b>IV.3. Vérification d'une planification simple.....</b>	<b>91</b>
IV.3.1. Facteur d'ouverture du collimateur.....	91
IV.3.2. Profils latéraux de dose.....	92

IV.3.3. Rendements en profondeur .....	93
<b>IV.4. Vérification d'un plan de traitement stéréotaxique .....</b>	<b>94</b>
IV.4.1. Imageur portal.....	95
IV.4.2. OCTAVIUS 4D .....	97
IV.4.3. Fantôme thoracique anthropomorphique maison .....	100
<b>Chapitre V : Perspectives futures.....</b>	<b>103</b>
<b>V.1. Algorithme .....</b>	<b>104</b>
V.1.1. Acuros XB.....	104
V.1.2. Comparaison AAA et AXB .....	105
<b>V.2. Vérifications .....</b>	<b>106</b>
<b>Conclusion .....</b>	<b>107</b>
<b>Chapitre VI : Annexes .....</b>	<b>109</b>
<b>VI.1. Facteur d'ouverture du collimateur .....</b>	<b>110</b>

# Table des figures

Figure 1 - Cadre stéréotaxique développé par Lars Leksell. ....	4
Figure 2 - Lars Leksell avec le premier Gamma Knife (1968).....	4
Figure 3 - Photographie de l'originale « Chaise Betti », à Bueno Aires. ....	4
Figure 4 - Représentation schématique des différents volumes cibles. ....	6
Figure 5 - Représentation schématique de l'impact du baseline shift sur la zone d'irradiation. ....	8
Figure 6 - Représentation schématique de l'impact de la variation d'amplitude respiratoire sur la zone d'irradiation. ....	8
Figure 7 - Tri des différentes phases du cycle respiratoire à partir des données du 4D-CT. ....	9
Figure 8 - Photographie du système de compression abdominale proposé par Orfit. ....	10
Figure 9 - Illustration du fonctionnement du système de gating en radiothérapie.....	11
Figure 10 - Représentation de la technique de traitement utilisée par les systèmes CyberKnife. ....	11
Figure 11 - Courbe de conversion utilisée au CHU Tivoli. ....	13
Figure 12 – PDDs mesurés avec des dosimètres (points noirs) et calculés via le TPS Eclipse avec différents algorithmes (la courbe continue noire représente les valeurs obtenues avec MC). Les résultats sont affichés pour un champ de 10 x 10 cm <sup>2</sup> (a), 5 x 5 cm <sup>2</sup> (b), 2 x 2 cm <sup>2</sup> (c) et 1 x 1 cm <sup>2</sup> (d). ....	14
Figure 13 – Comparaisons des DVHs en fonction de l'énergie du faisceau utilisée, pour deux algorithmes différents (MC = Monte-Carlo, CRT = Conformational Radiation Therapy). ....	14
Figure 14 - Schéma représentant l'équilibre électronique latéral en un point P situé sur l'axe du faisceau. En (a), l'équilibre est atteint car $R_f > R_m$ . En (b), l'équilibre n'est pas atteint car $R_f < R_m$ ( $R_m = r_{LCPE}$ ). ....	16
Figure 15 - Évolutions des rapports Dose/KERMA en fonction de la dimension du champs, pour différentes énergies du faisceau. ....	17
Figure 16 - Effet de la diminution de la taille du champ sur la FWHM du profil du faisceau et sur les paramètres du collimateur. Les situations a), b) et c) correspondent à des tailles de champs supérieures, égales et inférieures à la dimension de la source, respectivement. ....	18
Figure 17 - Occlusion partielle du faisceau primaire par le système de collimation lorsque la taille du champ diminue. ....	18
Figure 18 - Un effet de volume est présent lorsque les dimensions du volume sensible du détecteur sont plus grandes que la distance correspondant à une forte variation du champ (A). La figure (B) représente les conséquences de ce phénomène sur un profil de dose d'un faisceau de photons, représenté par une gaussienne. ....	19
Figure 19 - Comparaison entre les PDDs mesurés avec différents détecteurs et un calcul de Monte-Carlo, pour un faisceau de photons de 6 MV dont la taille de champ est de 0.5 x 0.5 cm <sup>2</sup> . ....	20
Figure 20 - Évolution des facteurs d'ouverture en fonction de la taille du champ, pour différents types de détecteurs. ....	20
Figure 21 - Variation des spectres énergétiques des faisceaux de photons en fonction de la taille du champ utilisée. ....	21
Figure 22 - Setup expérimental nécessaire à la détermination de l'indice de qualité. (SCD = DSD). ....	22
Figure 23 - Variation de la théorie des cavités de Bragg-Gray en fonction de la dimension du faisceau. ....	24
Figure 24 - Représentation schématique du point kernel (a) et du pencil kernel (b). ....	26
Figure 25 - Calcul de dose pour les algorithmes basés sur les modèles. ....	27
Figure 26 - Représentation d'un beamlet dans un patient. On peut y distinguer les systèmes de coordonnées relatifs au patient et au beamlet. ....	28
Figure 27 - Photographie du Clinac 2100EX du CHU Tivoli. ....	31
Figure 28 - Photographie du PTW Beamscan. ....	31
Figure 29 - Design d'une chambre d'ionisation de type Farmer. ....	32
Figure 30 - Photographie de la chambre PTW Farmer type 30013. ....	32
Figure 31 - Formation du champ électrique dans la zone de déplétion d'une jonction P-N. Les charges fixes (impuretés ionisées) sont les charges entourées. ....	35
Figure 32 - Rapports entre le pouvoir d'arrêt massique et le coefficient d'absorption massique du silicium et du diamant par rapport à l'eau sur la figure de gauche et de droite, respectivement. ....	36
Figure 33 - Photographie de la diode blindée PTW 60017. ....	37
Figure 34 - Photographie du détecteur PTW microDiamond 60019. ....	38
Figure 35 - Photographie de la chambre PTW PinPoint 3D 31016. ....	38
Figure 36 - Schéma représentant les différents composants d'un film radiochromique EBT3. ....	39
Figure 37 - Représentation de l'erreur d'alignement possible lorsque le champ est petit et que le positionnement est réalisé uniquement à l'aide des lasers. ....	43
Figure 38 - Signal mesuré à l'aide d'une chambre de référence de 0.125 cm <sup>3</sup> pour un champ 4 x 4 cm <sup>2</sup> à 1.5 Gy/min, à 10 cm de profondeur dans de l'eau. La chambre a été placée dans le champ (losanges bleus) et en dehors du champs (carrés roses). Les triangles bleus cyan correspondent au signal mesuré avec un chambre Farmer de 0.6 cm <sup>3</sup> . ....	45
Figure 39 - Photographie des films EBT3 de calibration, après irradiation. ....	47
Figure 40 - Logiciel FilmQAPro™. On peut y voir le scan de l'ensemble des bandelettes (irradiées ou non) ainsi que les courbes de calibration calculées. ....	47

Figure 41 - Schéma expérimental de la mesure des facteurs d'ouverture du collimateur dans l'eau .....	48
Figure 42 - Évolution des facteurs d'ouverture du collimateur en fonction de la taille de champ, pour différents types de détecteurs.....	49
Figure 43 - Géométries utilisées pour la mesure des OF. ....	51
Figure 44 - Exemple typique d'un profil de dose avec les trois régions correspondant aux hautes doses (bleue), faibles doses (vertes) et pénombres (rouges).....	53
Figure 45 - Photographie de la cuve PTW Beamscan. L'axe x et y correspondent aux directions suivant lesquelles les profils sont mesurés.....	53
Figure 46 - Représentation schématique de la disposition des mâchoires X et Y ainsi que des lames du MLC (la mâchoire Y1 n'est pas représentée pour simplifier la visualisation du schéma). ....	54
Figure 47 - Influence de la taille du volume de détection sur la largeur des pénombres mesurées. ....	55
Figure 48 - Orientations des chambres d'ionisation (A) et des détecteurs solides (B) par rapport à l'axe du faisceau, pour la mesure des profils de dose.....	55
Figure 49 - Exemple d'un détecteur correctement centré. ....	56
Figure 50 - Exemple de film radiochromique EBT3 positionné sur 4 plaques de PMMA. ....	57
Figure 51 - Exemple d'un dispositif final pour un film radiochromique EBT3 situé à une profondeur de 298 mm et sur 40 mm de PMMA.....	57
Figure 52 - Exemple d'un rendement en profondeur obtenu pour un faisceau de photons de 6 MV dans un fantôme homogène d'eau.....	59
Figure 53 - Évolution des facteurs d'ouverture du collimateur en fonction de la taille du champ carré équivalent.....	64
Figure 54 - Positionnement d'un détecteur de référence dans le coin d'un champ de 4 cm x 4 cm.....	66
Figure 55 - profils de dose mesurés avec la PTW microDiamond 60019 (2 cm x 2 cm).....	66
Figure 56 - Comparaison des profils de dose selon la direction d'acquisition.....	70
Figure 57 - Comparaison des profils de dose pour un champ de 2 cm x 2 cm avec différents détecteurs, à 15 mm de profondeur. ....	71
Figure 58 - Comparaison des profils de dose pour un champ de 2 cm x 2 cm, à 15 mm de profondeur, entre les détecteurs actifs et un détecteur passif. ....	71
Figure 59 - Rendements en profondeurs obtenus pour un champ de 3 cm x 3 cm, avec les trois détecteurs différents. ..	72
Figure 60 - Comparaison des PDDs mesurés avec le détecteur microDiamond 60019 pour différentes tailles de champ. ....	74
Figure 61 - Comparaison des calculs du TPS avec les mesures pour un champ de 2 cm x 2 cm, à 100 mm de profondeur. ....	76
Figure 62 - Comparaison des calculs du TPS avec les mesures pour un champ de 3 cm x 3 cm, à 100 mm de profondeur. ....	77
Figure 63 - Comparaison des calculs du TPS avec les mesures pour un champ de 4 cm x 4 cm, à 200 mm de profondeur. ....	77
Figure 64 - Comparaison des PDDs entre les calculs du TPS et les mesures, pour des champs de 2 cm x 2 cm (A), 3 cm x 3 cm (B) et 4 cm x 4 cm (C).....	78
Figure 65 - Évolutions avec la profondeur [mm] des différences de dose relative [%] entre les calculs du TPS et les mesures. Les résultats sont illustrés pour des champs de 2 cm x 2 cm (A), 3 cm x 3 cm (B) et 4 cm x 4 cm (C). ..	79
Figure 66 - Coupe transverse d'un EPID au silicium amorphe. ....	82
Figure 67 - Schéma de la surface de détection de l'EPID aS500, son électronique de lecture et ses connectivités avec le système d'acquisition (image de gauche). Sur l'image de droite, couplage d'une photodiode avec un TFT, formant un pixel de la matrice. ....	82
Figure 68 - Photographie de l'OCTAVIUS 4D avec le détecteur 1500 inséré dans la fente du fantôme prévue à cet effet. ....	83
Figure 69 - Photographie de l'inclinomètre fixé à l'accélérateur linéaire. ....	83
Figure 70 - Disposition en damier des chambres d'ionisation plates dans le détecteur 1500. ....	84
Figure 71 - Résultats de l'analyse gamma (3%/3mm) d'une vérification d'un traitement pour un très petit champ.....	84
Figure 72 - Vue de face du fantôme.....	85
Figure 73 - Vue latérale du fantôme. ....	85
Figure 74 - Découpe à la scie sauteuse d'une plaque de polycarbonate revêtue de sa feuille de protection en papier.....	86
Figure 75 - Coupe sagittale passant au centre de la tumeur située au milieu du parenchyme pulmonaire. Les lignes jaunes représentent les films radiochromiques EBT-XD disposés de part et d'autre de la tumeur. ....	87
Figure 76 - Coupe sagittale passant au centre de la tumeur située au bord du parenchyme pulmonaire. Les lignes jaunes représentent les films radiochromiques EBT-XD disposés de part et d'autre de la tumeur. ....	87
Figure 77 - Utilisation d'un touret à meuler pour la construction des demi tumeurs cylindriques. ....	88
Figure 78 - Mesure au pied à coulisse de l'épaisseur d'une demi tumeur. ....	88
Figure 79 - Mesure au pied à coulisse de l'épaisseur des deux demi tumeurs l'une contre l'autre. ....	88
Figure 80 - Vue en 3D du résultat final du fantôme thoracique anthropomorphique maison. ....	89
Figure 81 - Photographie du fantôme thoracique anthropomorphique maison positionné sur la table de traitement. ....	89
Figure 82 - Représentation schématique du concept de l'analyse gamma (DTA = $\Delta r_{MAX}$ ) .....	90

Figure 83 - Comparaison d'un PDD calculé par le TPS et d'un autre mesuré par le PTW microDiamond 60019, pour un champ de 2 cm x 2 cm.....	93
Figure 84 - Visualisation de la balistique de traitement utilisée pour la tumeur située au milieu du parenchyme pulmonaire.....	94
Figure 85 - Visualisation de la balistique de traitement utilisée pour la tumeur située à 2 mm du bord du parenchyme pulmonaire.....	94
Figure 86 - Évaluation de la différence de dose [CU] pour l'arc 1 de la configuration 1. Les points en orange correspondent aux points hors tolérance. ....	96
Figure 87 - Évaluation gamma pour l'arc 1 de la configuration 2. Les points oranges et noirs correspondent aux valeurs hors tolérance. ....	96
Figure 88 - Présentation de la distribution des indices gamma (A) ainsi que des points ayant échoué l'analyse (B), pour la configuration 1. Sur la figure de gauche, l'échelle des indices gamma débute à 0 (vert) et termine à 1.5 (rouge). Sur la figure de droite, les points bleus correspondent à des zones froides alors que les points rouges font référence à des zones chaudes. ....	97
Figure 89 - Présentation de la distribution des indices gamma (A) ainsi que des points ayant échoué l'analyse (B), pour la configuration 2. Sur la figure de gauche, l'échelle des indices gamma débute à 0 (vert) et termine à 1.5 (rouge). Sur la figure de droite, les points bleus correspondent à des zones froides alors que les points rouges font référence à des zones chaudes. ....	97
Figure 90 - Rendement en profondeur calculé avec AAA pour un champ de 2 cm x 2 cm passant par la tumeur située au milieu du parenchyme pulmonaire. ....	98
Figure 91 - Rendement en profondeur calculé avec AAA pour un champ de 2 cm x 2 cm passant par la tumeur située au bord du parenchyme pulmonaire. ....	99
Figure 92 - Emplacement des films radiochromiques EBT-XD autour de la tumeur dans le fantôme maison.....	100
Figure 93 - Comparaison d'un profil de dose (A) et des isodoses (B) entre la mesure d'un film EBT-XD et le calcul du TPS, pour le film 4 dans la configuration 1, avec un critère de 3%/3mm. ....	101
Figure 94 - Comparaison d'un profil de dose (A) et des isodoses (B) entre la mesure d'un film EBT-XD et le calcul du TPS, pour le film 2 dans la configuration 2. ....	101
Figure 95 - Rendements en profondeurs mesurés et calculés pour 2 tailles de champs différentes, pour les algorithmes AAA et Acuros XB, pour différentes dimensions de grille de calcul. ....	105
Figure 96 - Différences entre les profils de dose calculés par différents algorithmes et les mesures réalisées avec un film, en VMAT.....	106

## Liste des tableaux

Tableau 1 : Récapitulatif des caractéristiques principales des détecteurs utilisés.....	41
Tableau 2 : Orientations des différents détecteurs pour la mesure de profils latéraux de dose et de facteurs d'ouverture.....	42
Tableau 3 : Facteurs de correction pour les champs établis avec un MLC en fonction du détecteur utilisé....	52
Tableau 4 : Conversion de la profondeur d'eau en épaisseur de plaques de PMMA RW3. ....	57
Tableau 5 : Récapitulatif des mesures. ....	61
Tableau 6 : Moyenne des FOCs en « ouverture » et en « fermeture », pour les champs dont $S_{clin} < 4$ cm, pour tous les détecteurs utilisés.....	63
Tableau 7 : Moyenne des FOCs en « ouverture » et en « fermeture », pour les champs dont $S_{clin} \geq 4$ cm. ....	64
Tableau 8 : Moyennes des valeurs des facteurs d'ouverture du collimateur mesurées avec différents détecteurs. ....	65
Tableau 9 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « inplane » de $2 \times 2$ cm <sup>2</sup> , en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure. ....	67
Tableau 10 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « crossplane » de $2 \times 2$ cm <sup>2</sup> , en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure. ....	67
Tableau 11 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « inplane » de $3 \times 3$ cm <sup>2</sup> , en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure. ....	68
Tableau 12 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « crossplane » de $3 \times 3$ cm <sup>2</sup> , en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure. ....	68
Tableau 13 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « inplane » de $4 \times 4$ cm <sup>2</sup> , en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure. ....	69
Tableau 14 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « crossplane » de $4 \times 4$ cm <sup>2</sup> , en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure. ....	69
Tableau 15 : Analyse des PDD pour les champs de $2 \times 2$ cm <sup>2</sup> , pour différents détecteurs.....	72
Tableau 16 : Analyse des PDD pour les champs de $3 \times 3$ cm <sup>2</sup> , pour différents détecteurs.....	73
Tableau 17 : Analyse des PDD pour les champs de $4 \times 4$ cm <sup>2</sup> , pour différents détecteurs.....	73
Tableau 18 : Exemples de différences par rapport à l'axe central entre les calculs du TPS et les mesures.....	77
Tableau 19 : Comparaison des FOCs calculés par le TPS avec ceux mesurés par le détecteur à diamant. ....	91
Tableau 20 : Résultats de la comparaison entre les profils calculés par Eclipse et mesurés avec les films EBT3.....	92
Tableau 21 : Résultats de la comparaison entre les PDDs calculés par Eclipse et mesurés par le détecteur à diamant.....	93
Tableau 22 : Résultats des analyses gamma pour la vérification avec l'EPID, dans la configuration 1.....	95
Tableau 23 : Résultats des analyses gamma pour la vérification avec l'EPID, dans la configuration 2.....	95
Tableau 24 : Résultats des analyses gamma pour la vérification avec le fantôme maison et les films EBT-XD. ....	101
Tableau 25 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $2 \times 2$ cm <sup>2</sup> .....	110
Tableau 26 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $2 \times 3$ cm <sup>2</sup> .....	110
Tableau 27 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $3 \times 2$ cm <sup>2</sup> .....	111
Tableau 28 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $2 \times 4$ cm <sup>2</sup> .....	111
Tableau 29 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $4 \times 2$ cm <sup>2</sup> .....	111
Tableau 30 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $3 \times 3$ cm <sup>2</sup> .....	112
Tableau 31 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $2 \times 5$ cm <sup>2</sup> .....	112
Tableau 32 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $5 \times 2$ cm <sup>2</sup> .....	112
Tableau 33 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $3 \times 4$ cm <sup>2</sup> .....	113
Tableau 34 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $4 \times 3$ cm <sup>2</sup> .....	113
Tableau 35 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $3 \times 5$ cm <sup>2</sup> .....	113
Tableau 36 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de $5 \times 3$ cm <sup>2</sup> .....	114

## Sigles et acronymes

**AAA** *Anisotropic Analytical Algorithm*  
**AAPM** *American Association of Physicists in Medicine*  
**ASCII** *American Standard Code for Information Interchange* = Code américain normalisé pour l'échange d'information  
**AXB** Acuros XB  
**CBCT** *Cone Beam Computed Tomography* = Tomodensitométrie par faisceau conique  
**CHU** Centre Hospitalier Universitaire  
**CLIN** *Clinical* = Clinique  
**CT** *Computed Tomography* = Tomodensitométrie  
**CTV** *Clinical Target Volume* = Volume cible clinique  
**CVD** *Chemical Vapor Deposition* = Dépôt chimique en phase vapeur  
**DE** Densité Électronique  
**DET** Détecteur  
**DIBH** *Deep Inspiration Breath Hold* = Radiothérapie par inspiration profonde bloquée  
**DSD** Distance Source Détecteur  
**DSP (= SSD)** Distance Source Peau  
**DTA** *Distance To Agreement*  
**DVO** *Dose Volume Optimizer*  
**DVH** *Dose Volume Histogram* = Histogramme Dose Volume  
**EPID** *Electronic Portal Imaging Device* = Système d'imagerie portale électronique  
**FWHM** *Full Width at Half Maximum* = Largeur à mi-hauteur  
**FOC** Facteur d'ouverture du collimateur  
**GTV** *Global Target Volume* = Volume cible tumoral  
**IAEA** *International Atomic Energy Agency* = Agence Internationale de l'Énergie Atomique  
**IC** *Ionisation Chamber* = Chambre d'ionisation  
**ICRU** *International Commission on Radiation Units and Measurements* = Commission internationale des unités et mesures radiologiques  
**IM** *Internal Margin* = Marge interne  
**IMRT** *Intensity Modulated RadioTherapy* = Radiothérapie avec modulation d'intensité  
**INT** *Intermediate* = Intermédiaire  
**IRM** Imagerie par Résonance Magnétique  
**ITV** *Internal Target Volume* = Volume cible interne  
**KERMA** *Kinetic Energy Released per unit MAss* = Énergie cinétique délivrée par unité de masse  
**LBTE** *Linear Boltzmann Transport Equation*  
**LCPE** *Lateral Charged Particle Equilibrium* = Équilibre électronique latéral  
**MIP-CT** *Maximum Intensity Projection CT*  
**MC** Monte Carlo  
**MLC** *Multi-Leaf Collimator* = Collimateur multi-lames  
**MSR** *Machine Specific Reference*  
**OAR** *Organ At Risk* = Organe à risque  
**OBI** *On Board Imaging*  
**OD** *Optical Density* = Densité optique  
**OF** *Output Factor* = Facteur d'ouverture du collimateur

**PBC** *Pencil Beam Convolution*  
**PDD** *Percent Depth Dose* = Rendement en profondeur  
**PGO** *Plan Geometry Optimizer*  
**PMMA** Polyméthacrylate de méthyle  
**PO** *Photon Optimizer*  
**PRO** *Progressive Resolution Optimizer*  
**PTV** *Planning Target Volume* = Volume cible de planification  
**RBD** *Relative Biological Dose* = Dose biologique relative  
**REF** Référence  
**ROI** *Region Of Interest* = Région d'intérêt  
**RX** Rayon X  
**SAD** *Source to Axis Distance* = Distance source axe  
**SBRT** *Stereotactic Body Radiation Therapy* = Radiothérapie stéréotaxique extra-crânienne  
**SD** *Solid Detector* = Détecteur solide  
**SDD** *Source to Detector Distance* = Distance séparant la source du détecteur  
**SM** *Set-up Margin* = Marge de set-up  
**SRS** *Stereotactic RadioSurgery* = Radiochirurgie stéréotaxique  
**SRT (=FSR)** *Stereotactic Radiation Therapy* = Radiothérapie stéréotaxique  
**SSD (=DSP)** *Source to Surface Distance* = Distance source surface (peau)  
**TERMA** *Total Energy Released per unit MAss* = Énergie totale délivrée par unité de masse  
**TIFF** *Tagged Image File Format*  
**TFT** *Thin Film Transistor*  
**TPR** *Tissue Phantom Ratio* = Rapport tissu fantôme  
**TPS** *Treatment Planning System* = Système de planification de traitement  
**TRS** *Technical Report Series*  
**UC** Unité de Calibration  
**UH** Unité Hounsfield  
**UM** Unité Moniteur  
**VMAT** *Volumetric Modulated Arc Therapy* = Irradiation avec modulation d'intensité volumétrique par arc thérapie  
**3D-CRT** *3D-Conformational RadioTherapy* = Radiothérapie conformationnelle 3D  
**4D-CT** *4D-Computed Tomography* = Tomodensitométrie en 4D

## Résumé

La radiothérapie stéréotaxique extra-crânienne (SBRT) est une méthode de radiothérapie externe hautement conformationnelle permettant de traiter des tumeurs avec une grande précision. Les doses dans de telles conditions sont très élevées (ablatives) et délivrées selon un schéma hypo-fractionné. Au CHU Tivoli, cette modalité est employée lors des traitements de tumeurs pulmonaires, la prescription habituelle est de 48 Gy à la cible, en 4 fractions.

Ce mémoire poursuit un double objectif. En premier lieu, le but est d'effectuer les mesures et les vérifications nécessaires afin de pouvoir réaliser des SBRT pulmonaires avec des champs allant de 4 x 4 à 2 x 2 cm<sup>2</sup>. Néanmoins, la dosimétrie des petits faisceaux représente un challenge majeur causé principalement par la perte d'équilibre électronique latéral ainsi qu'un effet de volume. Dès lors, il est important de choisir les bons détecteurs et d'effectuer les manipulations avec une grande précision. De ce fait, le deuxième objectif consiste en la définition de la marche à suivre et des choix facilitant les commissionnements des petits champs sur les futurs accélérateurs linéaires du CHU Tivoli, prévus pour 2021.

Après avoir comparé les profils de dose latéraux, les rendements en profondeur et les facteurs d'ouverture du collimateur pour différents détecteurs spécifiques aux petits champs, nous avons modélisé le faisceau dans le TPS et configuré l'algorithme AAA à partir des données acquises avec la diode E 60017 de la firme *PTW*.

La correspondance entre les calculs du TPS et la dose réellement délivrée par l'accélérateur a tout d'abord été vérifiée en comparant les calculs avec des mesures dans des conditions simples, identiques aux manipulations. Les résultats satisfaisants des analyses gamma ont assuré la bonne configuration de l'algorithme. Ensuite, pour valider l'utilisation clinique des petits faisceaux en VMAT, des plans de traitement stéréotaxique, basés sur une acquisition tomographique d'un fantôme thoracique anthropomorphique maison, ont été vérifiés avec l'imageur portal aS500, l'OCTAVIUS 4D et via une irradiation dudit fantôme.

Les résultats permettent de traiter cliniquement, en VMAT, des tumeurs situées aux centres des poumons par l'utilisation de petits champs. Cependant, lorsqu'une petite tumeur est située au bord du parenchyme pulmonaire, la complexité du plan de traitement combinée avec le matériel et l'algorithme utilisés n'ont pas permis d'atteindre les résultats escomptés. Il serait donc opportun de recommencer certaines vérifications à l'aide des nouveaux accélérateurs TrueBeam et de l'algorithme AcurosXB, en 2021.

## Abstract

The Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) is a highly conformational external beam radiation therapy technique which can treat tumors with an extreme precision. Doses in stereotactic conditions are very high (ablative) and delivered in a hypo-fractionated schedule. At the CHU Tivoli, this method is used to treat pulmonary tumors, normally by delivering 48 Gy to the target, in 4 fractions.

This work pursues a double objective. The first one is to carry out the necessary measurement and verifications to perform pulmonary SBRT with fields sizes from 4 x 4 to 2 x 2 cm<sup>2</sup>. Nevertheless, the dosimetry of small beams represents a major challenge caused mainly by the loss of lateral electronic equilibrium as well as the volume averaging effect. Therefore, it is important to choose the right detectors and to proceed to manipulations with high precision. The second objective consists in defining the procedure to be followed and the choices that will facilitate the commissioning of small fields on the future linear accelerators of CHU Tivoli, scheduled for 2021.

After comparing the lateral dose profiles, percent depth doses and output factors with some small fields specific detectors, we modeled the beam in the TPS and configured the AAA algorithm from the data acquired with the diode E 60017 from the firm *PTW*.

The match between the TPS calculations and the dose delivered by the accelerator was first verified by comparing the latter with measurements under simple conditions, identical to the manipulations. The satisfactory results of the gamma analysis ensure the correct configuration of the algorithm. Then, to validate the clinical use of small beams in VMAT, stereotactic treatment plans, based on a computed tomography acquisition of a homemade antropomorphic thoracic phantom, were verified with the aS500 portal imager, the OCTAVIUS 4D and via irradiation of the phantom.

The results allow to treat clinically tumors located in lungs' center areas in VMAT using small fields. However, if a small tumor is placed at the edge of the lung parenchyma, the complexity of the treatment plan combined with the equipment and algorithm used didn't provide the desired results. Consequently, it would be interesting to repeat some verifications with the new TrueBeam accelerators and the AcurosXB algorithm, in 2021.

## Introduction

Le service de radiothérapie du Centre Hospitalier Universitaire Tivoli, à La Louvière, possède un accélérateur linéaire Clinac 2100 EX de la société *Varian*, équipé d'un Multi Leaf Collimator (MLC) Millennium 120. Cet appareil permet, entre autres, de réaliser des traitements de radiothérapie en conditions stéréotaxiques pour des lésions pulmonaires avec des champs d'une dimension supérieure à  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ . En effet, les données implémentées dans le système de planification de traitements (TPS) *Eclipse* ne comprennent pas celles relatives aux champs de dimensions plus petites. Dès lors, **l'objectif de ce travail était d'effectuer toutes les manipulations ainsi que les vérifications nécessaires afin de pouvoir réaliser des stéréotaxies pulmonaires (SBRT) en clinique, avec des tailles de champ plus petites, comprises entre  $2 \times 2$  et  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ . De plus, deux nouveaux accélérateurs linéaires TrueBeam sont prévus pour 2021. Les résultats de ce travail permettront donc aux physiciens de connaître directement le matériel à utiliser ainsi que les manipulations à réaliser pour les commissionnements des petits champs sur ces nouvelles machines.**

La première étape consiste à prendre les mesures à implémenter dans le TPS, à savoir, des facteurs d'ouverture du collimateur (FOC), des profils de dose ainsi que des rendements en profondeurs (PDD). Néanmoins, certaines précautions sont à prendre en compte lorsque des mesures avec des petits champs doivent être effectuées. En effet, ces derniers présentent des propriétés physiques spécifiques pouvant avoir de lourdes conséquences si la mesure n'est pas correctement réalisée. Ensuite, une fois toutes les données acquises et implémentées dans *Eclipse*, une validation de ces dernières est alors requise pour une utilisation clinique, en vérifiant que le système calcule correctement les doses réellement délivrées au patient. D'une part, les données ont pu être vérifiées en utilisant un fantôme anthropomorphique que j'ai personnellement construit pour ce travail. D'autre part, des plans de traitement VMAT ont été contrôlés à l'aide du système d'imagerie portale (EPID) dont est équipé l'accélérateur linéaire ainsi que de l'appareil OCTAVIUS 4D de la firme *PTW*. En 2017, l'International Atomic Energy Agency (IAEA) et l'American Association of Physicists in Medicine (AAPM) ont formé une équipe de chercheurs ayant publié un formalisme concernant la dosimétrie des petits champs, à savoir le *TRS 483 (1)*, sur lequel se baseront en grande partie nos manipulations.

Dans ce travail, le **chapitre I** est consacré à une description historique de la radiothérapie stéréotaxique ainsi qu'aux complications liées aux traitements des tumeurs localisées dans les régions pulmonaires. Mais encore, les aspects théoriques, les challenges de la dosimétrie des petits champs ainsi que l'algorithme de calcul de dose utilisé dans ce travail y sont présentés. Ensuite, le **chapitre II** expose le matériel et détaille les manipulations réalisées pour obtenir les données désirées. Le **chapitre III** quant à lui illustre les résultats obtenus, accompagnés de leurs analyses et de leur implémentation dans le système de planification de traitement. La construction du fantôme anthropomorphique avec les résultats des différentes vérifications sont détaillés dans le **chapitre IV**. Étant donné que les expériences devaient être effectuées à partir du mois de février 2020, les conséquences causées par la pandémie du Covid-19 ont malheureusement restreints certaines parties du travail. Dès lors, le **chapitre V** est dédié aux projets futurs à réaliser afin de clôturer le travail totalement. Enfin, une conclusion synthétise le travail et les résultats obtenus et le **chapitre VI** présente certaines annexes.

---

# Chapitre I : Contexte historique et notions

<b>I.1. Radiothérapie stéréotaxique .....</b>	<b>3</b>
<u>I.1.1. Historique.....</u>	<u>3</u>
<u>I.1.2. Radiothérapie en conditions stéréotaxiques extra-crâniennes (SBRT) .....</u>	<u>6</u>
I.1.2.1. Positionnement du patient .....	6
I.1.2.2. Définition des volumes cibles .....	6
I.1.2.3. Incertitudes liées à la respiration .....	7
I.1.2.4. Prise en compte du mouvement respiratoire .....	8
<i>I.1.2.4.1. Quantification .....</i>	<i>8</i>
<i>I.1.2.4.2. Intégration .....</i>	<i>9</i>
<i>I.1.2.4.3. Régularisation .....</i>	<i>12</i>
I.1.2.5. Densité pulmonaire : complications .....	12
<b>I.2. Dosimétrie des petits champs .....</b>	<b>15</b>
<u>I.2.1. Généralités .....</u>	<u>15</u>
I.2.1.1. Qu'est-ce qu'un « petit » champ ? .....	15
I.2.1.2. Durcissement du faisceau .....	21
I.2.1.3. Indice de qualité pour les petits champs .....	22
I.2.1.4. Validité de la théorie des cavités de Bragg-Gray .....	23
<b>I.3. Présentation des algorithmes de calcul de dose .....</b>	<b>25</b>
<u>I.3.1. Récapitulatif historique des algorithmes de calcul de dose .....</u>	<u>25</u>
<u>I.3.2. Principe de l'algorithme AAA .....</u>	<u>27</u>

## I.1. Radiothérapie stéréotaxique

### I.1.1. Historique

Littéralement, l'étymologie du mot « stéréotaxie » provient du grec ancien. En effet, *stéreo-* correspond dans ce cas à « tridimensionnel » et *-taxis* à « disposition, arrangement, ordonnancement » (2). Le but des méthodes stéréotaxiques consiste en la localisation très précise d'un point dans le cerveau, en limitant au maximum l'invasion chirurgicale. Ces dernières ont été inventées par Robert Clarke et Victor Horsley et ont été utilisées pour la première fois en 1906, grâce à un appareil pouvant causer des lésions à des localisations précises dans des cerveaux d'animaux de laboratoire (3). Au cours des décennies suivantes, plusieurs groupes de scientifiques ont tenté d'adapter ce concept aux cerveaux humains mais la première réussite n'apparaît qu'après la seconde guerre mondiale, en 1947. Celle-ci est attribuée au groupe d'Ernest Spiegel et Henry Wycis.

À l'époque, les travaux de Spiegel et Wycis ont permis d'augmenter l'intérêt porté par les scientifiques aux appareils dédiés à la stéréotaxie. En effet, par exemple, le neurochirurgien Lars Leksell développe un nouveau cadre de stéréotaxie<sup>1</sup> et l'utilise en 1951 afin de cibler plus précisément des faisceaux de rayonnement étroits (figure 1 (3)). Il introduit alors la *radiochirurgie stéréotaxique (SRS)*, qui connaît un grand succès dès la fin des années 60. Selon le texte écrit par Timothy D. Solberg et al. (3), la priorité était portée sur la recherche en physique, compliquant alors l'accès aux études biologiques et aux traitements des patients. Dès lors, motivée par Leksell, une collaboration naît entre différents départements scientifiques<sup>2</sup> afin de concevoir un appareil de radiochirurgie stéréotaxique pouvant être utilisé dans un hôpital. En 1967, ils créent une machine comprenant 179 sources convergentes de <sup>60</sup>Co réparties autour de la tête du patient, dans un casque hémisphérique, donnant naissance au « Gamma Knife I », installé à l'hôpital Sofiahemmet de Stockholm (figure 2 (4)). Comprenant aussi un système de collimation, il permet d'émettre plusieurs faisceaux gamma à des incidences différentes, donnant la possibilité de délivrer de très hautes doses dans un petit volume du cerveau. L'auteur précise que ce premier prototype a été conçu à la base pour traiter les douleurs et les troubles du mouvement mais il a aussi permis de traiter des tumeurs bénignes et des malformations vasculaires. Étant donné la dégradation des sources de <sup>60</sup>Co, la construction d'un deuxième modèle est entreprise à l'hôpital Karolinska, en 1975. Ce dernier, quant à lui, possède un collimateur circulaire et non rectangulaire. Il vise à traiter des tumeurs cérébrales et des malformations artérioveineuses intracrâniennes également. De nouveaux modèles ont été améliorés et installés à la fin des années 1980, toutes avec 201 sources de <sup>60</sup>Co (5). Depuis 2007, la firme *Elekta* produit le Gamma Knife Perfexion<sup>TM</sup>, constitué de 192 sources disposées de façon conique et divisées en 8 secteurs, pouvant chacun changer le type de collimation indépendamment des autres (3).

<sup>1</sup> Ce cadre utilisait trois coordonnées polaires (profondeur, position antéro-postérieure et angulation), rendant plus simple son utilisation et augmentant le choix du point d'entrée ainsi que la trajectoire de la sonde.

<sup>2</sup> Le département de Biologie Physique de l'Institut Gustaf Werner d'Uppsala, le département de physique des rayonnements de l'Université de Lund et le département de Physique des Rayonnements Cliniques de l'Institut National de Radioprotection, à Stockholm.

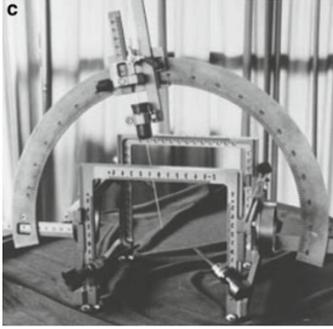


Figure 1 - Cadre stéréotaxique développé par Lars Leksell.



Figure 2 - Lars Leksell avec le premier Gamma Knife (1968).

T. D. Solberg et al. (3) expliquent qu'en 1960, l'apparition de la rotation isocentrique sur  $360^\circ$  des accélérateurs linéaires les ont rendus essentiels en radiothérapie. Cependant, dans les années 1960 et 1970, ces appareils n'étaient pas assez précis pour pouvoir entreprendre des traitements stéréotaxiques. Dès lors, Osvaldo Betti, neurochirurgien à Buenos Aires, ainsi que l'ingénieur Victor Derechinsky, ont modifié un *Varian Clinac 18* afin que le patient soit assis sur une chaise tournante sur laquelle pouvait s'accrocher un cadre stéréotaxique de Talarach, appelée la « chaise Betti » (figure 3 (3)). Le gantry de l'accélérateur, lui, avait la capacité de tourner sur des axes coronaux (non coplanaires) autour de l'isocentre. De ce fait, une radiochirurgie stéréotaxique était alors possible sur un accélérateur linéaire. Le premier patient fut traité avec cette méthode en 1982. Ensuite, de nombreuses améliorations ont été apportées à ces systèmes, notamment pour régler les problèmes mécaniques rencontrés avec les parties mobiles<sup>3</sup>. De plus, les scientifiques d'Harvard ont aussi apporté des nouveautés à propos de la localisation de la cible ou encore la planification du traitement, par exemple.

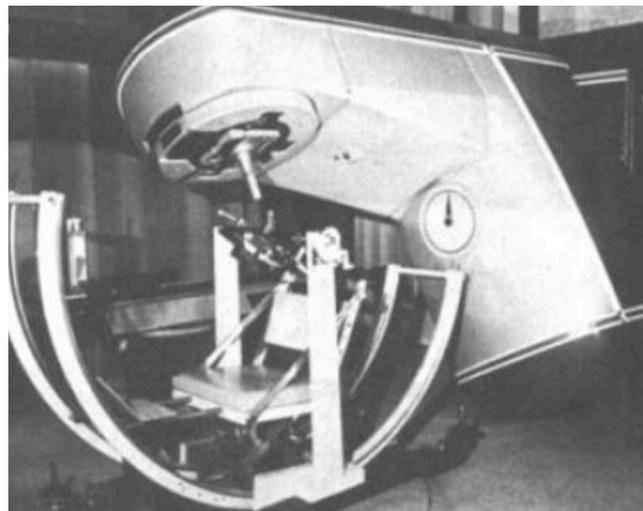


Figure 3 - Photographie de l'originale « Chaise Betti », à Buenos Aires.

<sup>3</sup> Précisions des mouvements du gantry ou de la table de l'accélérateur linéaire, par exemple.

Jusqu'au milieu des années 1990, la radiochirurgie sur accélérateur linéaire était réalisée avec des collimateurs circulaires. Ensuite, les évolutions apportées ont permis d'obtenir une meilleure conformation de la cible grâce aux collimateurs multi-lames (MLC). De nos jours, l'arthérapie permet d'irradier avec un ou plusieurs arcs autour du patient, en modulant l'intensité des faisceaux délivrée grâce à une utilisation dynamique du MLC. La tumeur est donc irradiée plus conformément avec une précision plus élevée, tout en apportant moins de toxicité aux tissus sains. Cette technique est appelée Volumetric Modulated ArcTherapy (VMAT) et est utilisée au CHU Tivoli.

Des accélérateurs linéaires spécifiques aux traitements stéréotaxiques ont aussi été développés. C'est le cas du CyberKnife, mis au point en 1989 par le professeur de neurochirurgie et de radiothérapie à Stanford, John R. Adler (3). Cet appareil est constitué d'un bras robotique avec 6 degrés de liberté sur lequel se trouve un accélérateur linéaire capable de délivrer un faisceau de photons d'une énergie de 6 MV. La collimation des faisceaux est réalisée par des cônes dont le diamètre peut varier de 0.5 à 60 mm. Spécialisé pour les traitements des tumeurs de la tête, du cou et de la partie supérieure de la colonne vertébrale, cet appareil ne requiert plus l'utilisation d'un cadre stéréotaxique invasif mais uniquement d'un masque. Pour les tumeurs localisées dans des régions extra-crâniennes, plus susceptibles de se mouvoir, un système d'imagerie de basse énergie embarquée permet de suivre et de corriger « en temps réel »<sup>4</sup> leurs déplacements ainsi que les mouvements du patient tout au long du traitement, avec une très haute précision.

De nos jours, après plus de 50 ans d'évolution et d'expérience, la radiochirurgie est préférable pour traiter la plupart des tumeurs inaccessibles à la chirurgie. L'apparition des cadres amovibles a permis d'apporter l'avantage que possédait la radiothérapie conventionnelle à la radiochirurgie stéréotaxique, à savoir un fractionnement journalier de la dose à prescrire, on appelle cela la *radiothérapie stéréotaxique fractionnée (FSR ou SRT)*.

---

<sup>4</sup> Ce n'est pas vraiment en temps réel. Le mouvement de la tumeur est connu via le cycle respiratoire et donc il est possible de prévoir les déplacements.

### I.1.2. Radiothérapie en conditions stéréotaxiques extra-crâniennes (SBRT)

La SBRT naît, d'une part, grâce à l'expérience accumulée avec les traitements stéréotaxiques intracrâniens et d'autre part, grâce aux évolutions des techniques de radiothérapie. D'autres cibles que le cerveau sont alors traitées, notamment le foie et les poumons. En effet, à l'Institut Karolinska en Suède, Lax et Bromgran commencent à irradier des tumeurs au foie et aux poumons, en 1991 (6). À la fin des années 1990, les SBRT ont été introduites dans divers centres d'Europe, du Japon et des États-Unis. Dans le cadre de ce travail, nous allons nous concentrer essentiellement sur les traitements de lésions pulmonaires car c'est la seule région traitée avec cette méthode dans le centre hospitalier où le mémoire a été réalisé.

#### I.1.2.1. Positionnement du patient

Les doses en conditions stéréotaxiques sont délivrées selon un schéma hypo-fractionné (en un maximum de cinq fractions). Dès lors, il est nécessaire d'être très précis dans le positionnement du patient. Pour ce faire, au CHU Tivoli, des systèmes de contention de la marque Orfit sont utilisés. De plus, une imagerie CBCT est réalisée avant chaque traitement à l'aide du système d'imagerie embarquée OBI (On Board Imaging, *Varian*). Ceci permet d'affiner le repositionnement en comparant l'image CBCT au scanner de dosimétrie.

#### I.1.2.2. Définition des volumes cibles

Les rapports ICRU 50, 62 et 83 définissent la nomenclature des volumes cibles en fonction des différents paramètres. Une représentation schématique peut être illustrée par la figure suivante (7) :

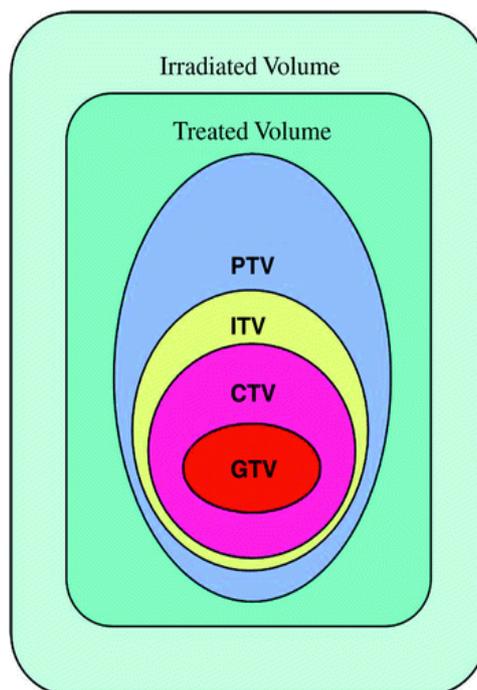


Figure 4 - Représentation schématique des différents volumes cibles.

- Gross Tumor Volume (GTV) : volume tumoral macroscopique, visualisable sur l'imagerie (scanner ou IRM) ;
- Clinical Target Volume (CTV) : volume sur lequel la dose prescrite doit être délivrée, il comprend le GTV ainsi que les extensions microscopiques de la tumeur ;
- Internal Target Volume (ITV) : volume contenant le CTV ainsi qu'une marge (internal margin, IM) supplémentaire afin de tenir compte des mouvements physiologiques ainsi que des changements de la taille et la forme du CTV. Dans le cadre de cette étude, pour les traitements des tumeurs pulmonaires, la respiration du patient est le paramètre le plus important. Dans ce cas, la marge IM consiste à prendre l'union de toutes les positions possibles de la tumeur en fonction des amplitudes du mouvement respiratoire ;
- Planning Target Volume (PTV) : volume obtenu en ajoutant une marge (set-up margin, SM) au CTV afin de prendre en compte les erreurs systématiques et aléatoires<sup>5</sup>. C'est un concept géométrique assurant une délivrance de la dose prescrite au CTV ;
- Treated Volume : volume recevant une dose suffisamment haute pour une guérison locale (isodose 95%) ;
- Irradiated Volume : volume tissulaire, différent des organes à risques (OAR), recevant une dose significative par rapport à la tolérance tissulaire normale (isodose 50%).

### I.1.2.3. Incertitudes liées à la respiration

Il existe de nombreuses incertitudes liées au mouvement respiratoire mais il est important de garder à l'esprit qu'une grande erreur est aussi due à une imprécision du contourage de la tumeur primitive. Il est possible de regrouper les incertitudes qui entrent en compte pour le mouvement respiratoire en trois catégories :

- Baseline shift

La respiration du patient lors du traitement peut être différente de celle qu'il avait lors de la simulation. Dans ce cas, l'écart entre les deux positions moyennes de la tumeur au cours d'un cycle respiratoire, représenté par la figure 5 (8), est appelé le « baseline shift ».

- Changement d'amplitude

Une variation de l'amplitude respiratoire entre la simulation du traitement et les séances de radiothérapie peut avoir un impact négatif sur la distribution de la dose, comme l'illustre la figure 6 (8).

---

<sup>5</sup> Pour rappel, une erreur est « systématique » si elle se produit tous les jours de la même façon comme, par exemple, un décalage dans le positionnement du patient de 2 mm vers la gauche à toutes les séances. Au contraire, une erreur est dite « aléatoire » si elle diffère d'une séance à l'autre. On comprend alors facilement que les incertitudes systématiques et aléatoires sont dues à des erreurs présentes lors de la simulation et lors des fractions, respectivement.

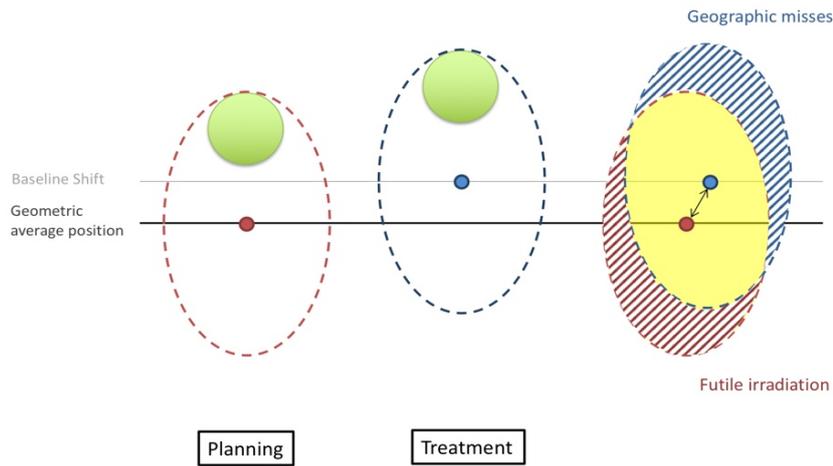


Figure 5 - Représentation schématique de l'impact du baseline shift sur la zone d'irradiation.

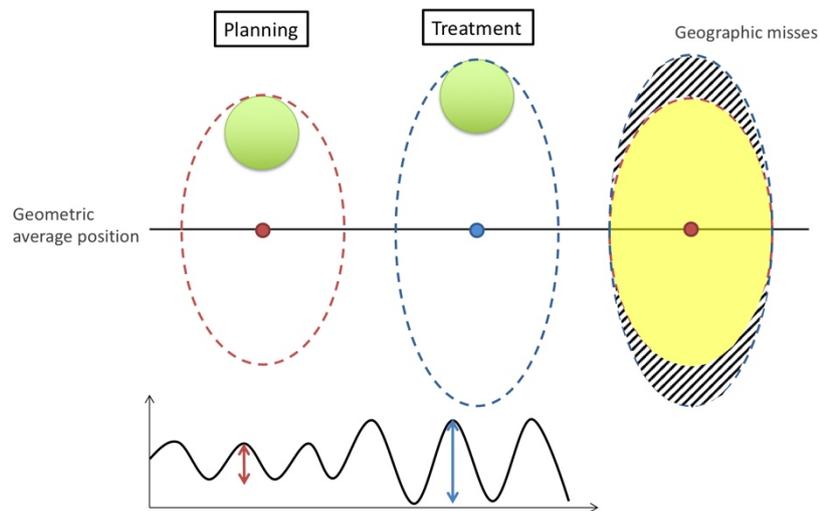


Figure 6 - Représentation schématique de l'impact de la variation d'amplitude respiratoire sur la zone d'irradiation.

- Trajectoire de la tumeur

De même, la tumeur ne se déplace pas toujours en suivant la même trajectoire, impliquant alors aussi une nouvelle incertitude à prendre en compte.

#### I.1.2.4. Prise en compte du mouvement respiratoire

##### I.1.2.4.1. Quantification

Le 4D-CT est un outil permettant de quantifier de façon précise et individuelle le mouvement respiratoire, pourvu que ce dernier reste stable dans le temps. En effet, lors de la planification d'un traitement en SBRT pulmonaire, étant donné les doses importantes délivrées par fraction, il est crucial de connaître la position et la forme de la tumeur au cours du cycle respiratoire. L'acquisition scanner 4D est une technique qui permet de synchroniser l'acquisition des données avec celle d'un signal représentant le mouvement de la tumeur (signal respiratoire dans le cas d'une exploration thoracique). Elle permet donc d'étudier le

déplacement de la tumeur en fonction du cycle respiratoire. La dimension temporelle est ajoutée aux trois dimensions spatiales, ceci expliquant le nom de la méthode. L'acquisition est plus longue que celle d'un scanner classique et elle permet de réaliser un tri des données en fonction des différentes phases du cycle respiratoire, comme le montre la figure 7 (9).

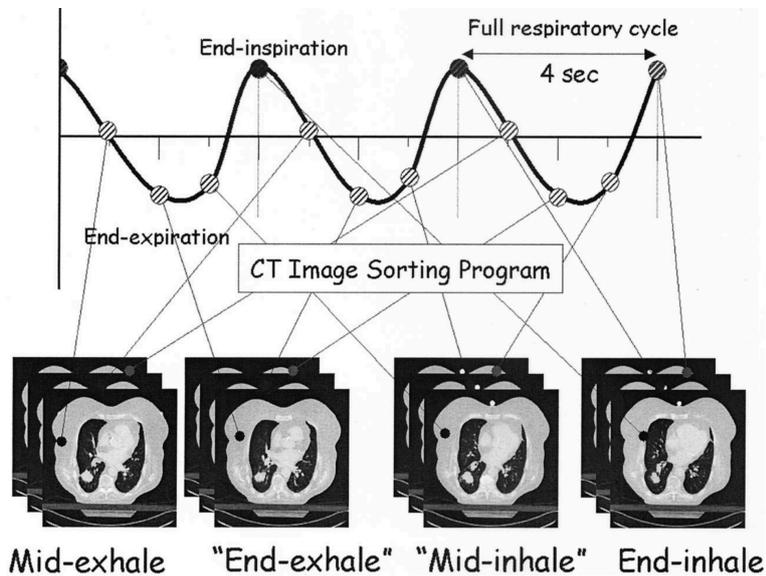


Figure 7 - Tri des différentes phases du cycle respiratoire à partir des données du 4D-CT.

#### 1.1.2.4.2. Intégration

Les incertitudes liées au mouvement respiratoire peuvent être intégrées directement dans la planification du traitement via des concepts de marges. Par exemple, comme le 4D-CT permet de pouvoir connaître toutes les positions de la tumeur au cours d'un cycle respiratoire, il est possible d'établir une marge pour l'ITV présenté précédemment. Pour ce faire, on utilise le Maximum Intensity Projection CT (MIP-CT), en prenant parmi toutes les images acquises, la projection possédant les voxels dont les valeurs d'atténuation sont les plus élevées. Pour l'instant, au CHU Tivoli, le mouvement respiratoire est pris en compte via ce concept. Une technique plus simple consiste à prendre la position moyenne de la tumeur au cours d'un cycle respiratoire. Cette marge, plus petite que celle de l'ITV, est appelée « MidPosition ».

En 1987, une équipe de chercheurs américains a constaté que la réalisation d'un traitement en inspiration profonde au niveau thoracique apportait moins de toxicité à une partie des poumons (10). Ils décident alors de développer des techniques de radiothérapie dont les résultats ne seront plus (ou presque plus) influencés par le mouvement respiratoire, annonçant le début de la *radiothérapie synchronisée à la respiration*. De nos jours, il existe des stratégies de limitation et d'autres de compensation du mouvement respiratoire. La première catégorie a pour but diminuer l'amplitude ces derniers. Dans l'autre groupe, l'objectif est de compenser les effets causés par ces déplacements, en adaptant la façon dont la dose est délivrée à la respiration du patient. Dans les deux cas, diverses techniques sont disponibles sur le marché, présentons quelques-unes d'entre elles à titre d'exemples.

- Inspiration/Expiration bloquée (limitation)

Comme son nom l'indique, cette méthode requiert un maintien de la respiration à l'inspiration ou à l'expiration afin de minimiser au maximum les mouvements de la tumeur. En effet, ces phases du cycle respiratoire correspondent à des mobilités plus faibles de la cible étant donné l'absence d'amplitudes respiratoires. Les patients peuvent être aidés à contrôler leurs respirations via des systèmes audiovisuels.

En ce qui concerne les tumeurs pulmonaires, il a été montré, que la technique Deep Inspiration Breath-Hold (DIBH), dans laquelle le patient est coaché verbalement, permet de réduire la densité pulmonaire mais aussi le mouvement de la tumeur (11). De plus, si la tumeur n'est pas trop proche du cœur, cette technique minimise les doses reçues par ce dernier. En effet, lors d'une grande inspiration, l'augmentation du volume pulmonaire éloigne le cœur de la tumeur. Dès lors, la toxicité au cœur est réduite si l'irradiation se fait durant ces périodes (12).

Contrairement aux autres techniques, celle-ci fait appel à la participation du patient ainsi qu'à sa capacité à réaliser correctement les tâches qui lui sont demandées. Cependant, il n'est pas possible pour un patient tenir une inspiration bloquée trop longtemps, empêchant alors une utilisation de cette technique pour les traitements longs comme les stéréotaxies.

- Compression abdominale (limitation)

Dans les années 1990, à l'hôpital Karolinska de Stockholm, Lax et al. ainsi que Blomgren et al. mettent au point une technique de « respiration forcée superficielle ». Cette technique consiste à positionner une plaque effectuant une pression sur l'abdomen du patient, comme l'illustre la figure 8 (13). Le positionnement de celle-ci est réalisé à l'aide d'un cadre stéréotaxique adapté au patient. Afin que la technique soit reproductible, une imagerie doit être faite quotidiennement et la compression de la plaque est contrôlée par une vis graduée.

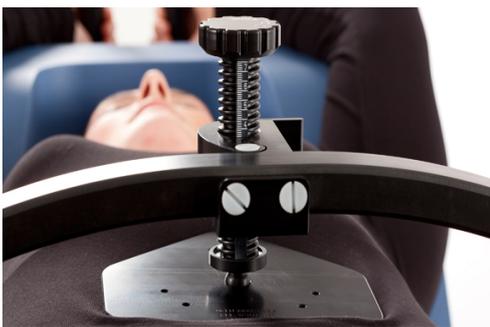


Figure 8 - Photographie du système de compression abdominale proposé par Orfit.

- Gating (compensation)

Cette technique consiste à irradier la tumeur uniquement lorsqu'elle se trouve dans une position précise et donc dans une fenêtre spécifique du cycle respiratoire. Ceci est illustré par la figure 9 (14). Dans ce cas, contrairement au DIBH, le patient peut respirer librement mais il existe aussi des systèmes de gating accompagnés de techniques de monitoring. Néanmoins, le risque que le patient bouge durant l'irradiation est plus grand car le temps de traitement est forcément plus long. De plus, cette méthode requiert évidemment l'utilisation d'un système

permettant d'acquérir la courbe respiratoire et il doit être combiné à un mécanisme de démarrage/arrêt automatique du faisceau lorsque le patient se trouve dans la bonne phase respiratoire.

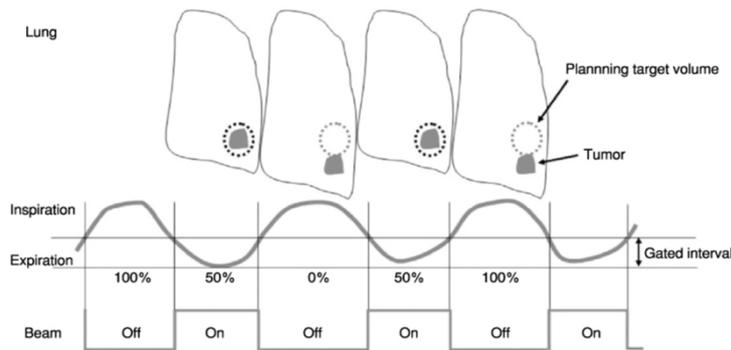


Figure 9 - Illustration du fonctionnement du système de gating en radiothérapie.

Pour ce faire, il est possible de suivre le mouvement respiratoire ainsi que la position de la tumeur soit à l'aide d'un marqueur externe, soit via des repères internes. Ces méthodes sont par exemple celles utilisées pour acquérir le signal respiratoire d'un scanner 4D expliqué au début de cette section. En effet, le marqueur externe peut être une boîte réfléchissante positionnée sur l'abdomen, dont le mouvement est détectable grâce à un système infrarouge. L'autre solution possible est une vérification du positionnement en trois dimensions de la tumeur pendant le déclenchement à l'aide d'un système d'imagerie radiographique et surfacique.

- Tracking (compensation)

Les acquisitions 4D-CT ont permis de connaître la forme tridimensionnelle de la tumeur en « temps réel » ainsi que sa localisation anatomique. Le tracking consiste à « déplacer » dans l'espace les isodoses selon le mouvement de la cible. De nos jours, cela peut être réalisé à partir des systèmes CyberKnife cités plus tôt, pour lesquels la dose est délivrée à un ensemble discret de différentes positions du bras robotisé. Dans la littérature, chacune de ces positions est appelée « nœud » (15) et l'accès peut s'y faire via 16 orientations différentes à chaque fois. Comme l'illustre la figure 10 (15), les nœuds sont distribués sur une partie de la sphère (virtuelle) centrée sur la cible à traiter. Cependant, nous n'allons pas donner davantage de détails sur ces appareils car ils ne font pas partie du matériel disponible dans le centre hospitalier où l'étude a été réalisée.

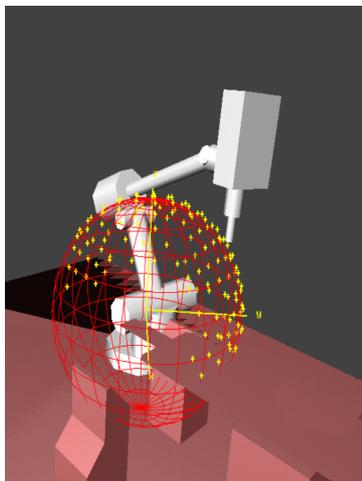


Figure 10 - Représentation de la technique de traitement utilisée par les systèmes CyberKnife.

### I.1.2.4.3. Régularisation

Enfin, clôturons cette section en mentionnant le fait qu'il existe des méthodes de régularisation de la respiration du patient. Un patient respire forcément différemment entre la simulation et le traitement, voire même d'une séance à l'autre. Dans ce cas, l'application d'une marge de sécurité peut être incorrecte si le modèle sur lequel elle se base varie au cours du temps. Le coaching audio-visuel dépend fortement de la compliance du patient. Cependant, ce type de méthode permet d'une part, de diminuer principalement la variabilité de la fréquence respiratoire (partie auditive) et d'une autre, de diminuer l'amplitude de la respiration (partie visuelle) (8). Il est possible d'aller encore plus loin en utilisant un ventilateur permettant de « respirer » à la place du patient. De plus, cet appareil peut accélérer la respiration, ce qui diminue son amplitude et donc, les marges de sécurité à appliquer. Il peut aussi être synchronisé à l'accélérateur linéaire pour faire du gating ou de l'inspiration bloquée, par exemple. Un ventilateur permet notamment une très bonne reproductibilité car la respiration est entreprise par une machine et non plus par l'humain. En effet, dans l'exemple de l'inspiration bloquée, étant donné qu'un même niveau d'air est retenu lors de chaque séance, la reproductibilité est donc améliorée.

### I.1.2.5. Densité pulmonaire : complications

La dose primaire, la dose diffusée ainsi que le nombre d'électrons secondaires produits par un faisceau de photons sont des paramètres variables en fonction de la densité du matériau que le faisceau traverse. Le corps humain est composé de nombreux tissus et cavités et présente donc des variétés de densités : on y distingue l'os dur, les tissus mous et les tissus pulmonaires.

Tout d'abord, en tomographie (scanner CT), le tube RX tourne autour du patient et des projections sont effectuées à différentes orientations. L'intensité du faisceau capable d'atteindre le détecteur permet de déterminer l'atténuation totale sur une ligne droite le séparant de la source. L'image est obtenue à l'aide d'une reconstruction tomographique et la densité de chaque tissu est associée à un certain nombre d'unités Hounsfield (UH), représentant le coefficient d'atténuation du tissu traversé relatif à l'eau, utilisée comme référence <sup>6</sup> :

$$UH = 1000 \cdot \frac{\mu_x - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \quad (1)$$

Avec :

- $\mu_x$  : coefficient d'atténuation linéique [ $\text{cm}^{-1}$ ] du milieu traversé ;
- $\mu_{eau}$  : coefficient d'atténuation linéique [ $\text{cm}^{-1}$ ] de l'eau.

L'échelle des UH possède 2000 valeurs, allant de -1000 à 1000, pour l'air et l'os, respectivement. L'eau étant utilisée comme référence, sa densité Hounsfield est donc nulle.

---

<sup>6</sup> L'eau est utilisée comme référence car c'est le constituant principal du corps humain (70%).

En radiothérapie, le système de planification de traitement se base sur une image CT, représentant une cartographie de l'atténuation des RX dans le patient. Cependant, les calculs du TPS doivent être effectués en tenant compte de l'atténuation des faisceaux de radiothérapie qui possèdent une énergie nettement plus haute que ceux utilisés lors du scanner <sup>7</sup>. Il est possible d'estimer cette atténuation à partir de l'image obtenue. Pour ce faire, il est nécessaire d'établir une courbe de conversion des unités Hounsfield de chaque voxel de l'image CT en une valeur physiquement exploitable, à savoir, la densité électronique du milieu [ $\text{cm}^{-3}$ ]. En effet, la densité électronique est un meilleur estimateur de l'atténuation pour les faisceaux MV par rapport aux faisceaux kV. Cela peut s'expliquer simplement à l'aide des expressions des sections efficaces des effets photoélectrique et Compton <sup>8</sup>, ces derniers étant prépondérants dans les domaines de la radiologie (kV) et de la radiothérapie (MV), respectivement. Par exemple, la figure 11 représente la courbe d'étalonnage UH-DE propre au scanner Siemens Definition AS utilisé au CHU Tivoli.

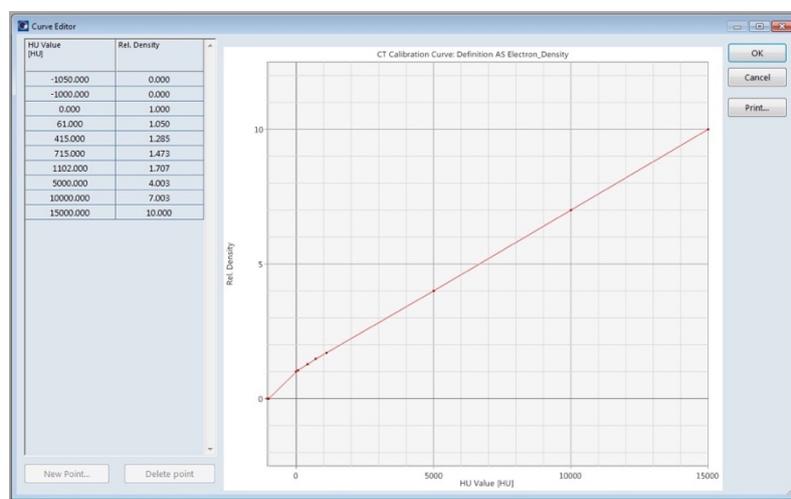


Figure 11 - Courbe de conversion utilisée au CHU Tivoli.

Ensuite, lorsqu'on essaye de modéliser le parcours d'un faisceau de photons à travers des milieux de différentes densités à l'aide du TPS, ce dernier peut rencontrer des difficultés lors des calculs de dose en fonction de l'algorithme utilisé. Nous reviendrons sur cet aspect dans une prochaine section, pour l'instant, intéressons-nous au fait que le passage d'un tel faisceau dans une région pulmonaire implique une diminution de l'atténuation étant donnée la faible densité. Dès lors, sur un rendement en profondeur (PDD), les positions liées aux régions pulmonaires reçoivent un pourcentage plus faible de la dose.

Par exemple, la figure 12 tirée de l'étude menée par L.A.R da Rosa et al. (16) montre des comparaisons entre des mesures de rendements en profondeur et des calculs obtenus avec différents algorithmes. L'illustration présente les résultats pour différentes tailles de champs. En se basant uniquement sur les mesures et les calculs avec Monte-Carlo, on remarque que le phénomène décrit précédemment est d'autant plus important lorsque la taille de champ diminue. Ceci s'explique par la perte d'équilibre électronique plus grande pour les champs de plus petites dimensions. Une version détaillée de cet effet est développée dans la section II.2.1.1., consacrée aux challenges rencontrés dans la dosimétrie des petits champs.

<sup>7</sup> L'énergie des RX en CT vaut en moyenne 100 kV alors que des faisceaux de photons MV sont utilisés en radiothérapie.

<sup>8</sup> La section efficace de l'effet photoélectrique étant proportionnelle au cube du numéro atomique alors que celle de l'effet Compton est pratiquement indépendante du numéro atomique mais proportionnelle à la densité électronique.

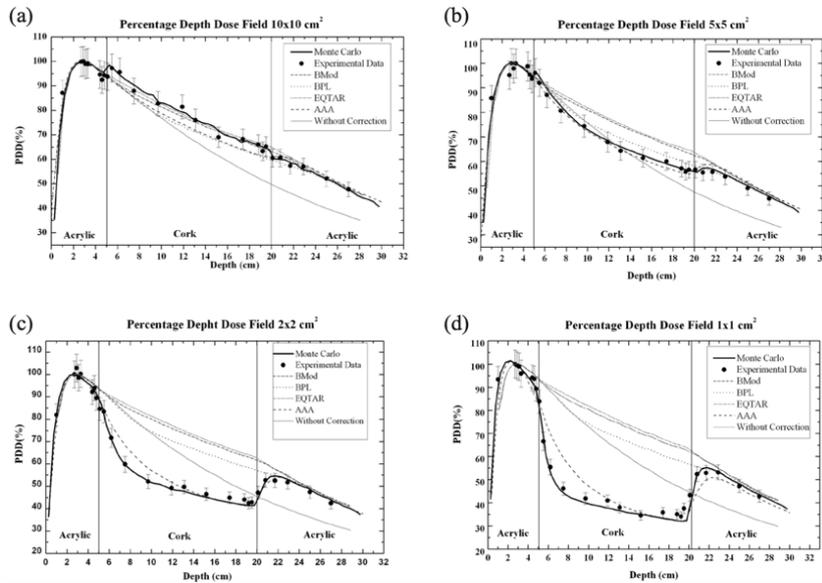


Figure 12 – PDDs mesurés avec des dosimètres (points noirs) et calculés via le TPS Eclipse avec différents algorithmes (la courbe continue noire représente les valeurs obtenues avec MC). Les résultats sont affichés pour un champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  (a),  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  (b),  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  (c) et  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  (d).

Si plusieurs énergies sont disponibles, il est préférable d'utiliser la plus faible d'entre elles lorsqu'on traite une tumeur pulmonaire. En effet, la diffusion latérale des électrons secondaires étant plus importante dans ces régions de faibles densités, la pénombre est donc élargie. Dès lors, la dose délivrée par le faisceau diminue le long des bords du champ et la couverture de la cible (PTV) est détériorée. Le parcours latéral des électrons augmentant avec l'énergie du faisceau de photons (voir II.2.1.1.), l'effet s'accroît davantage lorsque l'énergie est élevée. Par exemple, la figure 13 est tirée d'une étude menée par L. Wang et al. et illustre cette différence entre deux traitements pulmonaires réalisés avec des algorithmes différents, à 6 MV et 15 MV (17). Des comparaisons sont effectuées entre les histogrammes Dose-Volume (DVHs) obtenus pour les deux énergies, d'une part avec un calcul de Monte-Carlo et d'une autre, avec un algorithme de type Pencil Beam, en 3D-CRT. Pour le Monte-Carlo, très connu pour être bien plus précis dans les régions hétérogènes<sup>9</sup>, on observe que la dose  $D_{95}$ , délivrée à 95% du volume cible vaut 92.3% et 87.8% pour 6 MV et 15 MV, respectivement. De plus, le volume  $V_{95}$ , recevant 95% de la dose prescrite, est de 88.1% pour le faisceau de 6 MV et 67.8% pour celui de 15 MV. Ces résultats illustrent bien la meilleure couverture obtenue avec la plus petite des deux énergies.

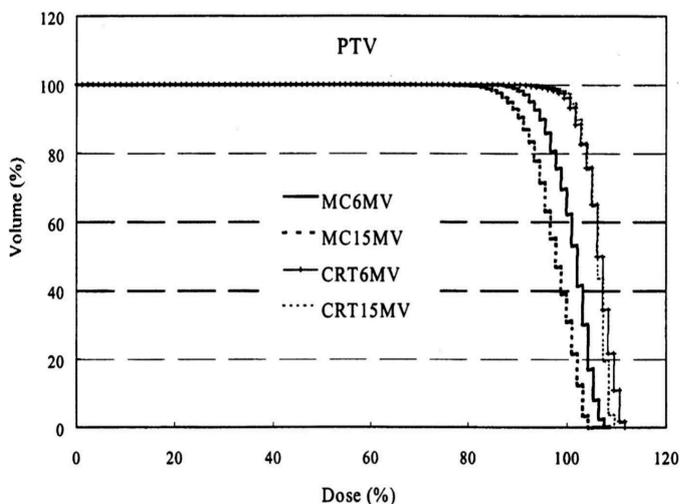


Figure 13 – Comparaisons des DVHs en fonction de l'énergie du faisceau utilisée, pour deux algorithmes différents (MC = Monte-Carlo, CRT = Conformational Radiation Therapy).

<sup>9</sup> Principalement car les algorithmes de type Pencil Beam ne permettent pas de tenir compte des hétérogénéités latéralement.

## I.2. Dosimétrie des petits champs

Les évolutions des équipements utilisés en radiothérapie ainsi que l'apparition des techniques dynamiques ont donné envie aux radiothérapeutes de s'intéresser aux zones tumorales plus petites que celles traitées habituellement. L'avantage apporté par l'utilisation des petits champs d'irradiation est de pouvoir traiter des tumeurs très petites en délivrant la dose à un endroit très précis dans le volume cible et, par la même occasion, de mieux préserver les tissus sains. Cette pratique représente une bonne alternative à la chirurgie, lorsque les patients ne sont pas opérables ou lorsque les effets secondaires de l'intervention chirurgicale sont plus importants que ceux de la radiothérapie, par exemples.

### I.2.1. Généralités

#### I.2.1.1. Qu'est-ce qu'un « petit » champ ?

On peut considérer qu'un champ d'irradiation est « petit » si l'une des trois conditions suivantes est rencontrée (1) :

- Perte d'équilibre électronique latéral sur l'axe du faisceau

Lorsqu'un faisceau de photons interagit avec la matière, une partie de son énergie est communiquée aux électrons secondaires sous forme d'énergie cinétique. Celle-ci est progressivement absorbée par le milieu au cours du ralentissement des électrons.

À l'échelle macroscopique, lorsque l'énergie transportée par les particules chargées entrant dans le volume cible vaut exactement celle transportée par les particules chargées sortant de ce même volume, des conditions d'« équilibre électronique » sont atteintes. Cet équilibre peut être divisé en une composante **longitudinale** et une autre **latérale**.

Dans la direction du faisceau, l'équilibre électronique **longitudinal** est atteint après la région de « build-up », ce qui correspond à la profondeur de pénétration des électrons secondaires dans le milieu.

Toutefois, les électrons peuvent aussi être diffusés latéralement. Dans ce cas, on parle d'équilibre électronique **latéral** lorsque ces diffusions sont compensées sur les bords du volume d'intérêt. Si ceci ne pose pas de problèmes pour les grands champs dans la définition d'équilibre électronique<sup>10</sup>, c'est à dire lorsque la dimension du faisceau ( $r_f$ ) est supérieure au parcours latéral (libre parcours) des électrons secondaires ( $r_{LCPE}$ ), ce type de diffusion peut être problématique dans les petits champs.

---

<sup>10</sup> Nous pouvons toujours supposer que les électrons qui sortent latéralement d'un grand volume sont, en moyenne, remplacés par ceux diffusés latéralement dans les régions adjacentes.

Le TRS 483 (1) définit la quantité  $r_{LCPE}$  via les expressions ci-dessous. La formule (2) montre, comme nous l'avons énoncé précédemment, que le parcours latéral des électrons secondaires est proportionnel à l'indice de qualité du faisceau et donc son énergie.

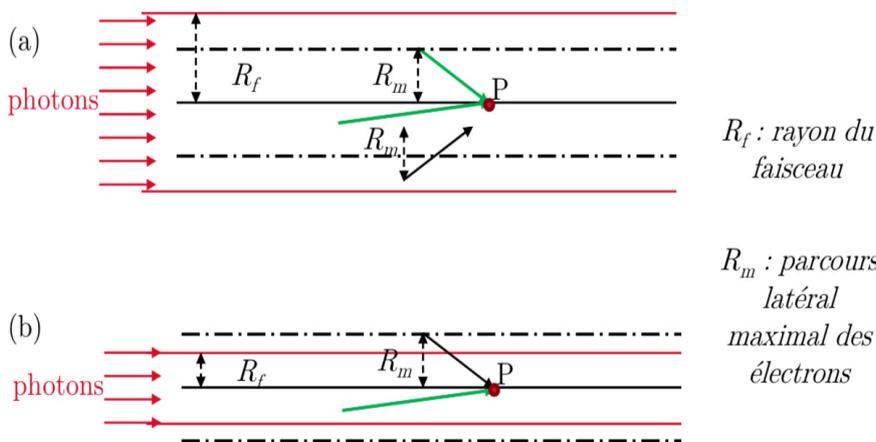
$$r_{LCPE} = 8.369 \times TPR_{20,10}(10) - 4.382 \quad (2)$$

$$r_{LCPE} = 77.97 \times 10^{-3} \times \%dd(10,10)_x - 4.112 \quad (3)$$

Avec :

- $TPR_{20,10}(10)$  : indice de qualité, rapport tissu/fantôme dans l'eau aux profondeurs de 20 et 10 cm, pour un champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  et une DSD de 100 cm ;
- $\%dd(10,10)_x$  : rapport entre la dose à 10 cm de profondeur et celle mesurée au maximum de dose, dans un fantôme d'eau, sans la contribution des électrons de contamination, pour un champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  et une distance de 100 cm entre la source et le fantôme.

En effet, pour les petits champs, on a  $r_f \leq r_{LCPE}$ , comme l'illustre la figure 14 (18). Dans ces cas, des électrons diffusés latéralement pourraient ne pas être remplacés par d'autres diffusés dans des régions adjacentes, impliquant une perte de l'équilibre électronique. En d'autres termes, si la distance au bord du champ est inférieure à la distance de parcours des électrons secondaires, l'équilibre électronique est perdu.



D'un point de vue plus formel, on peut dire que dans ce cas, la dose absorbée diffère du KERMA de collision <sup>11</sup> et donc le rapport entre ces deux grandeurs ne vaut plus 1.

<sup>11</sup> Pour rappel, la dose absorbée représente **toutes** les énergies issues des collisions déposées **dans** la cible, autant celles à l'extérieur que celles à l'intérieur du volume cible. Le KERMA (Kinetic Energy Released per unit MAAss), quant à lui, correspond aux **transferts** d'énergie entre les photons et les électrons du volume cible. Ces énergies peuvent être déposées dans la matière de deux manières différentes. Une grande quantité d'énergie est absorbée via des collisions inélastiques de ces électrons avec ceux du cortège électronique, appelée KERMA de collision. L'énergie restante, appelée KERMA radiatif, est quant à elle perdue via des processus radiatifs. Les deux grandeurs représentent toutes les deux une énergie par unité de masse, s'exprimant en gray [Gy], mais elles ne sont pour autant pas toujours identiques. En effet, le volume cible n'étant pas isolé, il se peut, par exemple, que des particules chargées soient mises en mouvement à l'extérieur du volume et déposent leur énergie à l'intérieur. En reprenant le concept de KERMA défini ci-dessus, on comprend alors que ces échanges sont négligés car seules les énergies **transférées initialement aux électrons du volume** seront prises en compte, peu importe si elles sont absorbées à l'intérieur ou à l'extérieur du volume cible. Au contraire, le bilan global de la dose absorbée dans le volume cible tient compte de **toutes** les énergies déposées **dans** ce dernier, peu importe la localisation du transfert énergétique initial.

La figure 15 (1) présente la valeur de ce rapport pour différentes énergies et tailles de champs. On peut constater que plus l'énergie est élevée, plus la taille du champ pour laquelle le rapport est différent de 1 est importante. Étant donné que les manipulations de ce travail sont liées aux champs de petites dimensions, cette propriété justifie à nouveau notre choix de réaliser nos mesures avec la plus petite énergie disponible sur le Clinac 2100EX, à savoir, 6 MV.

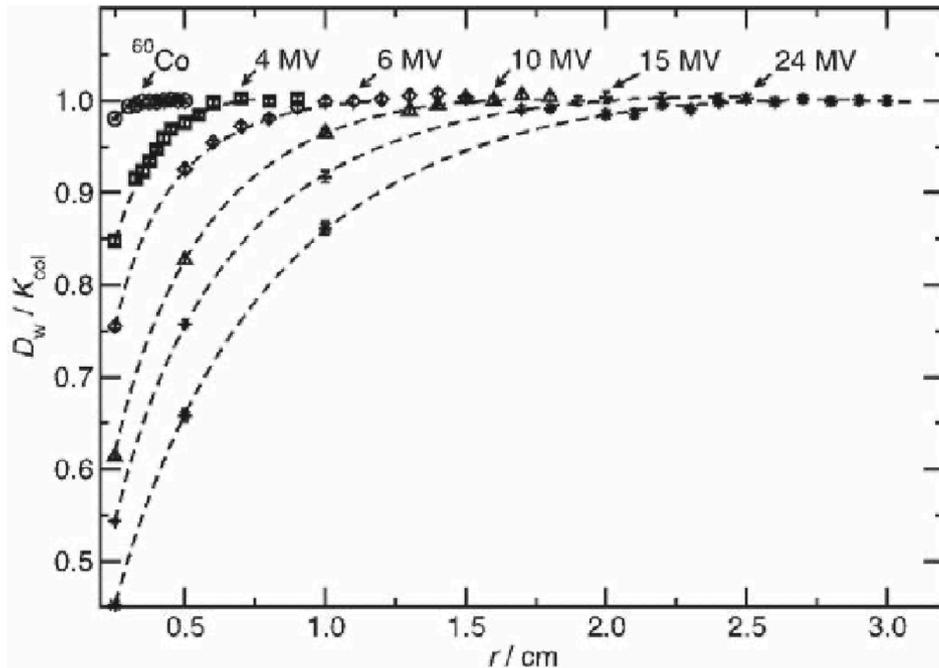


Figure 15 - Évolutions des rapports Dose/KERMA en fonction de la dimension du champs, pour différentes énergies du faisceau.

- Occlusion partielle de la source de photons primaires par le système de collimation sur l'axe du faisceau

Les dimensions d'un champ conventionnel peuvent être définies de deux façons : soit à partir de la largeur à mi-hauteur (Full Width at Half Maximum - FWHM) mesurée sur le profil latéral du faisceau (*taille de champ d'irradiation*), soit à partir des dimensions de la projection de l'ouverture du collimateur dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau (*taille de champ géométrique*). Ces deux quantités sont égales lorsque le champ possède des dimensions supérieures ou égales à celles de la source, comme le montrent les figures 16 (a) et (b) (1).

Dans le cas d'un très petit champ, l'illustration 16 (c) montre que la FWHM du profil représente une dimension du champ plus élevée que celle obtenue en considérant les paramètres du collimateur lorsque ce dernier occulte la source. La figure 17 (1) montre le fait que, par rapport aux champs pour lesquels la source primaire n'est pas cachée, la dose maximum est inférieure au niveau de l'axe. Cet effet augmente lorsque la taille de champ diminue. Ceci induit aussi une modification du spectre des particules ainsi que de la dose absorbée localement, ce qui influe sur la réponse du détecteur. La diminution du signal

implique une réduction du facteur d'ouverture du collimateur ( $\Omega$ , FOC)<sup>12</sup> avec la dimension du champ. Cet effet est d'autant plus grand que l'énergie du faisceau est grande et la densité du matériau à traverser est faible (1).

Il a été montré que l'impact sur la réponse du détecteur dépendait de la FWHM et non des paramètres du collimateur (19). Le TRS 483 (1) recommande alors d'utiliser cette technique pour mesurer les dimensions des petits champs. Toutefois, les plus petits champs mesurés dans ce travail auront une dimension de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  (voir section II.2.6.). Dans ce cas, la source n'est pas occultée car sa dimension est de l'ordre de quelques mm et donc les paramètres du collimateur sont, en principe, égaux à la FWHM du champ mesuré.

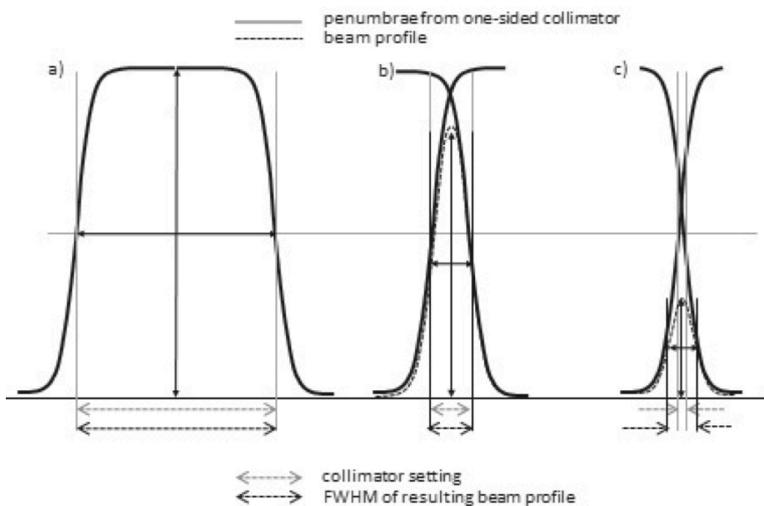


Figure 16 - Effet de la diminution de la taille du champ sur la FWHM du profil du faisceau et sur les paramètres du collimateur. Les situations a), b) et c) correspondent à des tailles de champs supérieures, égales et inférieures à la dimension de la source, respectivement.

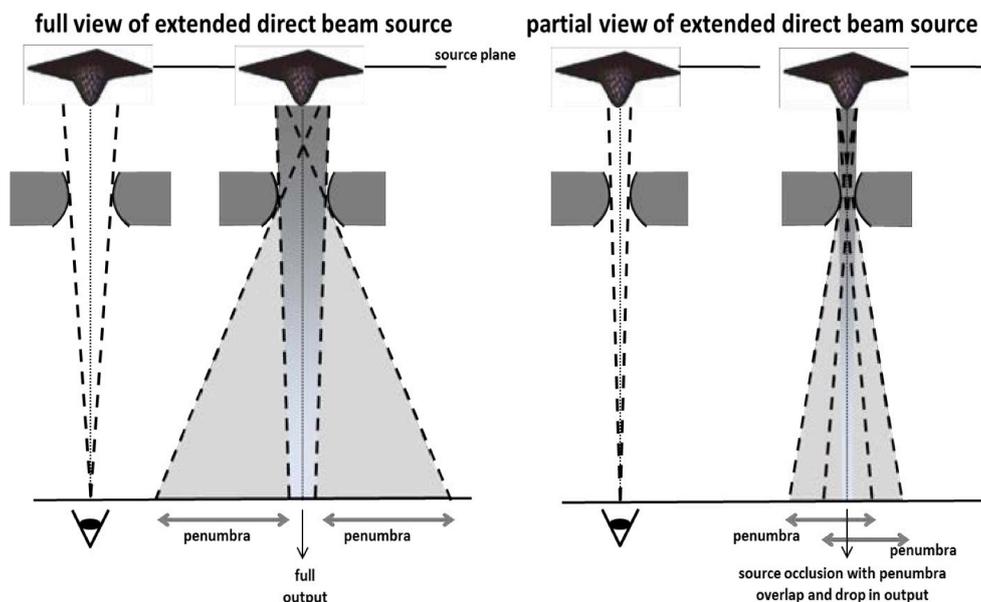


Figure 17 - Occlusion partielle du faisceau primaire par le système de collimation lorsque la taille du champ diminue.

<sup>12</sup> Un facteur d'ouverture du collimateur ( $\Omega$ , FOC) est le rapport entre la dose dans un champ  $A \times A \text{ cm}^2$  et la dose pour le champ de référence ( $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ) à la même SSD et la même profondeur dans l'eau. Une explication plus détaillée se trouve dans la section II.2.3.

- Taille du détecteur supérieure ou égale aux dimensions du faisceau

Le détecteur produit un signal faussé si sa dimension dépasse celle caractérisant une forte variation du champ, comme dans la situation (A) sur la figure 18 (20), par exemple. D'une part, la présence du détecteur perturbe la fluence des particules. D'autre part, tout détecteur effectue une moyenne de la dose absorbée par la partie sensible de son volume de détection. Si la dose varie le long de ce volume (donc dans le cas d'un petit champ), alors le fait d'effectuer une moyenne peut mener à la production d'un signal assez différent de celui qu'aurait fourni un détecteur très petit, au centre de l'aire délimitée par un grand détecteur. On appelle cela « effet de volume ».

Les conséquences de l'effet de volume sur un profil de dose sont illustrées par le graphique (B) de la figure 18. On peut y observer d'une part une sous-estimation de la dose<sup>13</sup> au centre du champ et d'une autre, une augmentation de la pénombre (20).

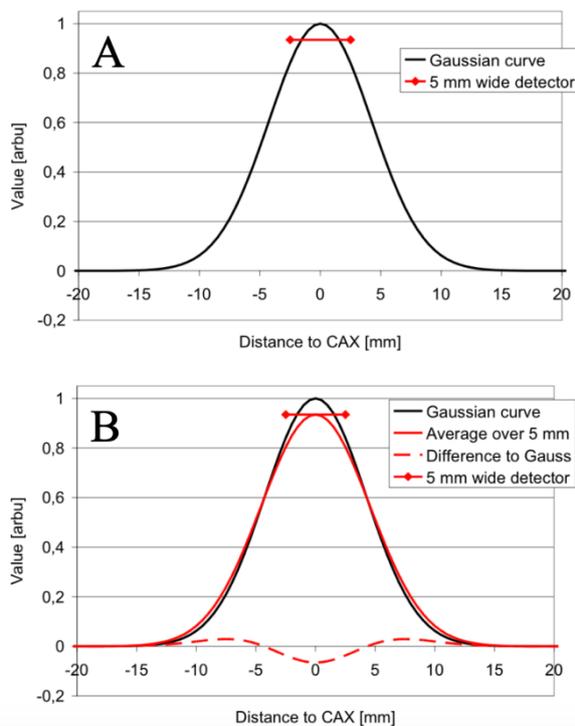


Figure 18 - Un effet de volume est présent lorsque les dimensions du volume sensible du détecteur sont plus grandes que la distance correspondant à une forte variation du champ (A). La figure (B) représente les conséquences de ce phénomène sur un profil de dose d'un faisceau de photons, représenté par une gaussienne.

En ce qui concerne les PDDs, des erreurs sur les mesures dosimétriques sont causées si les manipulations sont réalisées avec des chambres d'ionisation conventionnelles. En effet, le faisceau étant divergent, la proportion du volume sensible irradié varie avec la profondeur. Dès lors, aux petites profondeurs, le volume sensible est beaucoup trop grand par rapport à la taille de champ, impliquant alors une sous-estimation de la mesure de la dose. Si la taille de champ augmente suffisamment avec la profondeur, cet effet peut devenir moins important car la proportion du volume sensible irradié s'accroît aussi. Après une normalisation à la profondeur du maximum de dose, on observe que la fin de la courbe est plus haute, comme l'illustre la figure 19 (18), si on compare les valeurs mesurées avec une chambre d'ionisation avec le calcul de Monte-Carlo.

<sup>13</sup> Notons que cette variation semble petite étant donnée l'échelle utilisée pour la représentation graphique mais elle vaut tout de même 10%, ce qui n'est pas négligeable.

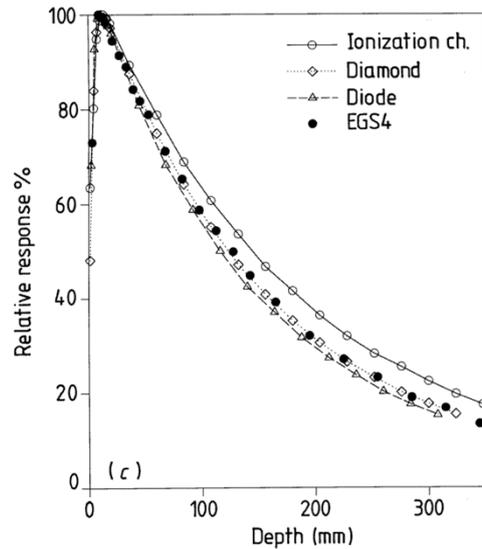


Figure 19 - Comparaison entre les PDDs mesurés avec différents détecteurs et un calcul de Monte-Carlo, pour un faisceau de photons de 6 MV dont la taille de champ est de  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ .

Cet effet impacte aussi les mesures des facteurs d'ouverture. Une étude menée H.F. Godson et al. (21) montre que, peu importe le système de collimation utilisé, les différences entre les facteurs d'ouverture mesurés par différents détecteurs sont bien plus élevées lorsque la taille de champ diminue. En effet, la figure 20 (21) permet de constater ce résultat. Ceci s'explique par les différences présentes entre les tailles des dimensions des volumes sensibles. On remarque que la courbe rose représente le détecteur ayant le plus gros volume de détection, à savoir, la chambre d'ionisation PTW 31010, avec un volume sensible de  $0.125 \text{ cm}^3$ , pour lequel l'effet de volume est plus important.

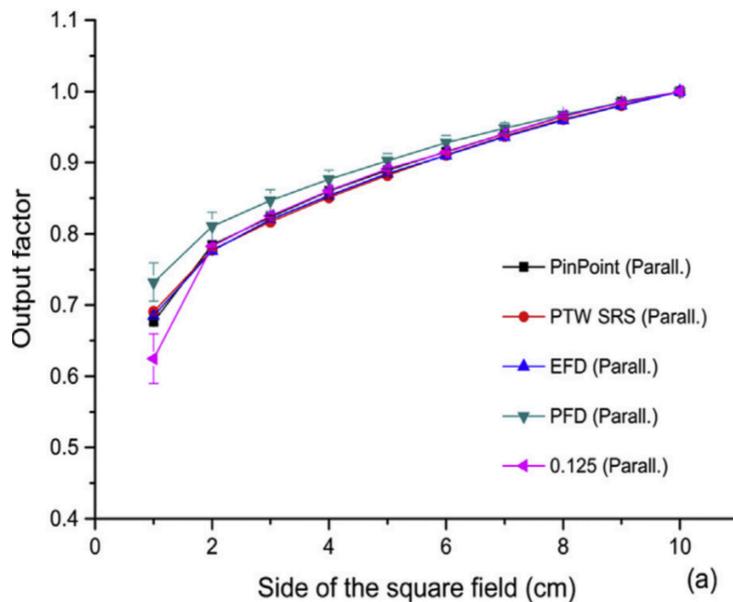


Figure 20 - Évolution des facteurs d'ouverture en fonction de la taille du champ, pour différents types de détecteurs.

Pour éviter ce phénomène, il faut que le bord extérieur du volume sensible se trouve au moins à une distance du bord du champ égale au  $r_{LCPE}$  du milieu de détection considéré. Dès lors, d'après (1), il faut que :

$$FWHM \geq 2 \cdot r_{LCPE} + d \quad (4)$$

Où  $d$  est la taille du détecteur (distance maximale entre deux points des extrémités du volume de détection).

Pratiquement, les détecteurs « conventionnels », à savoir les chambres d'ionisation avec un grand volume sensible employées pour les mesures dans des grands champs, ne peuvent plus être utilisés lorsque la taille du champ est inférieure à  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ . En effet, ceci peut varier d'un auteur à l'autre mais, généralement, un champ est dit « petit » lorsque sa dimension est inférieure à  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  (22–24)<sup>14</sup>.

### I.2.1.2. Durcissement du faisceau

Le durcissement du faisceau est d'autant plus important que la taille du champ est petite. La quantité de rayonnement diffusé atteignant le champ diminue avec sa taille. En d'autres mots, le nombre de photons de basses énergies diffusés par les composants de la tête de l'accélérateur linéaire atteignant le centre d'un petit champ est réduit. En effet, dans la section I.2.1.1., la figure 14 (18) montre que lorsque l'équilibre électronique latéral n'est plus respecté, il manque sur l'axe du faisceau les électrons ayant parcouru une distance proche du parcours maximal, donc ceux de plus faibles énergies. De ce fait, comme l'illustre la figure 21 (25) ci-dessous, l'énergie moyenne des photons augmente lorsque les dimensions du champ diminuent, on dit alors que le faisceau « se durcit ».

Cependant, les simulations de Monte-Carlo montrent que cet effet ne modifie pas grandement le spectre des particules chargées produites dans l'eau (1). Par conséquent, le rapport du pouvoir d'arrêt entre l'eau et l'air n'est pas réellement dépendant de la taille de champ et de la profondeur. En effet, une différence de seulement 0.3% est observée lorsqu'on diminue les tailles de champs carrés de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  à  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ , à une profondeur de 10 cm, pour une énergie de 6 MV (25).

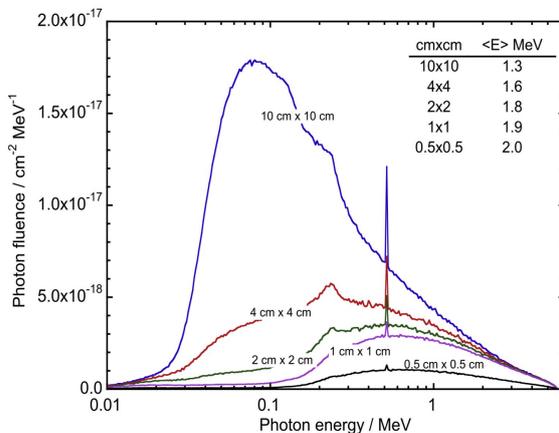


Figure 21 - Variation des spectres énergétiques des faisceaux de photons en fonction de la taille du champ utilisée.

<sup>14</sup> Cette définition est davantage basée sur la limite des mesures réalisables avec un détecteur traditionnel plutôt que la perte d'équilibre électronique.

### I.2.1.3. Indice de qualité pour les petits champs

Rappelons tout d'abord que la qualité d'un faisceau de photons représente physiquement son spectre énergétique. Sa valeur peut être donnée par l'indice de qualité  $TPR_{20,10}$  défini comme étant le rapport entre la dose absorbée à 20 cm et à 10 cm de profondeur, dans l'eau, pour un champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  et un détecteur positionné à l'isocentre, soit à 100 cm de la source (conditions de référence, représentées par la figure 22 (1)).

Comme il vient d'être expliqué, le rapport des pouvoirs d'arrêt entre l'eau et l'air est très peu influencé par la taille du champ. Dès lors, selon le *TRS 483*, l'indice de qualité correspondant à un faisceau large peut donc être aussi utilisé pour toutes les plus petites tailles de champ (1).

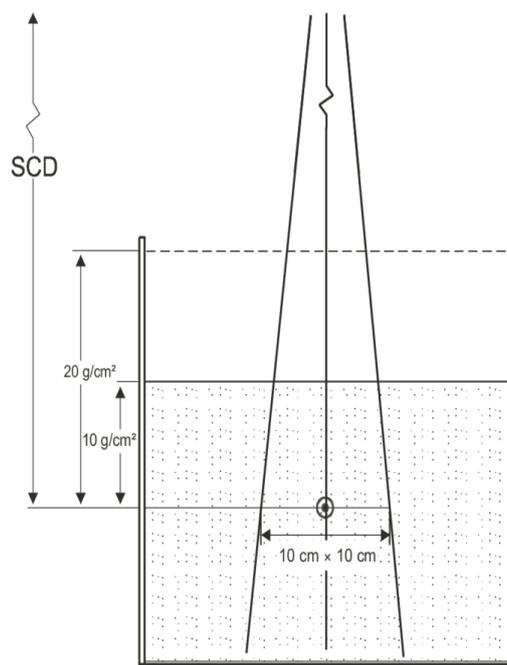


Figure 22 - Setup expérimental nécessaire à la détermination de l'indice de qualité. (SCD = DSD).

#### I.2.1.4. Validité de la théorie des cavités de Bragg-Gray

Lorsqu'on effectue une mesure avec un détecteur placé dans l'eau à la profondeur de référence  $z_{ref}$ , la dose absorbée dans l'eau  $D_{w,Q}(z_{ref})$  en absence de détecteur est obtenue via la théorie des cavités. En effet, la dose absorbée dans le détecteur  $D_{air,Q}(z_{ref})$  en un point  $P$  est corrigée par un facteur de conversion de la théorie des cavités  $f_Q$ , pour un faisceau d'indice de qualité  $Q$ . L'expression de ce facteur varie en fonction des différentes théories proposées, nous allons nous concentrer sur la première d'entre elles, celle de Bragg-Gray.

Pour que la théorie des cavités de Bragg-Gray soit applicable, il faut que :

- La dimension de la cavité soit suffisamment petite par rapport au parcours des particules chargées (équilibre électronique). Dans ce cas, la fluence énergétique des particules chargées n'est pas modifiée lors du passage de l'eau à l'air présent dans le volume sensible du détecteur :  $\Phi_E^{det} = \Phi_E^m$  ( $m = \text{milieu}$ ) ;
- La dose absorbée dans la cavité soit seulement due aux particules chargées la traversant (26) ;
- Le rapport des pouvoirs d'arrêt massiques dans le milieu et dans le gaz de la cavité soit indépendant de l'énergie.

Toutefois, le détecteur idéal n'existe pas. Dans la réalité, comme l'illustre la figure 23 tirée de (25), la dose mesurée  $D_{air,Q}(z_{ref})$  est corrigée afin de prendre en compte les variations de la fluence des particules causées par les composants de la chambre dans un milieu homogène, comme les parois ou les électrodes par exemple. L'expression est donnée par (25) :

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = D_{air,Q}(z_{ref}) \cdot s_{w,air} \cdot p_{ch,Q} \quad (5)$$

Avec :

- $p_{ch,Q}$  : facteur de correction global, égal au produit des petits facteurs de corrections indépendants  $p_{ch_i}$ <sup>15</sup> prenant en compte l'influence des différents composants de la chambre pour le faisceau d'indice de qualité  $Q$  ;
- $s_{w,air}$  : rapport des pouvoirs d'arrêt massiques moyens.

Contrairement aux faisceaux larges, pour lesquels le facteur de correction global  $p_{ch,Q}$  est généralement inférieur à 2%, pour les petits champs ( $\Phi_E^{det} \neq \Phi_E^m$ ), la perte d'équilibre électronique implique que les valeurs de  $p_{ch,Q}$  peuvent atteindre 10% (25). Ces éléments sont les causes de ce qui est appelé le « breakdown » de la théorie des cavités de Bragg-Gray. Étant donné que (5) n'est plus valable pour les petits champs, le TRS 483 (1) recommande d'utiliser des simulations de Monte Carlo pour calculer le nouveau facteur de conversion global (25), noté  $F_{det,Q}$ , dont l'expression est donnée par :

$$F_{det,Q} = \frac{D_{m,Q}(P)}{\bar{D}_{det,Q}} \quad (6)$$

<sup>15</sup> On retrouve par exemple des facteurs de perturbation pour l'effet de volume partiel  $p_{vol}$  ou encore pour des mauvais positionnements  $p_{dis}$  ( $dis = \ll \text{displacement} \gg$ ).

Avec :

- $D_{m,Q}(P)$  : dose absorbée dans le milieu au point P ;
- $\bar{D}_{det,Q}$  : dose absorbée moyenne calculée à l'intérieur du détecteur.

Beam type	Beam-detector configuration	Fluence in det & med	Bragg-Gray applicability
(a) Broad/large		$\Phi_{det} = \Phi_{med}$	Ideal detector ( $\equiv$ B-G), TCPE $D_{med,Q}(P) = D_{det,Q}(P) s_{med,det}$
(b) Broad/large		$\Phi_{det} \approx \Phi_{med}$	Real detector ( $\approx$ B-G), TCPE $D_{med,Q}(P) = \bar{D}_{det,Q} s_{med,det} \prod p_i$ small, approx. independent perturbations => corrected by $p_i$
(c) Narrow/small		$\Phi_{det} \neq \Phi_{med}$	Real detector ( $\neq$ B-G), no TCPE $D_{med,Q}(P) \neq \bar{D}_{det,Q} s_{med,det} \prod p_i$ large, non-indept. perturbations <b>=&gt; B-G breaks-down</b> Use MC: $F_{det,Q} = \frac{D_{med,Q}(P)}{\bar{D}_{det,Q}}$ ----- (c) reduces to (b) if $\Phi_{det} \approx \Phi_{med}$ , i.e. $F_{det,Q} = s_{med,det} \prod p_i$

Figure 23 - Variation de la théorie des cavités de Bragg-Gray en fonction de la dimension du faisceau.

### I.3. Présentation des algorithmes de calcul de dose

En radiothérapie, des algorithmes sont implémentés dans les TPS afin de planifier les distributions de doses absorbées dans les patients, en essayant d'obtenir la plus grande précision possible, avec un temps de calcul acceptable en routine clinique. Depuis 1950, les avancées technologiques des ordinateurs ainsi que l'accroissement des connaissances en physique des particules ont permis le développement d'algorithmes de calcul de dose de plus en plus précis, notamment dans les régions hétérogènes.

Au cours de ce travail, l'algorithme Anisotropic Analytical Algorithm (AAA), développé par la firme *Varian*, a été employé. En effet, le service de radiothérapie du CHU Tivoli utilise ce dernier en routine clinique pour les photons.

Avant de pouvoir utiliser un algorithme pour calculer la dose, il faut le configurer à travers un outil adapté (module de configuration « Beam Configuration » dans le TPS *Eclipse*). Il est utilisé pour déterminer les paramètres physiques permettant de caractériser le type de particules présentes dans le faisceau clinique, leurs fluences, leurs énergies ainsi que leurs propriétés de diffusion dans un milieu eau équivalent. Ces données, calculées par simulations de Monte-Carlo, sont stockées dans un espace des phases. Ce dernier est créé via un modèle de sources multiples comprenant trois sources : une primaire, une secondaire ainsi que les électrons de contamination. Elles sont toutes les trois décrites dans la suite de cette section.

#### I.3.1. Récapitulatif historique des algorithmes de calcul de dose

Les premiers algorithmes étaient simplement basés sur des méthodes de correction en utilisant des ensembles de données empiriques mesurées dans l'eau. Lorsque le milieu présentait des hétérogénéités (le parcours des photons à travers un poumon par exemple), la notion de distance physique  $d_p$  devait être alors remplacée par celle de distance radiologique  $d_r$ . Cette dernière représente la distance parcourue dans le patient, en tenant compte des densités des différents tissus rencontrés. Les deux expressions, tirées de (27), sont données par :

$$d_p = \sum_i t_i \quad (7)$$

$$d_r = \sum_i t_i \frac{\rho_i}{\rho_{eau}} \quad (8)$$

Avec :

- $t_i$  la distance physique parcourue dans le voxel  $i$  ;
- $\rho_i$  la densité dans le voxel  $i$ .

Comme il a déjà été expliqué, ces hétérogénéités modifient la dose et il est donc important d'en tenir compte dans le calcul. Ces anciens algorithmes permettaient de corriger la dose pour l'inverse du carré de la distance, selon la formule (9).

En effet, si la profondeur radiologique d'un patient était  $d_r$ , alors la dose dans le patient à une profondeur physique quelconque  $d_p$  était donnée par (27) :

$$D_{patient}(d_p) = CF(d_p \rightarrow d_r) \cdot D_{eau}(d_p) \quad (9)$$

Avec le facteur de correction  $CF(d_p \rightarrow d_r) = \left(\frac{SSD+d_r}{SSD+d_p}\right)^2$ , permettant de passer de la distance physique  $d_p$  à la distance radiologique  $d_r$  et de corriger pour l'inverse du carré de la distance.

De nos jours, des algorithmes plus précis ont été développés via des modèles. Ces derniers effectuent des convolutions à partir des kernels de dose représentant la distribution en énergie déposée dans un volume élémentaire d'un milieu (généralement de l'eau), suite à l'interaction d'un photon primaire.

Par exemple, on retrouve le point kernel modélisant la distribution énergétique autour du point d'interaction du photon avec la matière ou bien le pencil kernel qui représente la distribution d'énergie en moyenne autour d'un faisceau fin incident <sup>16</sup>. Le point kernel permet de prendre en compte le diffusé latéral et est donc plus précis. Puisque le pencil kernel a une dimension en moins dans la convolution, le temps de calcul se voit alors réduit (26). Ces deux types de kernels, illustrés par la figure 24 (26), sont généralement calculés par simulation de Monte-Carlo et ne dépendent pas de la position du site d'interaction.

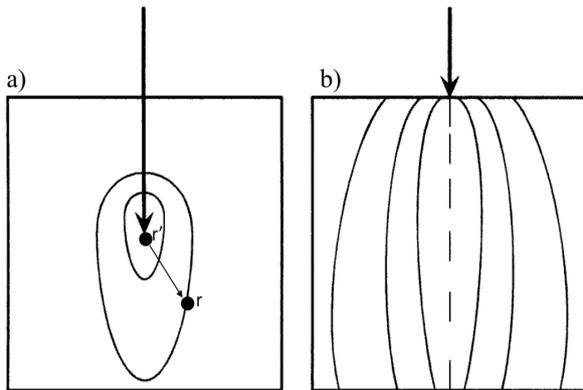


Figure 24 - Représentation schématique du point kernel (a) et du pencil kernel (b).

Dans un milieu homogène infini, la dose absorbée en un point  $r$  s'exprime alors comme une **convolution** entre le kernel et le TERMA (Total Energy Released per unit MASS, énergie totale libérée, par unité de masse, par les photons primaires <sup>17</sup>), comme le montrent la figure 25 (26) et l'expression (10) :

$$D(r) = \int \frac{\mu}{\rho}(r') \Psi(r') k(r - r') dV = \int T(r') k(r - r') dV \quad (10)$$

Avec  $\Psi(r')$  la fluence en énergie du faisceau primaire,  $\frac{\mu}{\rho}(r')$  le coefficient d'atténuation massique total,  $k(r - r')$  le kernel utilisé et  $T(r')$  le TERMA.

<sup>16</sup> Le pencil kernel peut être obtenu en intégrant le point kernel le long de la direction de propagation.

<sup>17</sup> La notion de TERMA est similaire au KERMA mais elle inclut en plus la contribution du rayonnement diffusé.

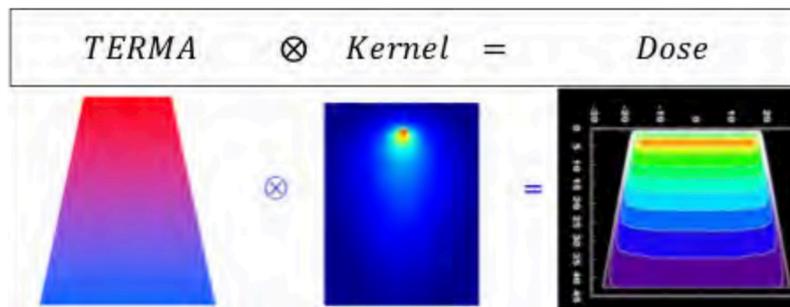


Figure 25 - Calcul de dose pour les algorithmes basés sur les modèles.

Selon (27), dans un milieu hétérogène, le kernel n'est plus un invariant de l'espace. Dès lors, d'autres facteurs multiplicatifs s'ajoutent dans l'intégrale de l'expression (10) afin de prendre en compte ces hétérogénéités. Dans ce cas, au sens mathématique, nous obtenons alors une **superposition**. La complexité de la formule obtenue étant trop importante, il était alors nécessaire de simplifier la méthode pour réduire le temps de calcul. Par exemple, l'algorithme Pencil Beam Convolution (PBC) a été créé, dont le principe repose principalement sur l'intégration du kernel sur la profondeur. Dans ce cas, on obtient alors des kernels de type pencil beam (figure 24). Les hétérogénéités sont uniquement prises en compte avec la profondeur radiologique et l'inverse du carré de la distance, comme les algorithmes basés sur les corrections présentés précédemment.

### I.3.2. Principe de l'algorithme AAA

La description théorique de cet algorithme est inspirée d'un document de la firme *Varian*, réalisé par J. Sievinen et al. (28) ainsi que d'une thèse de doctorat écrite par T. Younes (26). L'algorithme AAA utilise la méthode de « convolution/superposition » de kernels, permettant de tenir compte des hétérogénéités dans les directions **longitudinale** et **latérale**. Dans ce cas, comme nous l'avons expliqué dans l'introduction de cette section, la fluence du faisceau de photons est modélisée via trois sources<sup>18</sup> et la dose absorbée est calculée en utilisant des kernels :

- Les photons primaires créés dans la cible (bremsstrahlung) ;
- La source extra-focale, de forme gaussienne, dont la divergence est plus importante que celle du rayonnement émis par la source primaire. Elle contient les photons diffusés par le collimateur primaire et le cône égalisateur et est située au niveau de ce dernier ;
- Le rayonnement de contamination (incluant des photons et des électrons de contamination) dans le patient, calculé à différentes profondeurs.

Pour réaliser le calcul de dose 3D, le volume du patient est divisé en une matrice de voxels déterminée par le choix de taille de la grille de calcul. Au CHU Tivoli, une grille de 0.2 cm x 0.2 cm x 0.2 cm est souvent utilisée. Chaque voxel est associé à une densité électronique moyenne  $\rho$  du tissu, calculée à partir de la courbe de conversion du CT. Effectivement, le champ est divisé en de multiples mini-faisceaux élémentaires divergents,

<sup>18</sup> Dans le cas d'utilisation d'un coin physique/dynamique, chaque point va agir comme une source supplémentaire de photons diffusés. L'intensité du rayonnement diffusé est proportionnelle à la quantité de photons primaires frappant le coin.

appelés « beamlets » et notés  $\beta$ , dont les dimensions sont celles des voxels, comme le montre la figure 26 (28).

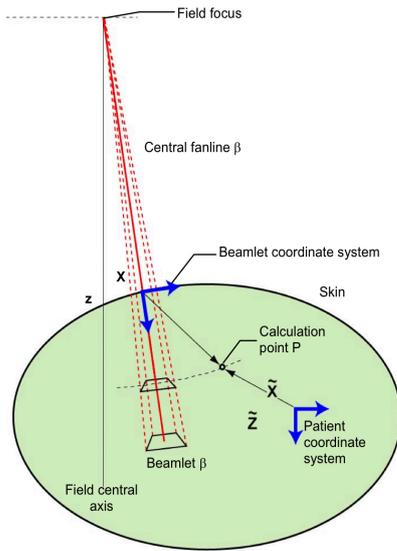


Figure 26 - Représentation d'un beamlet dans un patient. On peut y distinguer les systèmes de coordonnées relatifs au patient et au beamlet.

La distribution de dose est alors calculée le long de ces mini-faisceaux  $\beta$  à partir de la convolution des trois sources citées plus tôt. Le modèle AAA suppose que les contributions des photons et des électrons peuvent être calculées en considérant une diffusion latérale et la diffusion en profondeur. Le calcul pour cette dernière se fait en utilisant la coordonnée  $z$  parcourue dans le patient. Par contre, la diffusion de la dose latérale est définie sur une coquille sphérique perpendiculaire à l'axe central du beamlet.

Pour chaque beamlet  $\beta$ , dans un milieu homogène, la distribution énergétique déposée en un point est donnée par :

$$E_{ph,\beta}(x, y, z) = \Phi_{\beta} * I_{\beta}(z, \rho) * K_{\beta}(x, y, z, \rho) \quad (11)$$

Avec :

- $\Phi_{\beta}$  : fluence du beamlet  $\beta$ , supposée uniforme à l'intérieur du mini-faisceau ;
- $I_{\beta}(z, \rho)$  : fonction de dépôt d'énergie, exprimant l'atténuation du faisceau en profondeur. Elle est définie comme l'intégrale de l'énergie déposée sur la surface d'une sphère à une profondeur  $z$ , normalisée à un seul photon incident ;
- $K_{\beta}(x, y, z, \rho)$  : kernel de diffusion des photons monoénergétiques, exprimant l'énergie diffusée latéralement.

En utilisant le concept de mise à l'échelle radiologique des profondeurs, il est possible de tenir compte des hétérogénéités **selon l'axe** du faisceau et cela s'exprime par les formules suivantes :

$$I_{\beta}(z, \rho) = I_{\beta}(z') \cdot \frac{\rho(x, y, z)}{\rho_{eau}} \quad (12)$$

$$\text{Où la profondeur radiologique } z' \text{ est donnée par } \int_0^z \frac{\rho_t}{\rho_{eau}} dt. \quad (13)$$

Une somme de six exponentielles pondérées permet d'exprimer  $K_\beta(x, y, z, \rho)$ . Les hétérogénéités dans les directions **latérales** sont prises en compte grâce à une mise à l'échelle de l'énergie en tout point  $(x, y, z)$  par la densité électronique moyenne sur  $r_d(x, y, \rho)$  :

$$K_\beta(x, y, z, \rho) = \frac{\rho_{eau}}{\rho(x, y, z)} \cdot \sum_{k=0}^5 c_k(z') \cdot \frac{1}{\sqrt{x^2 + y^2}} \cdot e^{-\mu_k(z') r_d(x, y, \rho)} \quad (14)$$

Avec :

- $\rho_{eau}$  : densité électronique de l'eau ;
- $\rho(x, y, z)$  : densité électronique du voxel du matériau ;
- $c_k(z)$  : facteur de pondération du kernel pour assurer la normalisation unitaire de l'énergie du kernel total ;
- $\mu_k$  : constante d'atténuation [ $\text{cm}^{-1}$ ] ;
- $r_d(x, y, \rho)$  : distance radiologique entre l'origine du kernel  $(0, 0, z)$  jusqu'au point de calcul  $(x, y, z)$ , le long d'un rayon R passant par  $(x, y)$  [cm].

Pour tenir compte des hétérogénéités **aux interfaces**, on utilise un kernel de diffusion 1D dépendant de la densité électronique locale :

$$k_z(z) = \frac{\rho(z)}{\rho_{eau}(z)} \sum_{i=1}^2 c_i \cdot \frac{1}{\mu_i} \cdot e^{-\mu_i(z')} \quad (15)$$

Où  $\mu_i$  et  $c_i$  sont déterminés par simulations de Monte-Carlo pour chaque beamlet  $\beta$ .

La dose provenant des électrons de contamination est donnée par la convolution entre la fluence, la fonction d'énergie déposée et le kernel de diffusion correspondant.

Les kernels polyénergétiques sont obtenus via la superposition des kernels monoénergétiques. Dès lors, l'énergie absorbée totale en un point est donnée par la superposition des contributions énergétiques de chaque source :

$$E(x, y, z) = \sum_{\beta} (E_{ph1, \beta}(x, y, z) + E_{ph2, \beta}(x, y, z) + E_{cont, \beta}(x, y, z)) \quad (16)$$

Enfin, il est nécessaire de convertir cette énergie en dose absorbée, via la relation suivante :

$$D(x, y, z) = C \cdot E(x, y, z) \cdot \frac{\rho_{eau}}{\rho(x, y, z)} \quad (17)$$

Avec :

- $C$  : constante servant à convertir les [J] en [Gy] ;
- $\rho_{eau}$  : densité électronique de l'eau ;
- $\rho(x, y, z)$  : densité électronique du voxel du matériau.

---

## Chapitre II : Acquisition des données - Matériel et méthodes

<b>II.1. Matériel</b> .....	<b>31</b>
II.1.1. Clinac 2100EX .....	31
II.1.2. Cuve à eau .....	31
II.1.3. Détecteurs .....	32
II.1.3.1. Champs conventionnels .....	32
II.1.3.1.1. Chambres d'ionisation .....	32
II.1.3.2. Petits champs .....	33
II.1.3.2.1. Diodes silicium .....	35
II.1.3.2.2. Détecteur à diamant .....	37
II.1.3.2.3. Chambre d'ionisation PinPoint .....	38
II.1.3.2.4. Films radiochromiques .....	39
<b>II.2. Méthodes</b> .....	<b>42</b>
II.2.1. Positionnement du détecteur .....	42
II.2.1.1. Orientation du détecteur par rapport à l'axe central du faisceau .....	42
II.2.1.2. Positionnement du point de référence d'un détecteur .....	42
II.2.1.3. Alignement du détecteur par rapport à l'axe central du faisceau .....	43
II.2.2. Calibration des films radiochromiques <i>GafChromic</i> EBT3 .....	46
II.2.3. Facteur d'ouverture du collimateur .....	48
II.2.4. Profils latéraux des faisceaux .....	53
II.2.4.1. Généralités .....	53
II.2.4.2. Manipulations avec les détecteurs solides et la chambre PinPoint 3D .....	54
II.2.4.3. Manipulations avec les films radiochromiques .....	56
II.2.5. Rendements en profondeur .....	59
II.2.5.1. Généralités .....	59
II.2.5.2. Manipulations avec les détecteurs solides et la chambre PinPoint 3D .....	60
II.2.6. Limitation .....	60
II.2.7. Tableau récapitulatif des manipulations .....	61

## II.1. Matériel

### II.1.1. Clinac EX21

L'accélérateur Clinac EX21 de *Varian* disponible dans le service de radiothérapie du CHU Tivoli a été commissionné pour deux énergies en photons (6 et 15 MV) et cinq en électrons (6, 9, 12, 16 et 20 MeV). Il est équipé d'un système d'imagerie embarquée On Board Imaging (OBI), d'un système d'imagerie portale aS500 ainsi que d'un MLC Millenium 120 lames.

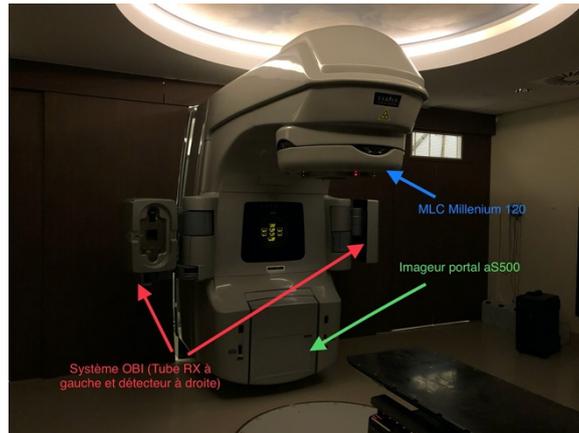


Figure 27 - Photographie du Clinac 2100EX du CHU Tivoli

*Rappelons qu'au moment de l'étude, des travaux étaient en cours afin de construire des nouveaux bunkers et d'y installer deux accélérateurs linéaires plus récents. En effet, le CHU Tivoli remplacera le Clinac EX21 par des TrueBeam, aussi développés par la firme Varian. Cependant, les collimateurs MLC présents sur les TrueBeam resteront les mêmes que celui du Clinac actuel avec lequel les mesures ont été réalisées. Pour cette raison, ce travail pourra servir de mode opératoire à la configuration des petits champs sur les nouveaux appareils.*

### II.1.2. Cuve à eau

Dans ce travail, les mesures ont été réalisées dans la cuve à eau PTW Beamscan dont les parois, d'une épaisseur de 15 mm, sont en PMMA. Cet appareil est entièrement contrôlable sans fil depuis un iPod Touch et le setup est automatique. Les données sont ensuite analysées via le logiciel *Mephysto*. La cuve est équipée d'un système TRUFIX® d'aide au positionnement du détecteur.



Figure 28 - Photographie du PTW Beamscan.

## II.1.3. Détecteurs

### II.1.3.1. Champs conventionnels

#### II.1.3.1.1. Chambres d'ionisation

Une chambre d'ionisation est constituée d'une cavité d'air dans laquelle règne un champ électrique. Ce dernier est établi en appliquant une différence de potentiel entre deux électrodes. Dès lors, l'interaction d'un rayonnement ionisant avec ce volume sensible induit la création de paires électron-ion se déplaçant vers les électrodes sous l'effet du champ électrique. Le courant ainsi que la charge collectée peuvent être mesurés à l'aide d'un électromètre, permettant de connaître la dose absorbée dans le détecteur car cette dernière est reliée à la charge, via un coefficient d'étalonnage qui s'exprime en Gy/nC. Une représentation schématique de ce type de détecteur est illustré par la figure suivante (29) :

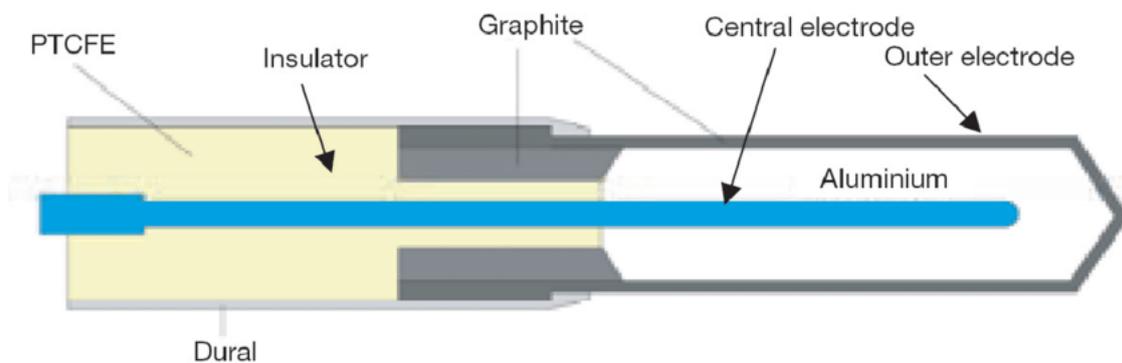


Figure 29 - Design d'une chambre d'ionisation de type Farmer.

Parmi les différents modèles existant sur le marché, une chambre d'ionisation non scellée de Farmer peut être utilisée pour effectuer les mesures correspondant à des champs conventionnels. Le détecteur dont dispose le centre dans lequel l'étude est réalisée est la chambre PTW 30013. C'est un modèle waterproof, constitué de parois en graphite. Son volume de détection est  $0.6 \text{ cm}^3$  et le point de référence est situé sur l'axe de symétrie, à 13 mm de l'extrémité pointue. Enfin, le voltage appliqué à cette chambre est de - 250V. D'autres caractéristiques sont fournies en plus de celles-ci par le constructeur (30).



Figure 30 - Photographie de la chambre PTW Farmer type 30013.

### II.1.3.2. Petits champs

Étant donné les caractéristiques des petits champs décrites dans les sections précédentes, des détecteurs respectant des critères spécifiques sont nécessaires. En effet, il faut prendre en compte plusieurs facteurs :

- *Fluence des particules* : la présence d'un détecteur perturbe nécessairement la fluence des particules. De ce fait, l'utilisation d'une grande chambre d'ionisation (Ex : chambre Farmer, volume de  $0.6 \text{ cm}^3$ ) pour la dosimétrie d'un petit champ impliquera donc de trop grandes incertitudes sur les facteurs de correction à utiliser.
- *Gradient de dose, équilibre électronique et effet de volume* : contrairement aux mesures pour les grands champs, les réponses apportées par les détecteurs conventionnels pour les petits champs seront perturbées par le grand gradient de dose absorbée, par les perturbations liées à l'absence d'équilibre électronique ou encore par effet de volume.
- *Effet de câble et de manche* : l'irradiation du câble et/ou du manche d'un détecteur par des faisceaux de photons de hautes énergies peut mener à l'émission d'électrons secondaires, apportant une fausse contribution (signal) au courant d'ionisation. Cela dépend du design du détecteur, de la qualité du faisceau et des conditions d'irradiation (parties du câble et du manche irradiées). Cet effet peut être réduit en fonction de l'électrode de garde utilisée par le constructeur, en employant des câbles et des électromètres plus sophistiqués (31) ou tout simplement en plaçant le détecteur de façon à ce que la longueur de câble et du manche irradiées varient le moins possible durant la mesure (20).

Les très petits volumes des détecteurs nécessaires pour les petits champs impliquent des effets de câble et de manche plus importants par rapport aux chambres d'ionisation conventionnelles (20). En effet, le volume sensible est réduit mais pas le reste du détecteur (câble et manche) et donc, proportionnellement, une différence apparaît.

- *Influence du nombre atomique de l'électrode centrale* : les chambres d'ionisation classiques contenant une électrode centrale en métal vont faire varier la fluence énergétique des électrons secondaires car le matériau utilisé est caractérisé par un grand nombre atomique  $Z$  (effet photoélectrique).
- *Influence de la densité* : les détecteurs solides spécifiques aux petits champs sont de hautes densités. Hormis l'effet de volume, la différence entre la densité du matériau d'un détecteur solide et celle de l'eau est le phénomène qui contribue le plus aux facteurs de perturbations dans les petits champs (20). Néanmoins, l'étude de Scott et al. (32) montre que des différences significatives apparaissent davantage pour les très petits champs, ayant des dimensions  $\leq 1 \times 1 \text{ cm}^2$ .
- *Équivalence à l'eau* : un détecteur idéal pour la dosimétrie des petits champs doit être eau équivalent, c'est à dire qu'il ne doit pas y avoir de variation avec l'énergie du rapport des pouvoirs d'arrêt massiques des électrons pour l'eau et le détecteur (expression (18)). De plus, le rapport des coefficients massiques d'absorption énergétique des photons pour l'eau

et le détecteur (expression (19)) doit lui aussi être indépendant de l'énergie. Une variation de ces rapports pourrait avoir un impact sur la mesure des facteurs d'ouverture pour les petits champs. En effet, il a déjà été expliqué dans la section I.2.1.2. que le spectre énergétique des photons variait lorsque les dimensions du faisceau diminuent (Figure 21).

$$\frac{\left(\frac{S_{col}}{\rho}\right)_{(eau)}}{\left(\frac{S_{col}}{\rho}\right)_{(det)}}(E) = 1 \quad (18)$$

$$\frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{(eau)}}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_{(det)}}(E) = 1 \quad (19)$$

- *Réponse du détecteur* : celle-ci doit idéalement être linéaire et indépendante du débit de dose absorbée.

Pour configurer un algorithme, divers paramètres tels que des distributions de dose en profondeur, des profils de faisceaux ou encore des facteurs d'ouverture du collimateur (FOC) doivent être mesurés. Le détecteur idéal pour toutes ces mesures n'existe pas, **il est donc conseillé dans le TRS 483 d'utiliser deux ou trois types de détecteurs différents, adaptés à la mesure d'un paramètre en particulier, afin que la redondance des résultats puisse nous assurer qu'une éventuelle erreur dosimétrique significative n'ait pas été commise.**

De nombreux détecteurs sont disponibles sur le marché pour la dosimétrie des petits champs. Cependant, dans cette section sont présentés uniquement ceux disponibles dans le centre hospitalier dans lequel l'étude a été réalisée.

### II.1.3.2.1. Diodes silicium

Le réseau cristallin d'un semi-conducteur est constitué d'atomes tétravalents. Les diodes sont composées d'une jonction d'un semi-conducteur dopé P et d'un autre dopé N <sup>19</sup>, induisant alors un déplacement des trous vers la région N et des électrons vers la région P. Dès lors, comme l'illustre la figure 31 (33), un champ électrique créé par les ions positifs dans la région N et les ions négatifs dans la région P non équilibrés s'instaure. Ce champ électrique s'opposant à la diffusion des porteurs de charge, un état d'équilibre est atteint.

Dans cette région de quelques micromètres, appelée zone de déplétion, aucune charge n'est en déplacement jusqu'à ce que le solide interagisse avec un rayonnement ionisant. Dans ce cas, une modification temporaire de la conductivité électronique apparaît, proportionnellement à la dose. Un courant se crée suite à l'apparition de paires électron-trou mises en mouvement et séparées par le champ électrique intrinsèque. La collection de ces charges induit un courant d'ionisation qui peut être mesuré à l'aide d'un électromètre. Contrairement aux chambres d'ionisation, de tels détecteurs ne nécessitent pas l'application d'une tension car c'est le champ intrinsèque qui favorise le courant.

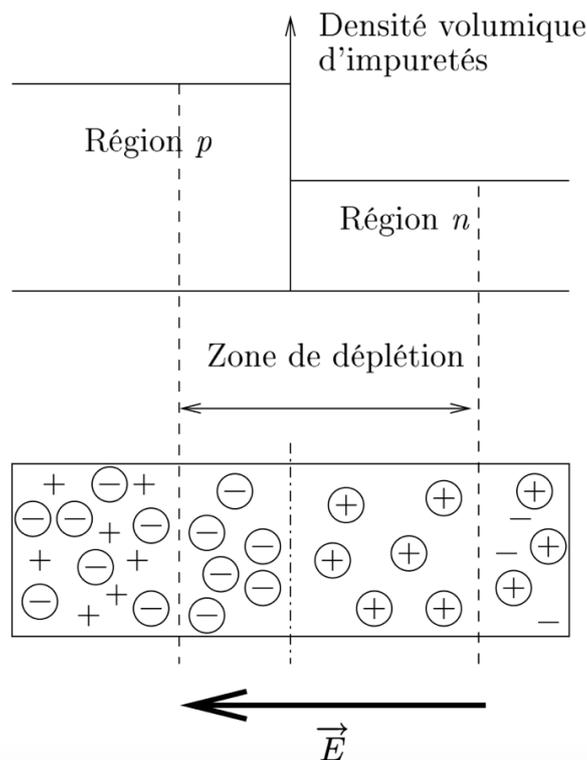


Figure 31 - Formation du champ électrique dans la zone de déplétion d'une jonction P-N. Les charges fixes (impuretés ionisées) sont les charges entourées.

Ces détecteurs possèdent une grande sensibilité car d'une part, la densité du semi-conducteur est élevée ( $2,3 \text{ g/cm}^3$ ) et d'autre part, l'énergie nécessaire à la création d'une paire électron-trou est faible ( $3,6 \text{ eV}$ ). Ils sont robustes, leurs volumes sensibles sont petits ( $0,017$  à  $0,025 \text{ mm}^3$ ), ce qui permet de minimiser l'effet de volume. Leurs épaisseurs peuvent varier

<sup>19</sup> Le dopage du silicium permet d'obtenir un excès d'électrons (atomes pentavalents, zone dopée N) ou un excès de trous (atomes trivalents, zone dopée P).

de 0.03 à 0.025 mm, permettant d'obtenir une bonne résolution spatiale (1 mm<sup>2</sup>). La construction interne des diodes rend leurs réponses angulaires non uniformes, il est donc conseillé de les utiliser en positionnant leurs axes de symétrie parallèlement à l'axe du faisceau (1). Néanmoins, au cours d'une acquisition d'un profil latéral de dose, le détecteur se déplace latéralement dans l'eau, modifiant alors son orientation par rapport au faisceau. L'étude de Griessbach et al. (34) montre que cela n'influe pas significativement la réponse lorsqu'une diode est utilisée.

Les diodes perdent de la sensibilité avec la dose cumulée. En effet, il a été montré, par exemple, que la diode Scanditronix EDP30 perdait jusqu'à 3.4% de sa sensibilité par 100 Gy (35). Dès lors, il est nécessaire de procéder à un étalonnage assez fréquemment (1). Un autre désavantage est qu'une diode silicium n'est pas eau équivalente ( $Z_{Si} = 14$  et  $Z_{eau} = 7.4$ ). De ce fait, les rapports des coefficients d'absorption massiques et des pouvoirs d'arrêt du silicium par rapport à l'eau varient en fonction de l'énergie du faisceau. Comme le montre la figure 32 (26), les diodes sont plus sensibles aux photons de basses énergies (effet photoélectrique), impliquant alors une surestimation de la dose absorbée mesurée (1), (26). De ce fait, les mesures des facteurs d'ouvertures seront elles aussi surestimées, comme le montrent de nombreuses études (34,36,37).

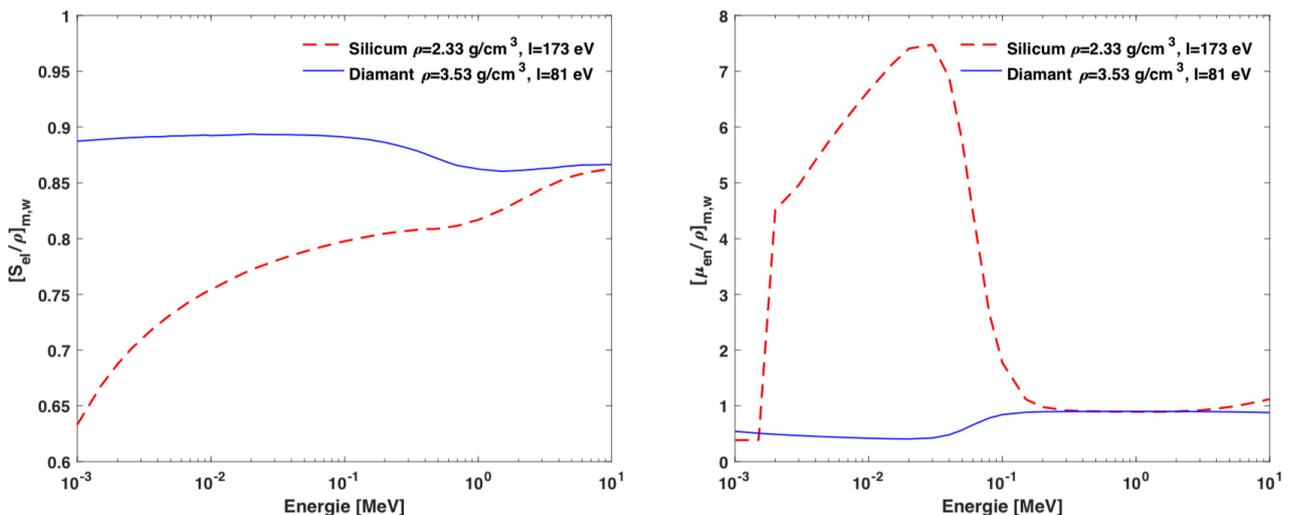


Figure 32 - Rapports entre le pouvoir d'arrêt massique et le coefficient d'absorption massique du silicium et du diamant par rapport à l'eau sur la figure de gauche et de droite, respectivement.

Il existe des diodes blindées et non blindées : le blindage est fait avec des matériaux de hautes densités (par exemple du tungstène) afin d'absorber les photons diffusés de faibles énergies. Dès lors, la dose mesurée avec ce type de détecteur est plus petite que celle mesurée avec un modèle non blindé car les photons de basses énergies sont arrêtés. De ce fait, les valeurs des facteurs d'ouverture obtenues avec ces diodes sont surestimées par rapport à ceux obtenus avec des diodes non blindées (1,18). Les réponses fournies par les diodes blindées dépendent aussi de la dimension du champ et de la profondeur de mesure car la contribution des photons de faibles énergies augmente avec cette dernière (38). Pour ces différentes raisons, le TRS 483 (1) recommande d'utiliser des modèles non blindés pour la dosimétrie des petits champs.

Dans cette étude, les mesures sont réalisées avec la diode E non blindée 60017 développée par *PTW*.



Figure 33 - Photographie de la diode blindée PTW 60017.

#### II.1.3.2.2. Détecteur à diamant

À l'origine, ce type de détecteur était composé de diamant naturel mais ces modèles ne sont plus commercialisés de nos jours. Le diamant possède notamment l'avantage d'être presque eau équivalent ( $Z_C = 6$  et  $Z_{\text{eau}} = 7.4$ ), il est aussi chimiquement inerte et possède une bonne résistance aux rayonnements<sup>20</sup>. On utilise désormais la technique par dépôt chimique en phase vapeur (CVD) afin d'obtenir des diamants synthétiques de quelques mm de diamètre, permettant ainsi de diminuer le coût de fabrication du détecteur mais aussi la reproductibilité du cristal.

Tout comme les diodes, ce type de détecteur est constitué d'une jonction P-N. Ces derniers sont résistants à l'eau et ne nécessitent pas non plus l'application d'une tension. Leurs volumes sensibles cylindriques, extrêmement petits ( $0.004 \text{ mm}^3$ ), peuvent avoir une épaisseur de  $1 \mu\text{m}$  et leurs diamètres peuvent atteindre jusqu'à  $2.2 \text{ mm}$ . Dès lors, leurs résolutions spatiales ( $4 \text{ mm}^2$ ) sont moins bonnes que celles des diodes ( $1 \text{ mm}^2$ ) mais tout de même meilleures que celles des chambres d'ionisation ayant un grand volume sensible (18). Le point de référence est situé sur l'axe du détecteur, à  $1 \text{ mm}$  de l'extrémité, marqué à l'aide d'un repère. Ces détecteurs relèvent d'une haute sensibilité et stabilité, leurs réponses de dose sont linéaires et ne varient pas beaucoup avec l'énergie. Cette dernière propriété est due à la constance des rapports du coefficient d'absorption massique et du pouvoir d'arrêt massique du diamant par rapport à l'eau (figure 32 (26)). Enfin, leurs réponses angulaires (variations avec l'angle du gantry) sont également presque constantes lorsque le détecteur est positionné parallèlement à l'axe du faisceau de photons, on trouve des variations inférieures à 2% entre les deux configurations (39).

Cependant, malgré tous ces avantages, de nombreuses études telles que celle menée par W.U. Laub (40) ou encore celle de C. De Angelis (39) ont montré que la réponse du détecteur diminuait lorsque le débit de dose absorbée augmentait. Dès lors, il est nécessaire de pré-irradier<sup>21</sup> ( $2$  à  $15 \text{ Gy}$ ) un détecteur à diamant pour stabiliser sa réponse (26).

<sup>20</sup> C'est-à-dire que sa sensibilité est indépendante de la dose cumulée, contrairement aux diodes.

<sup>21</sup> Cela est causé par la présence des pièges à électrons dans le volume. La pré-irradiation va permettre de remplir ces pièges et donc apporter plus de stabilité au détecteur.

Dans ce travail, les manipulations sont réalisées avec le modèle microDiamond T60019 (diamant artificiel) de la compagnie *PTW*. Son volume de détection de  $0.004 \text{ mm}^3$  est constitué d'une couche de cristal intrinsèque d'une épaisseur de  $1 \mu\text{m}$  et son diamètre est de  $2.2 \text{ mm}$  :

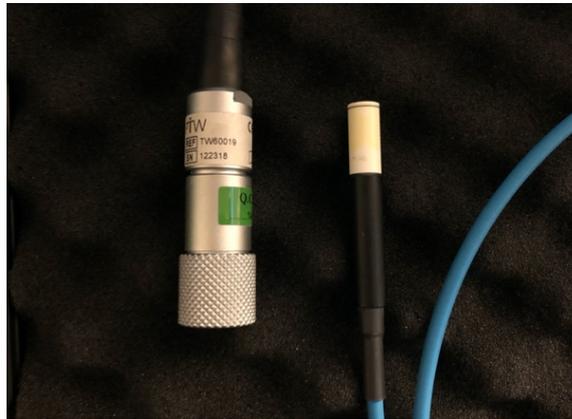


Figure 34 - Photographie du détecteur *PTW* microDiamond 60019.

#### II.1.3.2.3. Chambre d'ionisation PinPoint

Les chambres d'ionisation PinPoint appartiennent à la famille de petites chambres d'ionisation à cavité d'air, présentées précédemment. Cependant, contrairement aux chambres de Farmer (dont le volume sensible vaut  $0.6 \text{ cm}^3$ ), ce sont des détecteurs cylindriques non scellés avec un volume sensible variant entre  $0.01$  et  $0.3 \text{ cm}^3$ . De ce fait, selon (1), cela permet de réaliser des mesures à haute résolution spatiale pour des champs allant jusqu'à  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ . De plus, la réponse directionnelle est constante et indépendante au débit de dose absorbée.

Dans ce travail, les manipulations ont été réalisées avec la chambre *PTW* 31016 PinPoint 3D dont le volume sensible est de  $0.016 \text{ cm}^3$ . Ce modèle possède une électrode centrale en aluminium, lui permettant de se rapprocher un petit peu plus de l'équivalence à l'eau par rapport aux autres chambres de ce type, dont l'électrode centrale est généralement en acier (41). Enfin, l'étude de Scott et al. (41) montre que, malgré un volume sensible assez petit, la contribution apportée par l'irradiation du câble et du manche du détecteur est de 1%.

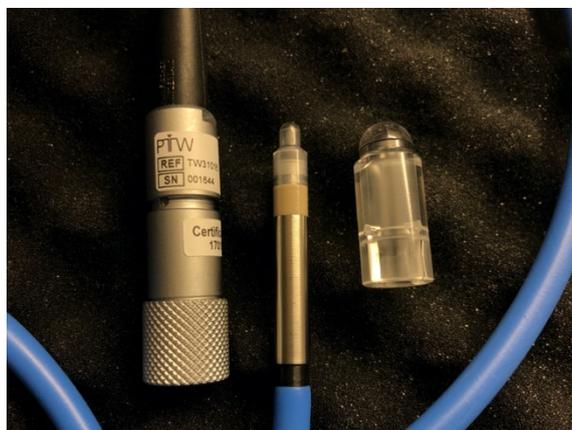


Figure 35 - Photographie de la chambre *PTW* PinPoint 3D 31016.

#### II.1.3.2.4. Films radiochromiques

Ce type de détecteur est constitué d'une couche de cristal monomérique sensible aux rayonnements, placée entre deux couches de polyester, comme l'illustre la figure suivante (42) :

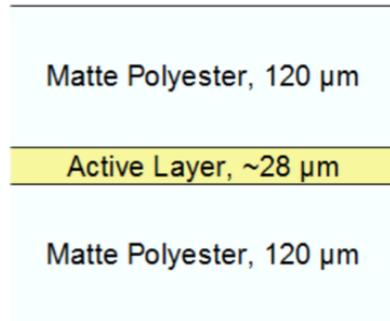


Figure 36 - Schéma représentant les différents composants d'un film radiochromique EBT3.

Lorsque le film est irradié, un noircissement est alors visible car la couche active se polymérise. Cet effet est proportionnel (donc le film se noircit de plus en plus) à la dose absorbée par le film. On utilise un scanner avec un module transparent afin d'analyser l'intensité de la coloration du film, exprimée sous forme de densité optique  $OD$  :

$$OD = -\log_{10} \left( \frac{\Phi}{\Phi_0} \right) \quad (20)$$

Avec :

- $\frac{\Phi}{\Phi_0}$  : transmittance du flux lumineux à travers l'épaisseur du film ;
- $\Phi$  : flux après le film ;
- $\Phi_0$  : flux avant le film.

Les films radiochromiques ne nécessitent pas de développement chimique et possèdent une très haute résolution spatiale en 2D ( $25 \mu\text{m}$ ), ce qui s'avère être fortement utile dans les régions à haut gradient de dose. Ce type de film est résistant à l'eau et ne nécessite pas de chambre noire pour être traité car la lumière ambiante l'affecte moins qu'un film radiographique (ils sont cependant sensibles au rayonnement ultraviolet et doivent donc être tout de même protégés) (1), (42). Pour les faisceaux MV, les réponses des films radiochromiques varient faiblement avec l'énergie et ils ont une bonne équivalence eau et tissu (1), (42).

Le CHU Tivoli possède des films GAFChromique EBT3 (0.2 - 10 Gy) produits par International Speciality Products (ISP), le scanner Epson 11000XL équipé d'un module transparent. Dans ce travail, ces détecteurs sont utilisés comme référence.

Bien qu'avantageux en termes de résolution, l'utilisation des films radiochromiques pose tout de même des inconvénients :

- Ils sont à usage unique ;
- Des précautions définies par l'AAPM TG55<sup>22</sup> doivent être prises lors de la manipulation de films radiochromiques ;
- L'orientation du film lors du scan influence les résultats (1), (43), il est donc important de marquer à l'aide d'un repère chaque film afin de les orienter toujours de la même façon ;
- Il est conseillé d'attendre au moins 24 heures après l'irradiation avant de scanner les films, pour avoir une meilleure polymérisation de la couche active. Dès lors, étant donné le fait que la lecture soit différée de la mesure<sup>23</sup>, il est nécessaire que cette dernière soit réalisée en même temps pour les films de calibration décrits ci-après ainsi que les films servant aux mesures, de façon à ce que les polymérisations des couches actives soient les plus semblables possibles.

Avant d'effectuer une mesure à l'aide d'un film, il est nécessaire au préalable d'établir la courbe de conversion  $OD - Gy$  pour pouvoir faire le lien entre la densité optique et la dose absorbée. Les calibrations ainsi que les analyses des films ont toutes été réalisées à l'aide du logiciel *FilmQAPro*<sup>TM</sup> (2015). La courbe de calibration dépend logiquement de l'output de l'accélérateur linéaire. Ce dernier pouvant légèrement varier d'un jour à l'autre, la courbe doit donc être établie avant chaque session de mesures et est valable pour l'ensemble des films d'une même boîte<sup>24</sup>.

Le mode opératoire suivi pour procéder à la calibration d'un film radiochromique EBT3 est celui décrit par la firme *GafChromic*, en utilisant le logiciel cité précédemment. Une description détaillée de la méthode appliquée y est dédiée dans la section II.2.2.

---

<sup>22</sup> Par exemple : manipulation des films en utilisant des gants, éviter le contact avec les poussières, conserver dans le noir à une température < 25°C et une humidité < 50%, ...

<sup>23</sup> On parle dans ce cas de détecteurs passifs, contrairement aux chambres et aux diodes présentées précédemment.

<sup>24</sup> Afin de ne pas refaire la calibration pour chaque film, on peut considérer que les propriétés des films contenus dans une même boîte sont similaires.

Le tableau 1 ci-dessous reprend quelques caractéristiques principales de chaque détecteur utilisé, chacune d'entre elles provenant des manuels fournis par les sociétés *PTW* et *GafChromic* :

Modèle détecteur	Type	Diamètre volume sensible [mm]	Volume [mm <sup>3</sup> ]	Matériau volume sensible	Localisation point effectif [mm]	Voltage [V]
<i>PTW 30013</i>	Chambre d'ionisation (Farmer), waterproof	6.10	600	Air	Sur l'axe, à 13 mm de l'extrémité	-250
<i>PTW PinPoint 3D 31016</i>	Chambre d'ionisation PinPoint 3D, waterproof	2.9	16	Air	Sur l'axe, à 2.4 mm de l'extrémité	400 (± 500 max)
<i>PTW microDiamond 60019</i>	Détecteur solide, waterproof	2.26	0.004	Carbone (diamant synthétique) Z = 6	Sur l'axe, à 1 mm de l'extrémité	0
<i>PTW Diode E 60017</i>	Détecteur solide, non blindé, waterproof	1.13	0.03	Silicium Z = 14	Sur l'axe, à 0.77 mm de l'extrémité	0
<i>GafChromic EBT3</i>	Film radiochromique	/	/	Composante active + marqueur colorant Z <sub>eff</sub> = 6.26	/	/

Tableau 1 : Récapitulatif des caractéristiques principales des détecteurs utilisés.

## II.2. Méthodes

### II.2.1. Positionnement du détecteur

#### II.2.1.1. Orientation du détecteur par rapport à l'axe central du faisceau

Les facteurs d'ouverture ainsi que les profils de dose et les rendements en profondeur dépendent de l'orientation de l'axe du détecteur par rapport à l'axe du faisceau. Il faut toujours essayer de positionner le détecteur de façon à ce que la plus petite partie du volume sensible soit perpendiculaire à l'axe du faisceau (1). Le *TRS 483* recommande certaines orientations pour différents détecteurs, reprises dans le tableau 2 ci-dessous.

Aussi, pour minimiser l'effet de câble et manche, il est important de veiller à ce que le câble soit positionné de façon à ce que sa partie irradiée soit la plus petite possible.

Détecteur	Référence géométrique	Profils latéraux	Facteurs d'ouverture
<i>PTW PinPoint 3D 31016</i>	Axe	Parallèle ou perpendiculaire	Perpendiculaire
<i>PTW microDiamond 60019</i>	Axe	Parallèle	Parallèle
<i>PTW Diode E 60017</i>	Axe	Parallèle	Parallèle
<i>GafChromic EBT3</i>	Surface du film	Perpendiculaire	Perpendiculaire

Tableau 2 : Orientations des différents détecteurs pour la mesure de profils latéraux de dose et de facteurs d'ouverture.

#### II.2.1.2. Positionnement du point de référence

L'objectif est de placer le point de référence du détecteur à une profondeur spécifique. La méthode pour localiser ce point varie en fonction de l'orientation du détecteur par rapport au faisceau ; voici les différentes situations possibles :

- Chambre d'ionisation cylindrique perpendiculaire au faisceau : le point de référence est situé au milieu du volume sensible, sur l'axe de symétrie du détecteur. La localisation exacte sur l'axe est définie par la firme en indiquant sa distance par rapport à l'extrémité de la chambre ou via un marqueur présent sur le détecteur même.
- Chambre d'ionisation cylindrique parallèle au faisceau : pour repérer le point de référence, situé sur l'axe de la chambre, la pointe de cette dernière est utilisée.
- Détecteur solide parallèle au faisceau : le point de référence est spécifié par la firme via une distance le séparant de l'extrémité du détecteur. Des indications sont aussi souvent précisées sur le détecteur.

### II.2.1.3. Alignement du détecteur par rapport à l'axe central du faisceau

On peut voir sur les figures 16(b) et 16(c) l'absence de « plateaux » aux centres des profils pour les petits champs. Dès lors, des déplacements par rapport à l'axe de rotation du gantry et du collimateur peuvent causer des erreurs lors d'un traitement stéréotaxique. Par exemple, il a été montré qu'une erreur de 0.2 mm dans l'alignement pouvait causer des incertitudes dosimétriques allant jusqu'à 5%, pour des très petits champs de quelques millimètres (22).

Dans une salle de radiothérapie, le croisement des lasers de positionnement indique l'isocentre de traitement avec une tolérance de 1 mm. Cela n'influence pas de manière significative les résultats si on les utilise pour placer une chambre d'ionisation, pour des grands champs, afin de mesurer par exemple des facteurs d'ouverture. Néanmoins, pour des faisceaux plus petits, on sait désormais qu'une faible erreur d'alignement peut causer de grandes erreurs dans la dose mesurée. L'utilisation du champ lumineux présente aussi le même inconvénient. Dès lors, on ne peut se fier uniquement au positionnement à l'aide des lasers ou du champ lumineux, tel qu'illustré par la figure 37 (1) ci-dessous. Une vérification supplémentaire est nécessaire. Par exemple, la cuve Beamscan de PTW utilisée dans ce travail permet d'effectuer une mesure des profils de dose latéraux à la profondeur spécifique de mesure.

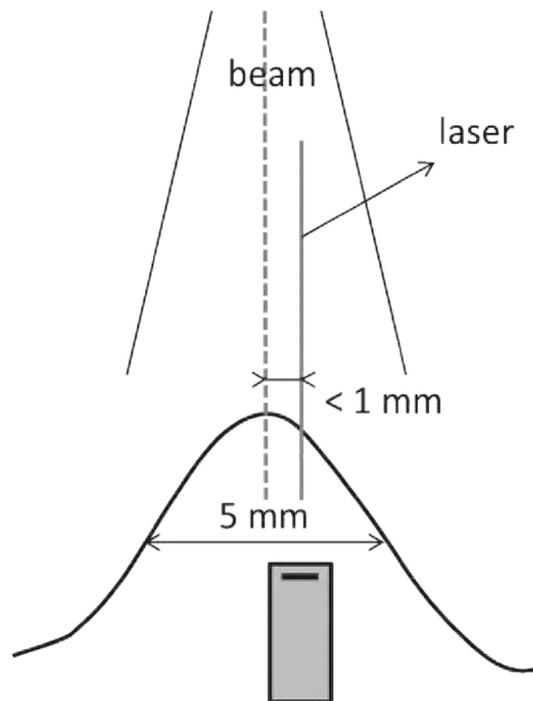


Figure 37 - Représentation de l'erreur d'alignement possible lorsque le champ est petit et que le positionnement est réalisé uniquement à l'aide des lasers.

Les sections suivantes consistent à expliquer les méthodes utilisées pour réaliser les mesures des profils latéraux de dose, des facteurs d'ouverture et des rendements en profondeur. Tout d'abord, il est important de noter que lorsqu'on effectue ces types de mesures pour des champs conventionnels, il est courant de placer un détecteur de référence dans un coin du champ pour corriger les fluctuations dans le temps de l'output de l'accélérateur linéaire. Si les champs sont trop petits, toutefois, il n'y a pas assez de place pour pouvoir utiliser ce détecteur.

Dans ce cas, trois solutions sont possibles (20) :

- Utiliser la chambre moniteur de l'accélérateur linéaire comme détecteur de référence mais cela est difficilement réalisable car l'accès au signal est compliqué ;
- Effectuer la mesure sans détecteur de référence si l'output de l'accélérateur est stable dans le temps. Pour réduire les éventuelles fluctuations et le bruit, la vitesse de déplacement du détecteur peut être fixée à la plus petite valeur possible ;
- Utiliser un autre détecteur en dehors du champ de radiation :

Le débit de dose (et donc le signal) en dehors du faisceau primaire est toujours très faible. Dès lors, l'utilisation d'un détecteur en dehors du champ augmentera le bruit dans nos mesures. En effet, rappelons que lorsqu'on utilise un détecteur de haute qualité, la source principale de bruit est le bruit quantique<sup>25</sup> (20) :

$$\text{Bruit quantique} = \sqrt{\text{Signal}} \quad (21)$$

Cependant, dans notre cas, le signal est inversement proportionnel au bruit car des mesures relatives sont réalisées :

$$\text{Bruit quantique relatif} = \frac{1}{\sqrt{\text{Signal}}} \quad (22)$$

La valeur absolue du bruit est inversement proportionnelle au volume sensible du détecteur. Par exemple, le bruit quantique d'une chambre PinPoint PTW 31014 est bien plus faible que celui d'une diode E PTW T60017, même si la réponse de la diode est 22.5 fois meilleure (20). De ce fait, pour contrer cet effet, la chambre de référence doit être une chambre d'ionisation avec un large volume de détection, aussi près que possible du bord du champ.

---

<sup>25</sup> Bruit de fond pouvant être modélisé par la statistique de Poisson.

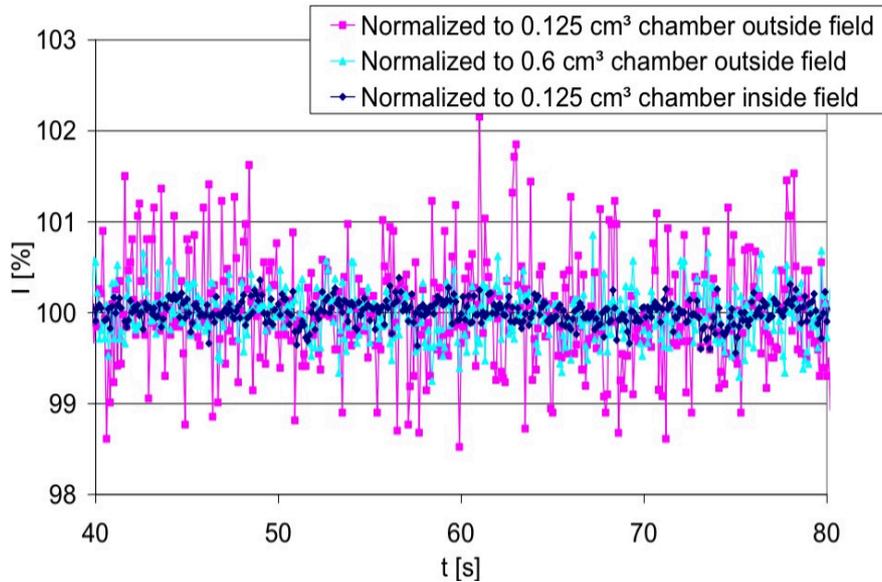


Figure 38 - Signal mesuré à l'aide d'une chambre de référence de  $0.125 \text{ cm}^3$  pour un champ  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  à  $1.5 \text{ Gy/min}$ , à  $10 \text{ cm}$  de profondeur dans de l'eau. La chambre a été placée dans le champ (losanges bleus) et en dehors du champs (carrés roses). Les triangles bleus cyan correspondent au signal mesuré avec un chambre Farmer de  $0.6 \text{ cm}^3$ .

L'étude menée par J.U. Wuerfel (20) montre l'impact du volume de détection sur le bruit mesuré, pour un champ de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ . Pour ce faire, il utilise une chambre de référence de  $0.125 \text{ cm}^3$  en dehors et à l'intérieur du champ et une comparaison est effectuée avec le signal mesuré par une chambre de référence de type Farmer ( $0.6 \text{ cm}^3$ ) située à l'extérieur du champ. Les résultats obtenus sont illustrés par la figure 38 (20) et montrent que l'intensité du bruit est fortement augmentée lorsqu'un détecteur avec un très petit volume sensible est utilisé comme référence, en dehors du champ (courbe rose). Au contraire, on constate que le bruit est presque équivalent lorsque la chambre PinPoint ( $0.125 \text{ cm}^3$ ) est située dans le champ et lorsque la Farmer, possédant un plus grand volume sensible ( $0.6 \text{ cm}^3$ ), est placée en dehors du champ.

Néanmoins, cet article précise aussi qu'un détecteur de référence possédant un volume sensible encore plus grand que celui d'une chambre Farmer serait nécessaire pour des champs plus petits que  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  ou si la distance le séparant du bord du champ augmentait. Lors des manipulations effectuées dans ce travail, bien que nous ne disposions pas de détecteurs possédant un volume plus grand que la chambre Farmer, nous avons tout de même voulu comparer les résultats des mesures prises avec et sans référence. Nous reviendrons donc sur cet aspect dans le chapitre consacré à la discussion des résultats obtenus.

## II.2.2. Calibration des films radiochromiques *GafChromic EBT3*

Rappelons qu'avant de pouvoir prendre des mesures avec des films radiochromiques, il est nécessaire de procéder à une calibration permettant de lier la densité optique à la dose absorbée. Pour ce faire, nous avons découpé des bandelettes dans un film EBT3. Parmi les morceaux découpés, tous ont été irradiés dans les conditions de référence sauf un. En effet, ce dernier correspond à 0 UM et est requis avoir une connaissance du bruit de fond. Pour les autres films, un champ de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , défini par les mâchoires, a été utilisé pour ces mesures d'étalonnage.

Les irradiations se sont faites dans un fantôme d'eau solide constitué de plaques en PMMA RW3 eau équivalentes de la marque PTW, dont les dimensions sont de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  et d'épaisseur variable. Des plaques sont ajoutées par-dessus le film pour le positionner à la profondeur de référence et par-dessous afin d'y simuler le phénomène de rétrodiffusion. Notons que la densité de l'eau utilisée pour les mesures dans la cuve n'est pas exactement identique à celle des plaques de PMMA RW3. Dès lors, une conversion de la profondeur d'eau en épaisseur de plaques de PMMA RW3 est nécessaire. Dans la littérature, une comparaison entre les coefficients d'atténuation linéiques de l'eau et des plaques RW3 montre qu'ils sont légèrement différents (44). En effet, ce travail trouve les valeurs suivantes :  $\mu_{eau} = 4.94 \times 10^{-2} \text{ cm}^{-1}$  et  $\mu_{RW3} = 4.98 \times 10^{-2} \text{ cm}^{-1}$ , pour des faisceaux de photons de 6 MV. L'épaisseur équivalente à 10 cm d'eau se trouve en utilisant la formule de l'atténuation d'un faisceau qui traverse un matériau :

$$I_x = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (23)$$

Où  $I_x$  représente l'intensité du faisceau transmise à travers le matériau d'épaisseur  $x$  et  $I_0$  l'intensité initiale.

Dès lors, les calibrations des films radiochromiques ont pu être réalisées en positionnant le détecteur perpendiculairement à l'axe du faisceau, à SDD 100, avant d'ajouter 9.9 cm de plaques de PMMA par-dessus.

Ensuite, les morceaux de film ont été irradiés en utilisant un nombre spécifique d'UM (figure 39). Puisque 1 UM correspond à 1 cGy, il était donc nécessaire de choisir un nombre opportun d'UM afin de couvrir l'intervalle de dose désiré. Une fois les irradiations terminées, nous avons scanné l'ensemble des bandelettes (sous format TIFF 48 bits, 16 bit/canal, recommandé par la firme (45)) et défini la dose reçue par chaque morceau en y dessinant une ROI, comme le montre la figure 40.

Le programme calcule automatiquement la courbe de calibration lorsque ces données sont encodées en utilisant la fonction d'ajustement recommandée suivante (43,45) :

$$d_x(D) = a + \frac{b}{(D-c)} \quad (24)$$

Avec :

- $d_x(D)$  : densité optique du film à la dose  $D$ , dans le canal  $x$  du scanner ;
- $a, b, c$  : paramètres à ajuster.



Figure 39 - Photographie des films EBT3 de calibration, après irradiation.

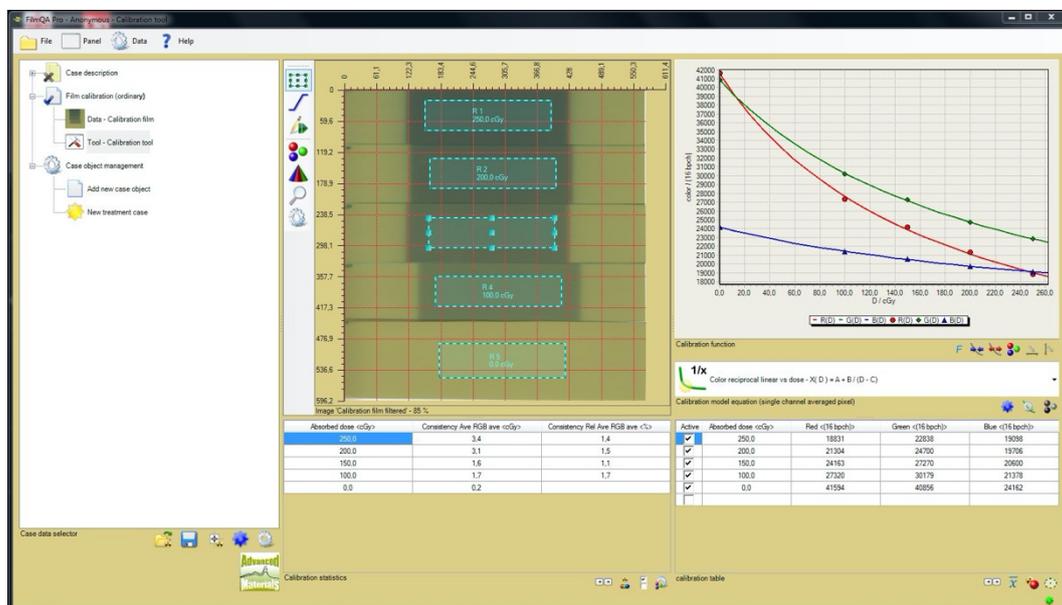


Figure 40 - Logiciel FilmQA Pro™. On peut y voir le scan de l'ensemble des bandelettes (irradiées ou non) ainsi que les courbes de calibration calculées.

### II.2.3. Facteur d'ouverture du collimateur

Dans le nouveau formalisme établi par l'IAEA/AAPM (1), l'expression du facteur d'ouverture du collimateur  $\Omega$  d'un faisceau de photons a été adaptée pour la dosimétrie des petits champs. En effet, il est toujours défini comme le rapport entre la dose absorbée dans l'eau en un point situé sur l'axe du faisceau, à une profondeur de référence  $z_{ref}$  pour un champ  $f_{clin}$  de taille quelconque, d'indice de qualité  $Q_{clin}$  et la dose absorbée en ce même point, dans le champ de référence de la machine  $f_{msr}$  (« machine specific référence »), d'indice de qualité  $Q_{msr}$ . Dans notre cas, étant donné que l'étude est réalisée avec un accélérateur linéaire, le champ de référence sera toujours celui de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Donc,  $f_{msr} = f_{ref}$  et  $Q_{msr} = Q_{ref}$ . La figure 41, tirée de (26), illustre le dispositif expérimental.

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}}(z_{ref})}{D_{w, Q_{ref}}^{f_{ref}}(z_{ref})} \quad (25)$$

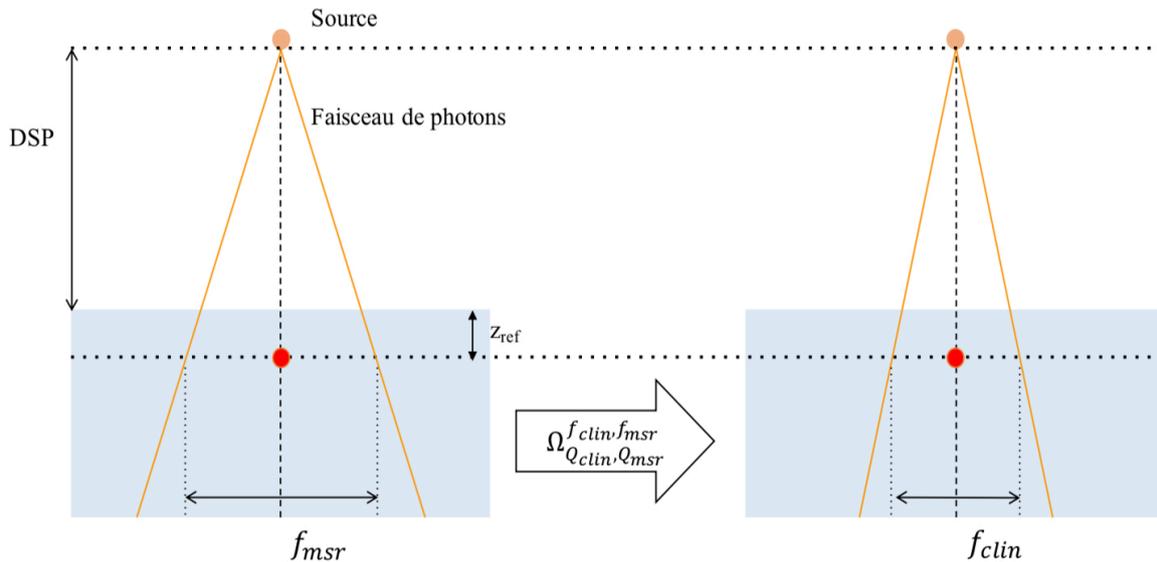


Figure 41 - Schéma expérimental de la mesure des facteurs d'ouverture du collimateur dans l'eau.

Physiquement, ce paramètre représente les variations des contributions du rayonnement diffusé dans la tête de l'accélérateur et dans l'eau pour différentes tailles de champ. Une fois le débit de référence déterminé, le facteur d'ouverture du collimateur permet de connaître le débit de dose absorbée pour n'importe quelle taille de champ, lorsque les conditions d'équilibre électronique sont respectées.

Cependant, étant donné le manque d'équilibre électronique dans les petits champs, une étude montre, par exemple, qu'un surdosage peut être causé si on utilise la définition classique du facteur d'ouverture,  $OF$ , sans facteur correctif (1). La figure 42, tirée de (1), montre que plus la taille de champ diminue, plus les différences entre les mesures obtenues avec différents détecteurs sont grandes, jusqu'à 15% dans les valeurs les plus extrêmes.

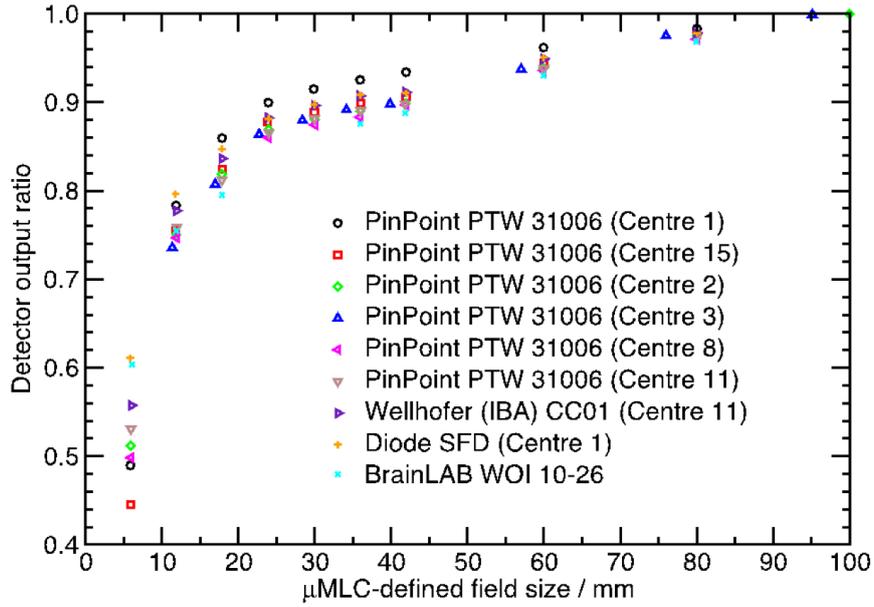


Figure 42 - Évolution des facteurs d'ouverture du collimateur en fonction de la taille de champ, pour différents types de détecteurs.

Dès lors, lorsque les dimensions du champ diminuent, il est nécessaire d'appliquer des facteurs de correction aux mesures des détecteurs :

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = OF_{dét}^{f_{clin}} \cdot k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} \quad (26)$$

Avec :

- $OF_{dét}^{f_{clin}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}}$  : définition conventionnelle d'un facteur d'ouverture, sous certaines conditions<sup>26</sup>;
- $k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$  : facteur de correction déterminé par simulation de Monte-Carlo, permettant de prendre en compte les différences entre les réponses des détecteurs pour les champs  $f_{clin}$  et  $f_{ref}$ . De plus, il permet de tenir compte de l'effet de volume ainsi que de la perturbation de la fluence. Les valeurs sont tabulées en fonction de la taille de champ, pour différents détecteurs et machines ;
- $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}$  : lecture du détecteur à l'électromètre, pour le champ clinique  $f_{clin}$  d'indice de qualité  $Q_{clin}$  ;
- $M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}$  : lecture du détecteur à l'électromètre, pour le champ clinique  $f_{ref}$  d'indice de qualité  $Q_{ref}$  .

<sup>26</sup> Pour les chambres d'ionisation, un FOC étant une mesure relative, cette expression peut être utilisée uniquement si les facteurs de correction (température, pression, recombinaison des ions et polarité) sont constants. Dans ce travail, nous avons vérifié que les facteurs pour l'effet de polarité et la recombinaison des ions ne variaient pas entre les différentes tailles de champ. Dès lors, nous avons choisi de ne pas établir de correction pour ces deux phénomènes. De plus, en ce qui concerne les corrections de température et de pression, nous avons exécuté des mesures intermédiaires de ces grandeurs. L'acquisition de toutes les données étant relativement courte, les valeurs obtenues étaient stables, justifiant notre choix de ne pas utiliser non plus ces corrections.

Afin de pouvoir faire le lien entre les mesures effectuées pour le champ de référence et un petit champ, nous allons utiliser la méthode « Daisy chaining ». C'est une méthode développée par Dieterich et Sherouse (46) qui consiste à utiliser un champ de taille intermédiaire  $f_{int}$ <sup>27</sup>. Dès lors, dans le nouveau formalisme, on retrouve :

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)} \cdot \frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)} \cdot k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}}(SD) \cdot k_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}}(IC) \quad (27)$$

Où  $SD$  signifie l'utilisation d'un détecteur adapté aux petits champs (« small field detector ») et  $IC$  celle d'une chambre d'ionisation, plus adaptée aux mesures pour des champs conventionnels.

En ce qui concerne le champ intermédiaire  $f_{int}$ , étant donné que la condition d'équilibre électronique est respectée, le facteur de correction  $k_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}}(IC)$  est égal à 1 pour les détecteurs recommandés par le *TRS 483* (1).

L'expression (27) devient alors :

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)} \cdot \frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)} \cdot k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}}(SD) \quad (28)$$

Selon (1), le facteur de correction est obtenu en faisant le rapport des facteurs de correction tabulés par rapport au champ de référence  $f_{ref}$  :

$$k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}}(SD) = \frac{k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}(SD)}{k_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}}(SD)} \quad (29)$$

Rappelons que les tailles de champs ont été définies, dans ce travail, en se basant sur les paramètres du collimateur primaire (voir section I.2.1.1.). Néanmoins, pour un champ asymétrique, la taille du petit champ carré équivalent est donnée par (1) :

$$S_{clin} = \sqrt{FWHM_x \cdot FWHM_y} \quad (30)$$

Avec :

- $FWHM_x$  : Largeur à mi-hauteur du profil selon la direction droite-gauche du patient (égale au paramètre du collimateur dans notre cas) ;
- $FWHM_y$  : Largeur à mi-hauteur du profil selon la direction tête-pied du patient (égale au paramètre du collimateur dans notre cas).

<sup>27</sup> Les dimensions du champ intermédiaire sont adaptées en fonction du détecteur utilisé. Dans ce travail, nous avons choisi un champ intermédiaire de 4 x 4 cm<sup>2</sup> car le détecteur dont nous disposons pour la mesure dans le champ de référence était une chambre Farmer.

Il est possible de définir la dimension d'un faisceau selon deux approches différentes. En effet, elle peut être obtenue lorsque les mâchoires se déplacent en définissant des champs de plus en plus petits, jusqu'à ce que la dimension voulue soit obtenue, ou inversement, en agrandissant la taille de champ. Afin de minimiser l'effet d'hystérèse des mâchoires, le TRS 483 (1) recommande d'effectuer une moyenne des mesures des facteurs d'ouverture prises dans les deux situations suivantes :

- En « fermeture », après que les mâchoires soient mises en mouvement pour former un champ plus grand et ensuite qu'elles se déplacent dans le sens inverse pour rétrécir le champ jusqu'à ce que la dimension désirée soit atteinte ;
- En « ouverture », après que les mâchoires soient mises en mouvement pour former un champ plus petit et ensuite qu'elles se déplacent dans le sens inverse pour agrandir le champ jusqu'à ce que la dimension désirée soit atteinte.

La figure 43 (21) représente le dispositif expérimental utilisé avec la chambre d'ionisation (figure de gauche) et le détecteur à diamant (figure de droite). On peut constater que ce dernier respecte bien les recommandations citées dans le tableau 2. Les  $\Omega$  symétriques et antisymétriques ont été mesurés pour une énergie de 6 MV, à 10 cm de profondeur dans l'eau. Afin de se placer entièrement dans les conditions de référence, la distance séparant la source du détecteur (SDD) était de 100 cm. Chaque mesure a été prise après avoir irradié le détecteur avec 600 UM.

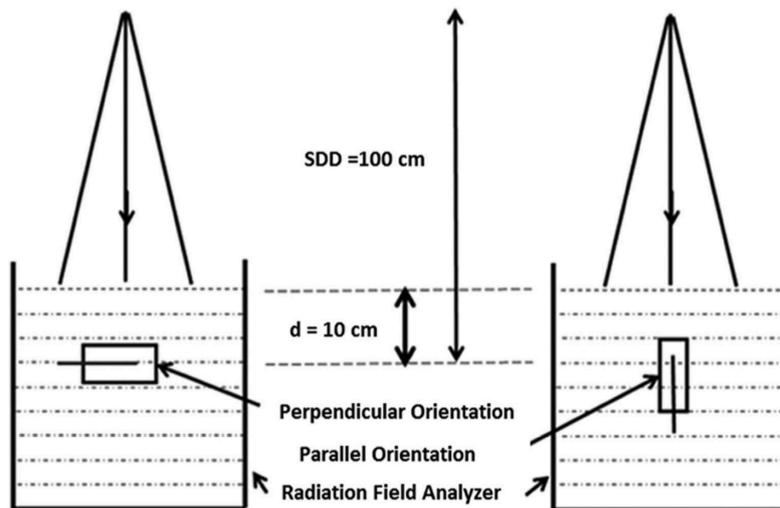


Figure 43 - Géométries utilisées pour la mesure des OF.

Les facteurs d'ouverture du collimateur ont été calculés à partir de la méthode du champ intermédiaire pour les faisceaux dont la taille du petit champ carré équivalent  $S_{clin}$  est strictement inférieure à 4 cm. Pour ce faire, les mesures des FOCs pour les champs symétriques et antisymétriques ont été obtenues en utilisant les trois détecteurs suivants :

- Diode E PTW 60017 ;
- microDiamond PTW 60019 ;
- PinPoint 3D PTW 31016.

Les facteurs de correction  $k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$  pour ces détecteurs, valables à 10 cm de profondeur, sont repris du *TRS 483* (1) et sont retranscrits dans le tableau 3 ci-dessous :

Détecteurs	Taille de champ carré équivalent, $S_{clin}$ [cm]			
	4.0	3.0	2.5	2.0
<i>PTW 60019 microDiamond</i>	1.000	1.000	0.999	0.997
<i>Diode E non blindée PTW 60017</i>	1.006	1.006	1.005	1.003
<i>Chambre d'ionisation PinPoint 3D PTW 31016</i>	1.000	1.001	1.001	1.004

Tableau 3 : Facteurs de correction pour les champs établis avec un MLC en fonction du détecteur utilisé..

Pour le champ intermédiaire de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  ( $S_{clin} = 4 \text{ cm}$ ) ainsi que le champ de référence de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  ( $S_{clin} = 10 \text{ cm}$ ), les mesures ont été acquises avec la chambre d'ionisation Farmer PTW 30013. Nous avons aussi utilisé ce détecteur pour déterminer quelques FOCs supplémentaires, via l'expression classique d'un facteur d'ouverture, pour des champs dont  $S_{clin} \geq 4 \text{ cm}$ .

Dans tous les cas, le détecteur a été placé au centre du champ en mesurant des profils latéraux de dose à la profondeur de mesure.

## II.2.4. Profils latéraux des faisceaux

### II.2.4.1. Généralités

Un profil latéral de dose  $P$  représente la distribution de la dose absorbée dans l'eau  $D_w$ , à une profondeur de référence  $z_{ref}$ , en fonction de la distance  $d$  par rapport à l'axe du faisceau. Typiquement, une fois le débit de dose de référence connu, ce type de courbe permet d'établir le débit de dose en dehors de l'axe central.

Le graphique ci-dessous provient de l'ouvrage de Faiz M. Khan (47) et représente l'allure typique d'une telle courbe. J'ai modifié ce dernier en délimitant et colorant différentes zones spécifiques : une région bleue correspondant aux hautes doses, deux régions vertes relatives aux faibles doses et les pénombres aux bords du champ, colorées en rouges, indiquant la distance entre 80% et 20% de la dose absorbée à l'axe. La dimension d'une pénombre dépend de l'énergie des photons, de la taille du faisceau ainsi que de la profondeur à laquelle la mesure est réalisée.

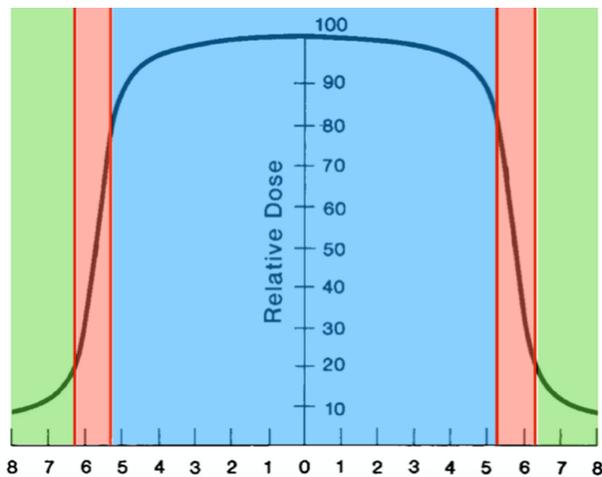


Figure 44 - Exemple typique d'un profil de dose avec les trois régions correspondant aux hautes doses (bleue), faibles doses (vertes) et pénombres (rouges).

Ce type de courbe peut être mesuré suivant la direction droite-gauche (« crossplane ») et tête-pieds (« inplane ») du patient. Ces directions correspondent à l'axe x et y représentés sur la figure 45, respectivement. Une normalisation est ensuite effectuée à la dose absorbée sur l'axe central.

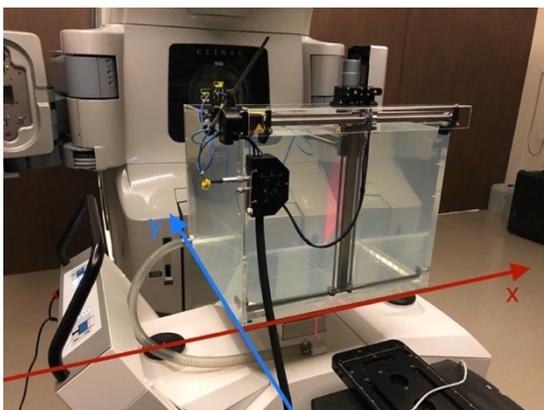


Figure 45 - Photographie de la cuve PTW Beamscan. L'axe x et y correspondent aux directions suivant lesquelles les profils sont mesurés.

Peu importe le détecteur utilisé, les allures des profils de dose sont légèrement différentes en fonction de la direction d'acquisition choisie. En effet, dans ce travail, les tailles de champs ont été définies en utilisant les mâchoires présentes dans la tête de l'accélérateur linéaire. Sur le Clinac 2100EX, la figure 46 (48) montre que les mâchoires Y sont situées au-dessus des mâchoires X. Dès lors, à cause de la divergence du champ, on s'attend à ce que les pénombres selon l'axe y soient supérieures à celles obtenues en suivant l'axe x.

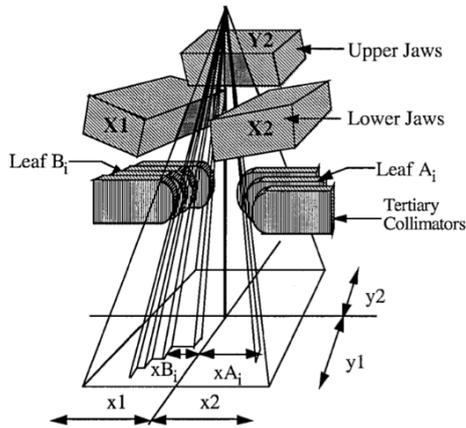


Figure 46 - Représentation schématique de la disposition des mâchoires X et Y ainsi que des lames du MLC (la mâchoire Y1 n'est pas représentée pour simplifier la visualisation du schéma).

Pour les champs de petites dimensions, la pénombre du profil représente une grande partie du champ. Dès lors, les tailles des volumes sensibles des détecteurs rendent cette mesure plus compliquée (effet de volume), c'est la raison pour laquelle il est nécessaire d'utiliser des détecteurs appropriés, comme il est expliqué dans la section précédente. En effet, il faut réaliser les mesures avec des détecteurs ayant une grande résolution spatiale ainsi que des dépendances avec l'énergie et le débit de dose limitées.

Pour ce faire, nous avons utilisé les détecteurs suivants :

- Diode E PTW 60017 ;
- microDiamond PTW 60019 ;
- PinPoint 3D PTW 31016 ;
- Film radiochromique EBT3.

#### II.2.4.2. Manipulations avec les détecteurs solides et la chambre PinPoint 3D

Pour mesurer un profil de dose avec les trois premiers détecteurs, nous avons utilisé la cuve à eau Beamscan de PTW. Cette dernière permet de déplacer le détecteur latéralement, pas à pas, à une certaine vitesse dans l'eau. Le *TRS 483* (1) recommande de prendre en compte les trois remarques suivantes : la vitesse du détecteur doit être telle que le mouvement de l'eau est minimisé. Cette dernière doit être la plus faible possible pour apporter le plus de précision dans les pénombres et la région des hautes doses. Enfin, pour les mêmes raisons, il faut maximiser le nombre de pas réalisés sur toute la largeur du faisceau.

La taille du volume sensible du détecteur utilisé est la principale caractéristique influençant les profils de dose latéraux. En effet, plus le volume de détection sera petit, plus les pénombres mesurées seront étroites (effet de volume, section I.2.1.1.) et la résolution spatiale d'autant meilleure. Par exemple, la figure 47 (41) montre que les diodes (blindées ou

non), à savoir les détecteurs possédant les plus petits volumes sensibles parmi tous ceux utilisés dans l'étude de Scott et al., sont en accord avec les simulations de Monte-Carlo et mesurent les pénombres les plus faibles. Ce résultat a été obtenu pour des tailles de champs allant de  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  à  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . Dans notre travail, le détecteur possédant le plus petit volume sensible est la chambre microDiamond 60019 de PTW ( $0.004 \text{ mm}^3$ ).

Une détermination précise des largeurs des pénombres est très utile pour la clinique, lors d'un traitement stéréotaxique. En effet, si le détecteur approprié n'est pas utilisé, ces régions possédant un fort gradient de la dose seront mal définies. Par exemple, lorsque le volume de détection est trop élevé (chambre d'ionisation conventionnelle), les pénombres sont surestimées et donc l'isodose de référence établie lors de la planification du traitement pourrait ne pas contenir précisément tout le volume cible, impliquant alors une dose absorbée par la tumeur inférieure à la dose prescrite par le médecin.

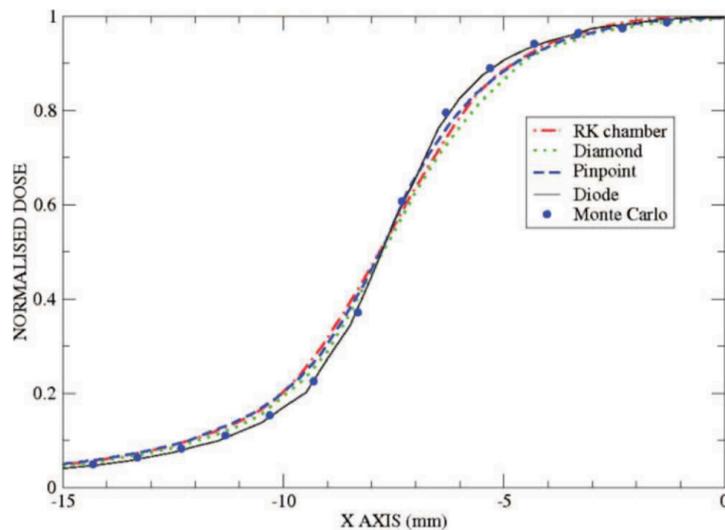


Figure 47 - Influence de la taille du volume de détection sur la largeur des pénombres mesurées.

Rappelons les orientations des différents détecteurs reprises dans le tableau 2 illustré précédemment, représentées ici par la figure (1) suivante :

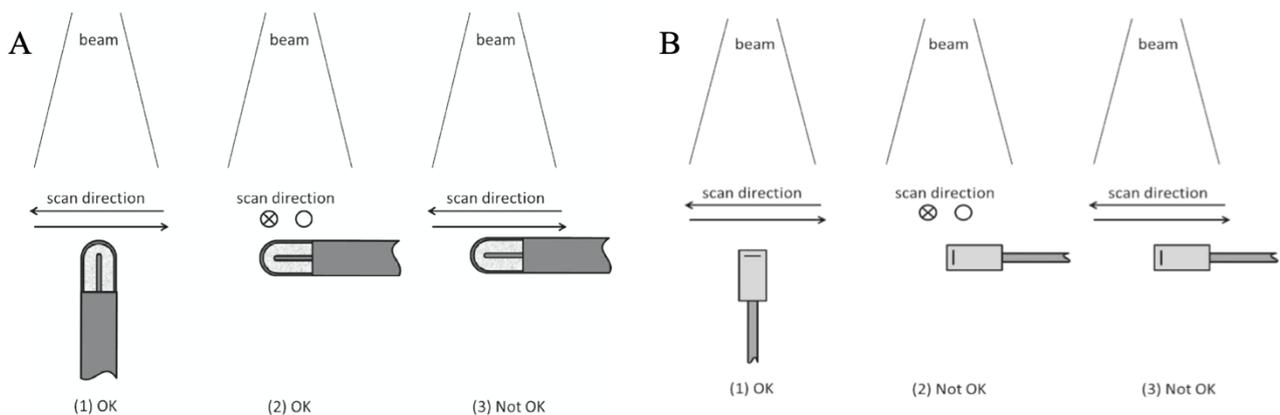


Figure 48 - Orientations des chambres d'ionisation (A) et des détecteurs solides (B) par rapport à l'axe du faisceau, pour la mesure des profils de dose.

Après avoir effectué le setup automatique de la cuve (remplissage, positionnement du zéro du détecteur, vérification de l'orientation, ...) et placé le détecteur spécifique pour les petits champs sur son support TRUFIX<sup>®</sup>, on peut s'aider de la projection du champ lumineux ainsi que du croisillon pour centrer le détecteur sur l'axe du faisceau. Toutefois, afin de respecter ce qui a été dit dans la section II.2.1. sur l'importance du positionnement du détecteur dans la dosimétrie des petits champs, un centrage plus rigoureux de ces derniers peut être réalisé avec le PTW Beamscan en mesurant des profils de dose selon les directions x et y. Ensuite, ces données permettent au logiciel d'acquisition et d'analyse *Mephysto* d'ajuster correctement la position du détecteur dans la cuve afin que ce dernier soit finalement bien centré. La figure 49 illustre un exemple d'un détecteur (diode E PTW 60017) bien centré, prêt à être utilisé pour des mesures dans des petits champs.



Figure 49 - Exemple d'un détecteur correctement centré.

Dans ce travail, les profils de dose ont été mesurés pour les champs de 2 x 2, 3 x 3 et 4 x 4 cm<sup>2</sup>, à 15, 50, 100, 200 et 300 mm de profondeur. Toutes les mesures ont été réalisées avec des orientations du gantry et du collimateur fixées à 0°. Enfin, un détecteur de référence n'a pas pu être utilisé pour toutes les mesures. Cette remarque est développée davantage lors de la présentation des résultats.

#### II.2.4.3. Manipulations avec les films radiochromiques

Lorsque des films radiochromiques EBT3 sont employés pour ce type de mesure, il est nécessaire de les insérer dans un fantôme d'eau solide. Dans notre cas, chaque film a tout d'abord été placé sur 4 cm de PMMA afin de simuler le phénomène de rétrodiffusion des photons, comme l'illustre la figure 50. Avant chaque séance de mesure, une calibration a été réalisée en suivant le mode opératoire décrit dans la section II.2.2. Notons aussi que chaque film de mesure a été découpé de façon à ce que les bords du champ ne soient pas trop proches des bords du film. Cette étape est importante car une lecture du film est susceptible d'être faussée si elle est réalisée sur ses bords, déjà endommagés lors du découpage. De plus, la divergence du faisceau a dû être prise en compte car on sait que la taille du champ augmente légèrement avec la profondeur. Sur la figure 50, on peut voir par exemple un espace de plusieurs cm entre les bords du champ et les bords du film, pour un champ de 4 x 4 cm<sup>2</sup>, à 298 mm de profondeur.

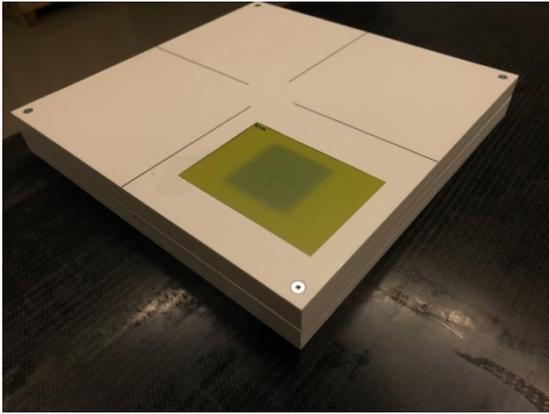


Figure 50 - Exemple de film radiochromique EBT3 positionné sur 4 plaques de PMMA.

Afin de se placer dans les mêmes conditions de mesure qu'avec les autres détecteurs dans l'eau, un certain nombre de plaques de PMMA ont été ajoutées par-dessus le film, après avoir positionné ce dernier à 100 cm de la source. Ceci a été réalisé à l'aide du télémètre présent dans la tête de l'accélérateur. La figure 51 illustre un exemple du dispositif final, dans lequel le détecteur est situé à une profondeur de 298 mm et sur 40 mm de PMMA.



Figure 51 - Exemple d'un dispositif final pour un film radiochromique EBT3 situé à une profondeur de 298 mm et sur 40 mm de PMMA.

Le nombre de plaques à utiliser dépendait de la profondeur de mesure désirée. Le tableau 4 regroupe les différentes conversions de la profondeur d'eau en épaisseur de plaques de PMMA, via l'expression (23) présentée précédemment :

Profondeur dans l'eau [mm]	Épaisseur de plaques PMMA RW3 [mm]
15	14.9
50	49.6
100	99.2
200	198.4
300	297.6

Tableau 4 : Conversion de la profondeur d'eau en épaisseur de plaques de PMMA RW3.

Ces résultats montrent que plus la profondeur est importante, plus la différence de densité présente entre les deux matériaux impacte l'équivalence eau – PMMA. Les mesures avec les films radiochromiques EBT3 ont pu être réalisées pour les champs de 2 x 2, 3 x 3 et 4 x 4 cm<sup>2</sup> aux profondeurs suivantes : 15, 50, 99, 198 et 298 mm. Encore une fois, toutes les mesures ont été réalisées avec des orientations du gantry et du collimateur fixées à 0°.

Enfin, les films radiochromiques ont été manipulés avec certaines précautions, en utilisant par exemple des gants en latex. De plus, étant donnée la variation de la lecture avec le scanner en fonction de l'orientation des films, une attention particulière a été portée à cette dernière. Par exemple, chaque film a été découpé de façon rectangulaire et la taille du champ ainsi que la profondeur de mesure ont été annotés sur le coin supérieur gauche. Une fois l'irradiation terminée, ils ont été stockés dans des enveloppes en veillant à ce qu'ils n'entrent pas en contact entre eux. Pour cela, des feuilles en papier ont simplement été insérées entre chaque film.

Quelques jours après avoir irradié les films, les lectures ont été réalisées avec le scanner Epson 11000XL équipé d'un module transparent et les profils ont pu être établis à partir du logiciel *FilmQA Pro<sup>TM</sup>*.

## II.2.5. Rendements en profondeur

### II.2.5.1. Généralités

Un rendement en profondeur (PDD) représente le rapport entre la dose absorbée à n'importe quelle profondeur avec celle à la profondeur correspondant au maximum de dose. Il décrit l'évolution de la dose absorbée en fonction de la profondeur  $z$ , pour une DSP et une taille de champs fixées.

Un exemple typique de courbe est illustré par la figure 52 (49). Elle est tout d'abord caractérisée par une dose  $D_0$  non nulle à l'entrée. Celle-ci comprend les contributions des photons primaires et diffusés ainsi que les électrons de contamination produits dans la tête de l'accélérateur linéaire. Ensuite, typiquement, pour des faisceaux de photons, la dose augmente jusqu'à atteindre un maximum à une certaine profondeur  $z_{max}$ . Rappelons que cette région séparant  $z_0$  de  $z_{max}$  est nommée « build-up » et correspond à la mise en place de l'équilibre électronique. Elle découle des parcours des électrons secondaires éjectés lors des interactions des photons avec le milieu. Une fois les conditions d'équilibre électronique respectées, après  $z_{max}$ , la dose décroît avec la profondeur selon l'inverse du carré de la distance ainsi que l'atténuation et la diffusion des photons dans le milieu. Plus la dimension du champ diminue, plus la dose à la peau sera petite. Mais encore, la profondeur du maximum de dose augmente avec la taille de champ étant donnée l'augmentation de la contribution à l'axe des particules diffusées dans le milieu.

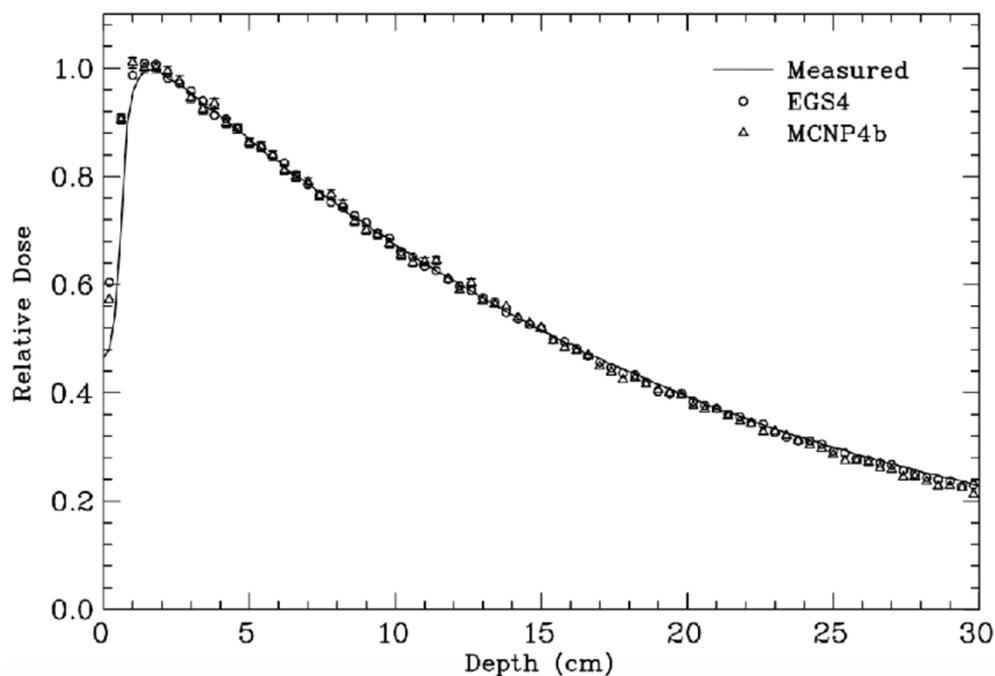


Figure 52 - Exemple d'un rendement en profondeur obtenu pour un faisceau de photons de 6 MV dans un fantôme homogène d'eau.

Le faisceau de photons étant divergent, la taille du champ augmente avec la profondeur et donc, le nombre de photons de basses énergies aussi (section I.2.1.2.). Le spectre énergétique des particules varie avec la profondeur (durcissement du faisceau), il est donc important que le détecteur spécifique aux petits champs soit eau équivalent comme le microDiamond 60019, contrairement à la diode au silicium, par exemple. Cependant, Scott et

al. (41) montrent que le rapport des pouvoirs d'arrêt massiques des électrons pour l'eau et la diode (expression (18)) ainsi que le rapport des coefficients massiques d'absorption énergétique des photons pour l'eau et la diode (expression (19)) varient très peu ( $< 1.1\%$ ) sur une profondeur de 15 cm. Ces manipulations ont été réalisées pour des champs allant de  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$  à  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  et des faisceaux de photons ayant une énergie de 15 MV. Une diode peut donc aussi être utilisée dans ce travail pour réaliser ce type de mesures (34,41).

#### II.2.5.2. Manipulations avec les détecteurs solides et la chambre PinPoint 3D

Ce travail a nécessité les mesures de rendements en profondeur pour les tailles de champs suivantes :  $2 \times 2$ ,  $3 \times 3$  et  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ . Pour ce faire, voici les trois détecteurs qui ont été utilisés lors de ces manipulations :

- Diode E PTW 60017 ;
- microDiamond PTW 60019 ;
- PinPoint 3D PTW 31016.

Encore une fois, ils ont été manipulés en respectant les orientations recommandées par le *TRS 483* et illustrées par la figure 48 (1).

Lors d'une mesure de ce type de courbe, il est préférable d'acquérir les données en démarrant des grandes profondeurs afin d'avoir la plus grande précision dans les petites profondeurs, correspondant à la région du build-up. En effet, l'accélération du détecteur lors de sa mise en mouvement implique des fluctuations de l'eau pouvant influencer la réponse dosimétrique.

Les centrages des détecteurs ont été réalisés de la même façon que celle décrite pour les profils de dose et les facteurs d'ouverture. De même, la valeur donnée à la vitesse de déplacement de chaque détecteur a été la plus petite possible et les orientations du gantry ainsi que du collimateur ont aussi été fixées à  $0^\circ$ . Enfin, pour les mêmes raisons que celles déjà développées dans la section précédente, un détecteur de référence n'a pas pu être utilisé pour toutes les tailles de champs.

#### II.2.6. Limitation

Ce travail vise à établir une validation des petits champs, une question naturelle pourrait alors se poser : *Pourquoi des mesures n'ont pas été entreprises pour des champs dont les dimensions sont inférieures à  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  ?*

La réponse à cette interrogation est purement dépendante du centre hospitalier dans lequel l'étude a été réalisée. En effet, cela peut s'expliquer par les limitations des techniques utilisées par le CHU Tivoli dans l'établissement des marges de la tumeur.

Pour tenir compte du mouvement respiratoire, le CHU Tivoli ne dispose pas d'un système de gating ou de tracking comme ceux présentés dans la section *I.1.2.4.2*. Dès lors, un ITV est à chaque fois pris en compte, impliquant donc une certaine marge à ajouter au volume tumoral. La marge à ajouter pour dessiner l'ITV peut être considérée, en général, comme étant

égale à la moitié de l'amplitude du mouvement respiratoire. De plus, une extension supplémentaire de 5 mm doit être ajoutée à ce volume afin de tenir compte des incertitudes et de la variabilité de reproductibilité du positionnement du patient, pour créer le PTV. Dès lors, en 2D, en tenant compte de cette extension de 5 mm dans toutes les directions, 1 cm du volume est déjà dédié à la marge du PTV. Mais encore, lors de la planification du traitement, une marge de quelques mm est généralement laissée entre les extrémités des lames du MLC et le bord du PTV. Ceci est fait dans le but de laisser un espace pour le gradient de dose. En prenant en compte toutes ces marges, même si une tumeur est très petite à la base, dans une région pulmonaire, les dimensions ne seront donc quasiment jamais inférieures à 2 x 2 cm<sup>2</sup> avec cette méthode.

Par contre, pour les stéréotaxies intracrâniennes, des micro-métastases peuvent être traitées avec des champs dits « très petits ». En effet, la tumeur se localisant à l'intérieur du crâne, il n'est plus nécessaire d'appliquer le concept de l'ITV. De plus, des moyens de contention spécifiques à ce type de traitement impliquent qu'une marge de 1 mm pour le PTV est suffisante. Étant donné qu'au service de radiothérapie du CHU Tivoli, à l'heure actuelle, des SBRT pulmonaires sont principalement réalisées<sup>28</sup>, il n'a pas été utile de prendre des mesures pour les très petits champs dans ce travail.

## II.2.7. Tableau récapitulatif des manipulations

Détecteur	Taille de champ [cm <sup>2</sup> ]		
	$\Omega$	Profils à 15, 50, 100, 200 et 300 mm de profondeur	PDD
<i>Chambre d'ionisation PinPoint 3D PTW 31016</i>	2 x 2, 2 x 3, 3 x 2, 3 x 3, 3 x 4, 4 x 3, 2 x 4, 4 x 2, 5 x 2, 2 x 5, 3 x 5, 5 x 3	2 x 2, 3 x 3, 4 x 4	2 x 2, 3 x 3, 4 x 4
<i>PTW microDiamond 60019</i>	2 x 2, 2 x 3, 3 x 2, 3 x 3, 3 x 4, 4 x 3, 2 x 4, 4 x 2, 5 x 2, 2 x 5, 3 x 5, 5 x 3	2 x 2, 3 x 3, 4 x 4	2 x 2, 3 x 3, 4 x 4
<i>Diode E non blindée PTW 60017</i>	2 x 2, 2 x 3, 3 x 2, 3 x 3, 3 x 4, 4 x 3, 2 x 4, 4 x 2, 5 x 2, 2 x 5, 3 x 5, 5 x 3	2 x 2, 3 x 3, 4 x 4	2 x 2, 3 x 3, 4 x 4
<i>Film radiochromique EBT3</i>	/	2 x 2, 3 x 3, 4 x 4	/
<i>Chambre d'ionisation Farmer PTW 31013</i>	4 x 4, 4 x 5, 5 x 4, 5 x 5	/	/

Tableau 5 : Récapitulatif des mesures.

<sup>28</sup> Il se peut aussi que des traitements stéréotaxiques soient effectués pour des métastases uniques dans la région abdominale. Dans ce cas, un ITV est toujours nécessaire et les marges pour le PTV sont encore plus grandes car il n'y a pas de moyen de contention pour cette zone. Enfin, pour les oligométastases dans des régions osseuses, les tumeurs sont très rarement petites.

---

## Chapitre III : Présentation, discussion et implémentation des résultats

<b>III.1. Facteur d'ouverture du collimateur .....</b>	<b>63</b>
<b>III.2. Profils latéraux des faisceaux .....</b>	<b>65</b>
<b>III.3. Rendements en profondeur .....</b>	<b>72</b>
<b>III.4. Implémentation et validation des données dans Eclipse .....</b>	<b>75</b>
<u>III.4.1. Choix du détecteur .....</u>	<u>75</u>
<u>III.4.2. Configuration du faisceau pour l'algorithme AAA .....</u>	<u>75</u>
<u>III.4.3. Validation du faisceau pour l'algorithme AAA .....</u>	<u>76</u>

### III.1. Facteur d'ouverture du collimateur

Rappelons que pour les petits champs, la méthode du champ intermédiaire utilisée exprime le facteur d'ouverture du collimateur via la formule mathématique suivante :

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}(SD)}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}(SD)}} \cdot \frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}(IC)}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}(IC)}} \cdot \frac{k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}(SD)}}{k_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}(SD)}} \quad (31)$$

Les valeurs des facteurs de correction ont été reprises du tableau 3 présenté précédemment. En ce qui concerne les mesures  $M_{Q_{clin}}^{f_{clin}(SD)}$ ,  $M_{Q_{int}}^{f_{int}(SD)}$ ,  $M_{Q_{int}}^{f_{int}(IC)}$  et  $M_{Q_{ref}}^{f_{ref}(IC)}$ , les valeurs utilisées pour obtenir les facteurs d'ouverture finaux sont des moyennes de trois lectures, pour tous les détecteurs et toutes les tailles de champs. À chaque fois, un facteur d'ouverture a été déterminé en « ouverture » et en « fermeture » des mâchoires.

Les deux tableaux suivants reprennent les résultats finaux obtenus, l'un pour les champs dont  $S_{clin} < 4$  cm et l'autre pour ceux avec  $S_{clin} \geq 4$  cm. Pour toutes les tailles de champs ainsi que pour tous les détecteurs utilisés, les valeurs obtenues pour chaque terme de l'expression (31), en « ouverture » et en « fermeture », sont présentées dans le chapitre VI consacré aux annexes de ce travail.

FOC - $S_{clin} < 4$ cm			
Taille de champ [cm <sup>2</sup> ]	Diode E PTW 60017	microDiamond PTW 60019	PinPoint 3D PTW 31016
2 x 2	0.780	0.784	0.784
2 x 3	0.799	0.803	0.801
3 x 2	0.799	0.801	0.798
2 x 4	0.811	0.815	0.814
4 x 2	0.809	0.813	0.807
3 x 3	0.822	0.825	0.823
2 x 5	0.821	0.822	0.821
5 x 2	0.819	0.820	0.818
3 x 4	0.837	0.840	0.837
4 x 3	0.838	0.840	0.838
3 x 5	0.849	0.849	0.850
5 x 3	0.850	0.852	0.850

Tableau 6 : Moyenne des FOCs en « ouverture » et en « fermeture », pour les champs dont  $S_{clin} < 4$  cm, pour tous les détecteurs utilisés.

FOC - $S_{clin} \geq 4 \text{ cm}$	
Taille de champ [ $\text{cm}^2$ ]	Chambre Farmer PTW 30013
4 x 4	0.858
4 x 5	0.874
5 x 4	0.872
5 x 5	0.890

Tableau 7 : Moyenne des FOCs en « ouverture » et en « fermeture », pour les champs dont  $S_{clin} \geq 4 \text{ cm}$ .

Tout d'abord, les résultats détaillés dans les annexes nous permettent de constater que les valeurs obtenues en « ouverture » et en « fermeture » des mâchoires, pour toutes les tailles de champs et pour tous les détecteurs présentent des écarts  $\ll 1\%$ . Dès lors, dans notre cas, l'effet d'hystérèse des mâchoires n'influence pas les valeurs des facteurs d'ouverture du collimateur. Ceci peut s'expliquer par le fait que les dimensions des champs sont suffisamment grandes pour que la mesure ne soit pas impactée par ce phénomène. En effet, un léger décalage dans les positions des mâchoires entre l'« ouverture » et la « fermeture » aurait plus de conséquences pour les très petits champs, inférieurs à  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ .

De plus, les valeurs mesurées sont cohérentes avec celles trouvées dans la littérature, présentées dans le chapitre I (figure 20). En effet, on remarque que plus la taille de champ diminue, plus la valeur du facteur d'ouverture est petite. Les dimensions du plus petit faisceau étant de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , cela implique une redondance logique des résultats avec les différents détecteurs (les différences sont toujours  $< 1\%$ ) car l'effet de volume n'est pas très important pour ces tailles de champs, comme l'illustre la figure 53 ci-dessous.

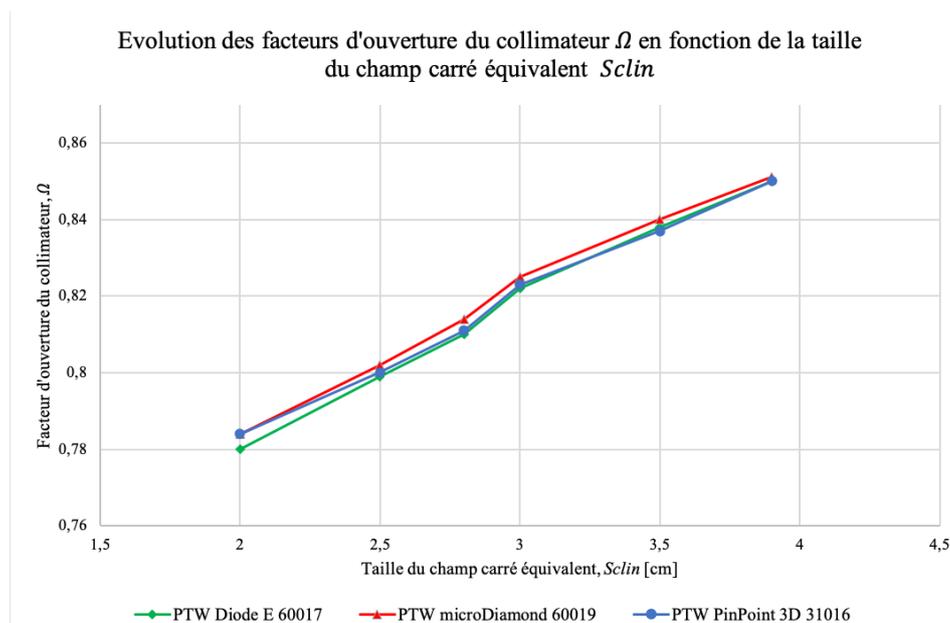


Figure 53 - Évolution des facteurs d'ouverture du collimateur en fonction de la taille du champ carré équivalent.

Étant donné la redondance des résultats, les valeurs retenues dans le tableau 8 représentent les moyennes de celles obtenues avec les détecteurs spécifiques pour les petits champs lorsque  $S_{clin} < 4$  cm (cases blanches), présentées dans le tableau 6 précédemment. Lorsque  $S_{clin} \geq 4$  cm (cases bleues), alors les FOCs retenues sont celles du tableau 7, calculées avec l'expression classique d'un facteur d'ouverture, en utilisant une chambre d'ionisation Farmer.

X [mm] \ Y [mm]	20	30	40	50
20	0.783	0.801	0.813	0.821
30	0.799	0.823	0.838	0.849
40	0.810	0.838	0.858	0.874
50	0.819	0.851	0.872	0.890

Tableau 8 : Moyennes des valeurs des facteurs d'ouverture du collimateur mesurées avec différents détecteurs.

Le tableau 8 permet aussi de constater que les FOCs pour les champs asymétriques de  $Y \times X$  mm<sup>2</sup> sont semblables à ceux de  $X \times Y$  mm<sup>2</sup>, pour les mêmes valeurs de X et Y.

### III.2. Profils latéraux des faisceaux

Afin de respecter ce que nous avons expliqué dans la section II.2.1.3. sur l'utilisation d'un détecteur de référence lorsqu'on travaille avec des petits champs, nous avons choisi de débiter les mesures des profils avec une référence. Nous avons à notre disposition le choix entre deux détecteurs, chacun équipé de son propre support : la chambre d'ionisation Farmer *PTW* 30013 avec son moyen de fixation sur la tête du gantry et la chambre *PTW* Semiflex 31010 avec son support spécifique pour la cuve à eau Beamscan de *PTW*. Distinguons désormais, en fonction des tailles de champs, les raisons qui nous ont amené à utiliser ou non une référence :

- Pour les champs de 2 x 2 et 3 x 3 cm<sup>2</sup>, leurs dimensions aux différentes profondeurs étaient trop faibles pour pouvoir intégrer le volume sensible du détecteur de référence dans un de leurs coins. Dès lors, comme il est conseillé dans l'article de J. Wuerfel et al. (20), nous avons décidé de placer la référence en dehors du champ, au plus proche d'un de ses bords. Cependant, à la fois avec la chambre Farmer et la Semiflex 31010, les données obtenues étaient plus bruitées que lorsqu'aucune référence n'était utilisée. Ceci s'explique principalement par les dimensions trop petites des volumes de détection des chambres de référence utilisées.

En effet, l'étude menée par J. Wuerfel (20) précise que si ce type de dispositif est utilisé, alors la chambre de référence doit posséder un volume sensible supérieur à 2.4 cm<sup>3</sup>. Bien que celui de la Semiflex 31010 (0.125 cm<sup>3</sup>) et de la Farmer (0.6 cm<sup>3</sup>) soient plus grands que celui d'un détecteur spécifique pour les petits champs (0.004 mm<sup>3</sup> pour le détecteur à diamant, par exemple), ils restent tout de même 19 et 4 fois plus petits que celui recommandé dans l'étude, respectivement. De plus, pour la chambre Farmer, cet effet était encore plus important car le support dont nous disposions ne nous permettait pas de la placer assez proche d'un bord du champ quand ce dernier était de petite taille. De ce

fait, pour ces tailles de champs, aucune référence n'a été utilisée dans ce travail. Notre choix d'utiliser la vitesse de déplacement la plus faible a donc permis, en plus d'apporter davantage de précision, de limiter l'effet des fluctuations de l'output de l'accélérateur.

- Pour les champs de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ , d'une part, les surfaces irradiées étaient assez grandes et d'une autre, le support de la PTW Semiflex 31010 était suffisamment long pour pouvoir insérer le volume sensible du détecteur de référence, comme le montre la figure suivante. Dans ce cas, les courbes obtenues étaient moins bruitées qu'en absence de chambre de référence.

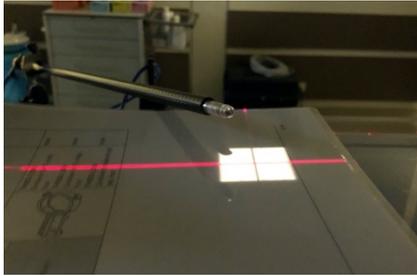


Figure 54 - Positionnement d'un détecteur de référence dans le coin d'un champ de  $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ .

Un exemple de profils mesurés dans les deux directions avec le détecteur à diamant, aux cinq profondeurs de mesure, pour un champ de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  à l'isocentre, est illustré sur la figure 55.

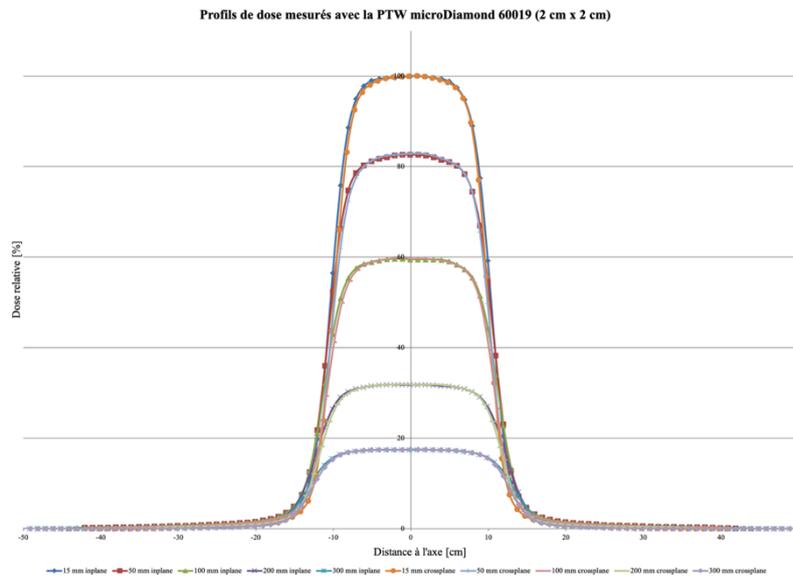


Figure 55 - profils de dose mesurés avec la PTW microDiamond 60019 ( $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$ ).

Les allures des courbes mesurées avec les autres détecteurs sont semblables à celles illustrées par la figure 55, peu importe la taille de champ définie à l'isocentre ( $2 \times 2$ ,  $3 \times 3$  et  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ). Une analyse de la largeur des pénombres en fonction du détecteur utilisé peut être réalisée en mesurant la distance séparant 80% à 20% de la dose maximale. Les tableaux suivants illustrent les différentes pénombres (gauches, droites ainsi que la moyenne des deux) obtenues pour chaque taille de champ, en fonction de la profondeur, du type de détecteur utilisé et de l'axe suivant lequel les données ont été acquises.

<b>Pénombres 80%-20% [mm] – Champs 2 x 2 cm<sup>2</sup> « inplane »</b>												
	<i>PTW Diode E 60017</i>			<i>PTW microdiamond 60019</i>			<i>PTW PinPoint 3D 31016</i>			<i>Gafchromic Film EBT3</i>		
Profondeur d'eau (de PMMA) [mm]	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy
15	3.12	3.15	3.135	3.32	3.27	3.295	4.08	4.05	4.065	2.8	2.9	2.85
50	3.42	3.38	3.400	3.55	3.56	3.555	4.30	4.29	4.295	3.1	3.1	3.10
100	3.62	3.65	3.635	3.75	3.73	3.740	4.54	4.53	4.535	3.4	3.5	3.45
200 (198)	4.01	4.07	4.040	4.08	4.06	4.070	4.88	4.86	4.870	3.6	3.5	3.55
300 (298)	4.34	4.40	4.370	4.36	4.34	4.350	5.27	5.24	5.255	3.9	4.6	4.25

Tableau 9 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « inplane » de 2 x 2 cm<sup>2</sup>, en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure.

<b>Pénombres 80%-20% [mm] – Champs 2 x 2 cm<sup>2</sup> « crossplane »</b>												
	<i>PTW Diode E 60017</i>			<i>PTW microdiamond 60019</i>			<i>PTW PinPoint 3D 31016</i>			<i>Gafchromic Film EBT3</i>		
Profondeur d'eau (de PMMA) [mm]	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy
15	2.92	2.88	2.900	3.13	2.96	3.045	4.04	3.96	4.000	2.5	2.5	2.50
50	3.23	3.04	3.135	3.35	3.09	3.220	4.21	4.18	4.195	2.8	2.8	2.80
100	3.41	3.25	3.333	3.51	3.32	3.415	4.39	4.31	4.350	3.0	3.1	3.05
200 (198)	3.71	3.58	3.645	3.79	3.57	3.680	4.69	4.62	4.655	3.4	3.5	3.45
300 (298)	4.05	3.86	3.955	4.02	3.80	3.910	5.01	4.90	4.955	3.7	3.8	3.75

Tableau 10 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « crossplane » de 2 x 2 cm<sup>2</sup>, en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure.

<b>Pénombres 80%-20% [mm] – Champs 3 x 3 cm<sup>2</sup> « inplane »</b>												
	<i>PTW Diode E 60017</i>			<i>PTW microdiamond 60019</i>			<i>PTW PinPoint 3D 31016</i>			<i>Gafchromic Film EBT3</i>		
Profondeur d'eau (de PMMA) [mm]	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy
15	3.18	3.16	3.170	3.39	3.38	3.385	4.19	4.19	4.190	2.9	3.0	2.95
50	3.50	3.55	3.525	3.68	3.67	3.675	4.53	4.51	4.520	3.2	2.9	3.05
100	3.75	3.80	3.775	3.92	3.87	3.895	4.85	4.82	4.835	3.4	3.3	3.35
200 (198)	4.31	4.30	4.305	4.35	4.33	4.340	5.25	5.22	5.235	3.8	3.8	3.80
300 (298)	4.71	4.82	4.765	4.67	4.63	4.650	5.65	5.66	5.655	4.2	4.0	4.10

Tableau 11 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « inplane » de 3 x 3 cm<sup>2</sup>, en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure.

<b>Pénombres 80%-20% [mm] – Champs 3 x 3 cm<sup>2</sup> « crossplane »</b>												
	<i>PTW Diode E 60017</i>			<i>PTW microdiamond 60019</i>			<i>PTW PinPoint 3D 31016</i>			<i>Gafchromic Film EBT3</i>		
Profondeur d'eau (de PMMA) [mm]	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy
15	3.07	2.95	3.010	3.21	3.08	3.145	4.04	4.07	4.055	2.5	2.6	2.55
50	3.32	3.13	3.225	3.45	3.29	3.370	4.42	4.38	4.400	2.9	2.9	2.90
100	3.59	3.44	3.015	3.73	3.56	3.645	4.64	4.64	4.640	3.2	3.2	3.20
200 (198)	4.00	3.87	3.935	4.08	3.90	3.990	5.08	4.97	5.025	3.5	3.7	3.60
300 (298)	4.35	4.26	4.305	4.32	4.15	4.235	5.42	5.32	5.370	4.0	4.2	4.10

Tableau 12 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « crossplane » de 3 x 3 cm<sup>2</sup>, en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure.

<b>Pénombres 80%-20% [mm] – Champs 4 x 4 cm<sup>2</sup> « inplane »</b>												
	<i>PTW Diode E 60017</i>			<i>PTW microdiamond 60019</i>			<i>PTW PinPoint 3D 31016</i>			<i>Gafchromic Film EBT3</i>		
Profondeur d'eau (de PMMA) [mm]	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy
15	3.23	3.24	3.235	3.41	3.36	3.385	4.27	4.20	4.235	2.7	2.9	2.80
50	3.64	3.63	3.635	3.81	3.80	3.805	4.65	4.61	4.630	3.2	3.1	3.15
100	4.04	4.06	4.050	4.16	4.13	4.145	5.02	5.01	5.015	3.6	3.9	3.75
200 (198)	4.57	4.60	4.585	4.56	4.50	4.530	5.61	5.60	5.605	4.1	3.9	4.00
300 (298)	5.10	5.14	5.120	4.84	4.82	4.830	6.07	5.99	6.030	4.4	4.4	4.40

Tableau 13 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « inplane » de 4 x 4 cm<sup>2</sup>, en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure.

<b>Pénombres 80%-20% [mm] – Champs 4 x 4 cm<sup>2</sup> « crossplane »</b>												
	<i>PTW Diode E 60017</i>			<i>PTW microdiamond 60019</i>			<i>PTW PinPoint 3D 31016</i>			<i>Gafchromic Film EBT3</i>		
Profondeur d'eau (de PMMA) [mm]	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy	G	D	Moy
15	3.03	2.86	2.945	3.23	3.00	3.115	4.07	4.15	4.110	2.6	2.6	2.60
50	3.39	3.30	3.345	3.60	3.42	3.510	4.49	4.49	4.490	3.0	3.0	3.00
100	3.71	3.57	3.640	3.84	3.63	3.735	4.98	4.89	4.935	3.4	3.5	3.45
200 (198)	4.28	4.18	4.230	4.24	4.07	4.155	5.41	5.37	5.39	3.8	3.5	3.65
300 (298)	4.73	4.59	4.660	4.57	4.27	4.420	5.79	5.81	5.800	4.2	3.9	4.05

Tableau 14 : Pénombres gauches (G), droites (D) et moyennes (Moy) pour les champs « crossplane » de 4 x 4 cm<sup>2</sup>, en fonction du type de détecteur et de la profondeur de mesure.

Les valeurs affichées par les tableaux précédents nous permettent d'effectuer les constatations suivantes :

- *Direction d'acquisition* : Peu importe le type de détecteur utilisé, la valeur de la pénombre est toujours plus élevée lorsque le profil est acquis suivant la direction « inplane » par rapport à la direction « crossplane ». Ceci confirme donc nos attentes à ce propos. Un exemple est illustré ci-dessous pour des profils de dose mesurés avec le détecteur à diamant, pour un champ de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , à 15 mm de profondeur. Les profils ont été normalisés par rapport à l'axe.

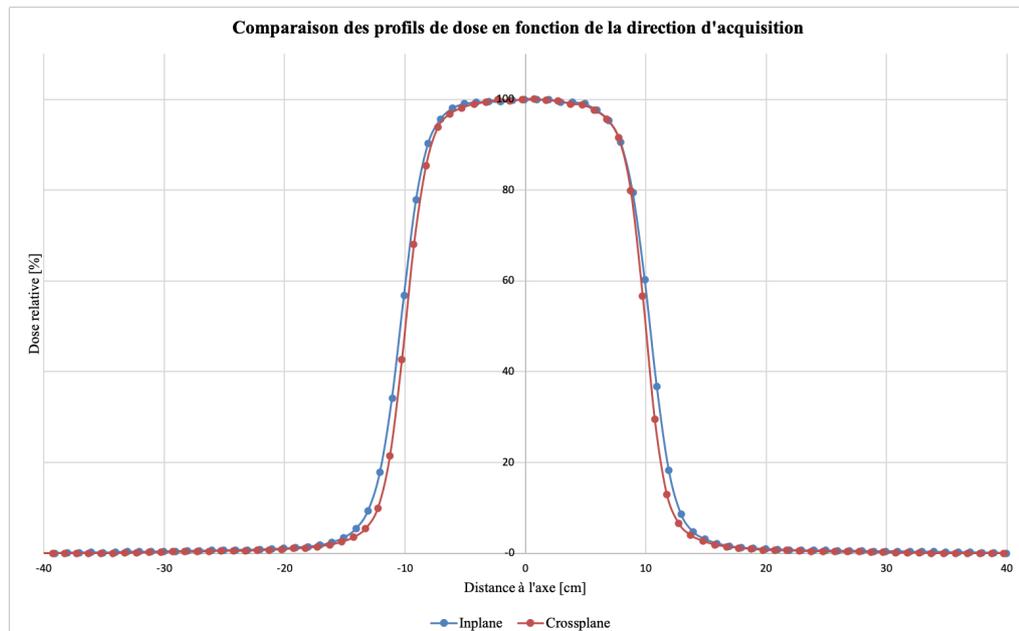


Figure 56 - Comparaison des profils de dose selon la direction d'acquisition.

- *Effet de volume* : les valeurs des pénombres obtenues avec la chambre PinPoint 3D sont sensiblement plus grandes que celles mesurées avec la diode E ou encore le détecteur à diamant. En effet, ce résultat était aussi attendu étant donné les différences entre les dimensions des volumes sensibles des trois détecteurs, la chambre PinPoint 3D ( $16 \text{ mm}^3$ ) possédant un volume 533 et 4000 fois plus grand que celui de la diode E ( $0.03 \text{ mm}^3$ ) ou du détecteur à diamant ( $0.004 \text{ mm}^3$ ), respectivement.

Bien que les valeurs obtenues avec la diode E et le microDiamond soient très proches, on observe tout de même que la diode E mesure très souvent des pénombres légèrement plus petites. Cependant, ce détecteur possède un volume sensible plus grand que le détecteur à diamant. Ceci pourrait s'expliquer par les différences entre les surfaces d'entrée des volumes sensibles des deux détecteurs. Dans notre cas, la surface d'entrée de la diode E 60017 est de  $1 \text{ mm}^2$  alors que celle de la chambre microDiamond de PTW est de  $4 \text{ mm}^2$ .

La figure 57 illustre un exemple permettant de constater visuellement les différences entre les pénombres d'un champ de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , à 15 mm de profondeur, mesurées par les différents détecteurs.

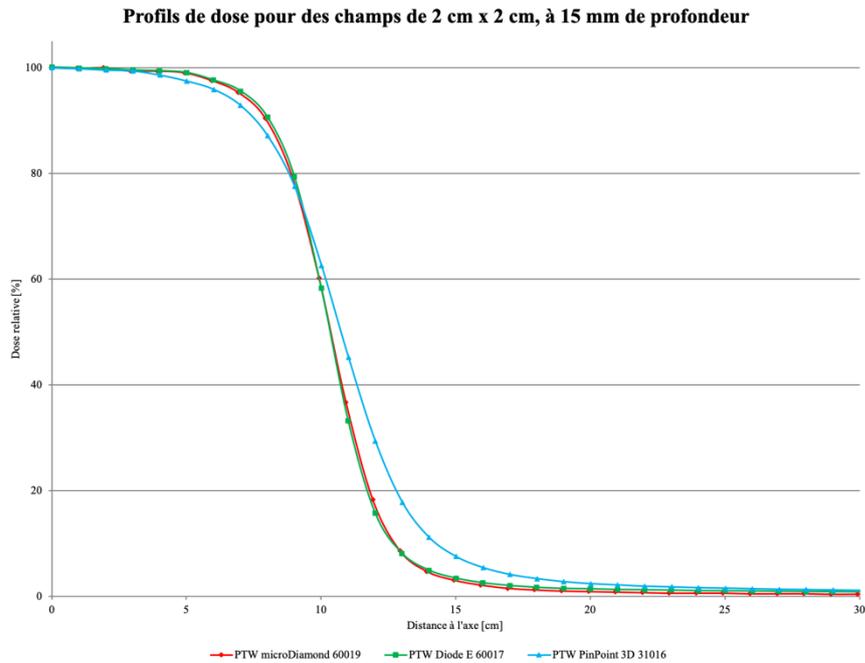


Figure 57 - Comparaison des profils de dose pour un champ de 2 cm x 2 cm avec différents détecteurs, à 15 mm de profondeur.

La courbe bleue, représentant la mesure avec la chambre possédant le volume sensible le plus élevé, présente une pénombre plus grande que les deux autres, comme nous l'avions décrit dans le chapitre I.

- **Résolution spatiale :** Les résultats permettent de constater que les films radiochromiques EBT3 mesurent les plus petites pénombres parmi tous les détecteurs utilisés. En effet, ce type de détecteur pouvant distinguer des éléments allant jusqu'à  $25 \mu\text{m}$  ou moins (45), ils sont dès lors très précis dans ces régions à haut gradient de dose. Néanmoins, les résolutions spatiales du détecteur à diamant et de la diode E restent très bonnes ( $4 \text{ mm}^2$  et  $1 \text{ mm}^2$ , respectivement) pour les tailles de champs utilisées, ceci expliquant des différences au dixième de millimètre, très difficilement visibles en comparant uniquement les courbes, tel qu'il est illustré par l'exemple suivant :

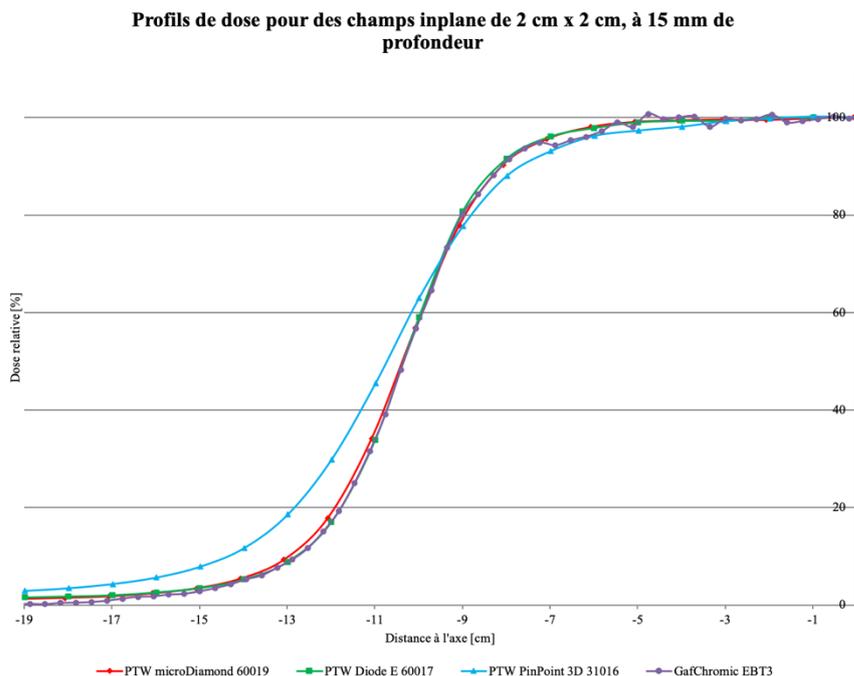


Figure 58 - Comparaison des profils de dose pour un champ de 2 cm x 2 cm, à 15 mm de profondeur, entre les détecteurs actifs et un détecteur passif.

### III.3. Rendements en profondeur

La figure ci-dessous représente les courbes obtenues, pour une taille de champ de 3 x 3 cm<sup>2</sup> et pour les trois détecteurs utilisés. Les distributions de dose ont toutes été normalisées à 100 % à la profondeur du maximum de dose. Des résultats similaires ont été obtenus pour les champs de 2 x 2 et 4 x 4 cm<sup>2</sup>.

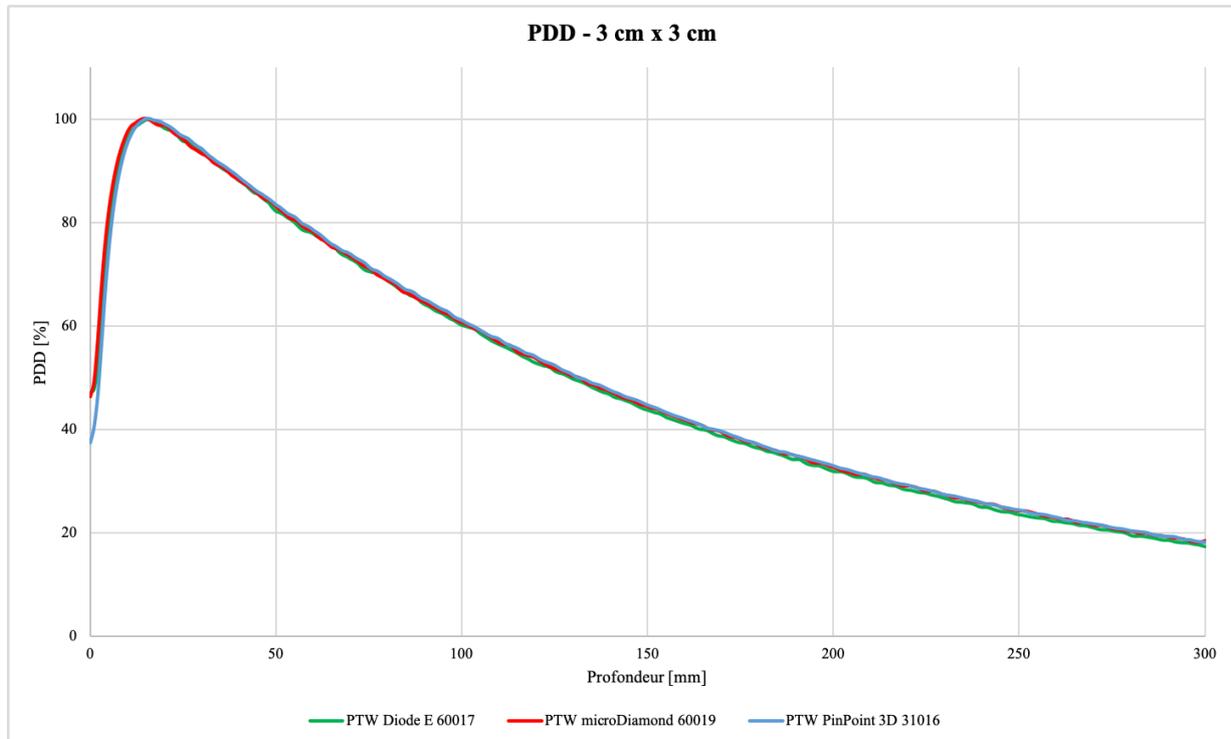


Figure 59 - Rendements en profondeurs obtenus pour un champ de 3 cm x 3 cm, avec les trois détecteurs différents.

Dans la section II.2.5., nous avons discuté des paramètres caractérisant un rendement en profondeur : dose à l'entrée ( $D_0$ ) et profondeur du maximum de dose ( $z_{max}$ ). Analysons maintenant les valeurs des paramètres obtenus, pour chaque taille de champ, en fonction des détecteurs utilisés. De plus, une comparaison des pourcentages de dose à 100 et 200 mm de profondeur ( $D_{100}$ ,  $D_{200}$ ) permettra d'observer le comportement des courbes une fois l'équilibre électronique atteint.

Détecteur	Paramètres PDD – Champs 2 x 2 cm <sup>2</sup>		
	<i>PTW Diode E 60017</i>	<i>PTW microdiamond 60019</i>	<i>PTW PinPoint 3D 31016</i>
$D_0$ [%]	45.74	46.20	37.55
$D_{100}$ [%]	58.51	59.04	59.36
$D_{200}$ [%]	30.99	31.59	31.80
$z_{max}$ [mm]	14.97	14.98	15.99

Tableau 15 : Analyse des PDD pour les champs de 2 x 2 cm<sup>2</sup>, pour différents détecteurs.

Paramètres PDD – Champs 3 x 3 cm <sup>2</sup>			
Détecteur	<i>PTW Diode E 60017</i>	<i>PTW microdiamond 60019</i>	<i>PTW PinPoint 3D 31016</i>
D <sub>0</sub> [%]	47.17	46,30	37.38
D <sub>100</sub> [%]	60.18	60.61	61.03
D <sub>200</sub> [%]	31.89	32.56	32.90
z <sub>max</sub> [mm]	15.99	15.98	15.99

Tableau 16 : Analyse des PDD pour les champs de 3 x 3 cm<sup>2</sup>, pour différents détecteurs.

Paramètres PDD – Champs 4 x 4 cm <sup>2</sup>			
Détecteur	<i>PTW Diode E 60017</i>	<i>PTW microdiamond 60019</i>	<i>PTW PinPoint 3D 31016</i>
D <sub>0</sub> [%]	49.49	48.50	38.18
D <sub>100</sub> [%]	61.32	61.91	61.68
D <sub>200</sub> [%]	32.30	33.45	33.06
z <sub>max</sub> [mm]	16.02	14.99	16.98

Tableau 17 : Analyse des PDD pour les champs de 4 x 4 cm<sup>2</sup>, pour différents détecteurs.

Les résultats obtenus confirment ce qui était attendu théoriquement :

- Peu importe le détecteur utilisé, on constate que les valeurs des pourcentages de dose augmentent avec les dimensions du faisceau. Par exemple, la figure 60 illustre un exemple de comparaison entre les rendements en profondeur mesurés pour des champs de 2 x 2, 3 x 3 et 4 x 4 cm<sup>2</sup>, avec le détecteur microDiamond PTW 60019 ;
- Indépendamment du détecteur utilisé, la dose à l'entrée diminue toujours avec la taille de champ ;
- Étant donné le fait qu'un détecteur de référence n'a pas toujours pu être employé, davantage de bruit était présent dans les données. Malgré cela, les trois détecteurs fournissent des résultats dosimétriques très proches (< 2%), sauf pour la dose à l'entrée : les valeurs obtenues avec la diode E sont toujours très proches de celles mesurées avec le détecteur à diamant. Par contre, l'effet de volume de la chambre d'ionisation PinPoint 3D 31016 a tendance à sous-estimer la valeur de la dose à l'entrée.

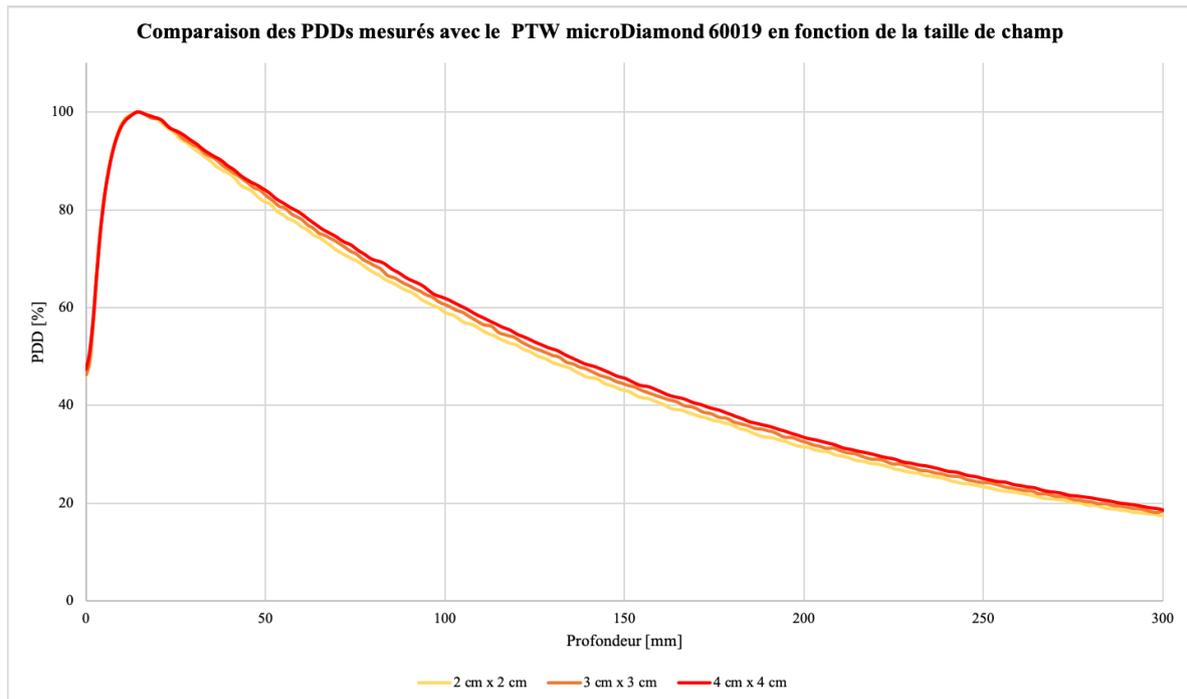


Figure 60 - Comparaison des PDDs mesurés avec le détecteur microDiamond 60019 pour différentes tailles de champ.

## III.4. Implémentation et validation des données dans Eclipse

### III.4.1. Choix du détecteur

Il est important de veiller à ce que des mesures les plus précises possibles soient entrées dans le TPS. Dans ce travail, plusieurs détecteurs différents ont été utilisés pour acquérir les profils de dose, rendements en profondeur et facteurs d'ouverture du collimateur. Pour rappel, ceci est recommandé dans le *TRS 483 (1)* lorsque des mesures dans des petits champs sont réalisées, afin que la redondance des résultats puisse nous assurer qu'une éventuelle erreur dosimétrique significative n'ait pas été commise.

Bien que les films radiochromiques EBT3 possèdent la meilleure résolution spatiale parmi tous les détecteurs utilisés, les profils de dose obtenus présentent cependant davantage de bruit. Étant donné qu'un lissage de ces données aurait introduit des erreurs, nous avons décidé d'implémenter les mesures de la diode E car elles sont très proches de celles obtenues avec les films, utilisés comme référence lors des comparaisons.

En ce qui concerne les courbes de rendement en profondeur, les résultats du microDiamond, de la diode E ainsi que de la chambre d'ionisation PinPoint 3D sont très proches. Mais, puisque le service ne possède pas les accessoires du système TRUFIX permettant un positionnement correct du détecteur pour le microDiamond 60019 et la chambre PinPoint 3D, les comparaisons avec la diode E ont été effectuées en déterminant la position de la surface de l'eau à l'œil et par une méthode essai-erreur, jusqu'à ce que des résultats satisfaisants aient été obtenus, ce qui s'avérait assez fastidieux. Nous avons donc décidé d'implémenter les données de la diode E dans le TPS.

Enfin, pour les facteurs d'ouverture du collimateur, les trois détecteurs utilisés ont fourni des valeurs presque identiques car les dimensions des champs utilisées sont encore trop élevées pour pouvoir distinguer l'impact causé par les tailles des volumes sensibles. Nous avons donc décidé de conserver une moyenne des valeurs obtenues avec les trois détecteurs.

### III.4.2. Configuration du faisceau pour l'algorithme AAA

Le faisceau a été configuré pour une nouvelle machine de traitement, créée spécifiquement pour les SBRT en petits champs avec des photons d'une énergie de 6 MV.

Pour ce faire, nous avons commencé par définir toute une série de paramètres généraux tels que l'énergie du faisceau, la taille du champ maximal, la SAD, le nombre de profils, leurs profondeurs, la dose absolue à la profondeur de référence, le nombre d'UM à la profondeur de référence, ... Ensuite, les données mesurées ont été importées dans le workspace Beam Configuration d'*Eclipse* au format ASCII. Malgré le fait que nous voulions que cette machine de traitement soit dédiée uniquement aux petits champs, il était tout de même obligatoire d'importer les données relatives aux champs allant au minimum jusqu'à celui de référence, à savoir, 10 x 10 cm<sup>2</sup>. Dès lors, les fichiers ASCII importés se rapportaient aux profils latéraux de dose aux cinq profondeurs ainsi qu'aux PDDs mesurés pour les champs allant de 2 x 2 cm<sup>2</sup> à 10 x 10 cm<sup>2</sup>. De plus, des profils diagonaux ont été acquis pour le plus grand champ. Enfin, la dernière étape avant que l'algorithme ne puisse démarrer son calcul a été l'insertion des facteurs d'ouverture du collimateur. Une fois celle-ci réalisée, *Eclipse* calcule les données des

faisceaux configurés. Une comparaison entre ces dernières et les mesures implémentées permettent de valider ou non les résultats obtenus.

*Notons qu'une configuration des algorithmes nécessaires à l'utilisation du RapidArc de Varian (PRO, PGO, PO, DVO) a aussi été réalisée. Pour ce faire, aucune mesure supplémentaire n'était requise, les configurations ont été automatiquement effectuées à partir des profils et des PDDs mesurés.*

### III.4.3. Validation du faisceau pour l'algorithme AAA

Une comparaison entre les courbes mesurées et les données calculées par le TPS permet de constater si la configuration de l'algorithme a été correctement réalisée. *Eclipse* illustre les différences de dose relative [%] par rapport à la distance à l'axe pour les profils et la profondeur pour les PDDs [mm]. De plus, une comparaison automatique des paramètres suivants est fournie :

- Profils de dose
  - Différence à 80, 50 et 20% de la dose [mm], à *gauche* de l'axe central ;
  - Différence à 80, 50 et 20% de la dose [mm], à *droite* de l'axe central.
- Rendements en profondeur
  - Différence de profondeur [mm] à 50% de la dose ;
  - Différence de dose [%] à 100 et 200 mm de profondeur.

Commençons avec les profils latéraux de dose. Un exemple de résultats obtenus pour chaque taille de champ est illustré parmi les figures suivantes :

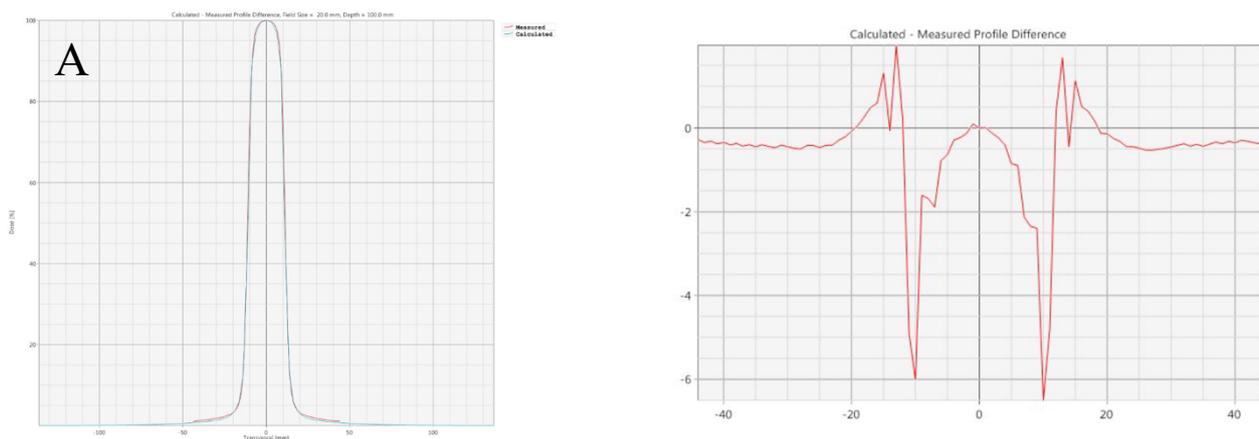


Figure 61 - Comparaison des calculs du TPS avec les mesures pour un champ de 2 cm x 2 cm, à 100 mm de profondeur.

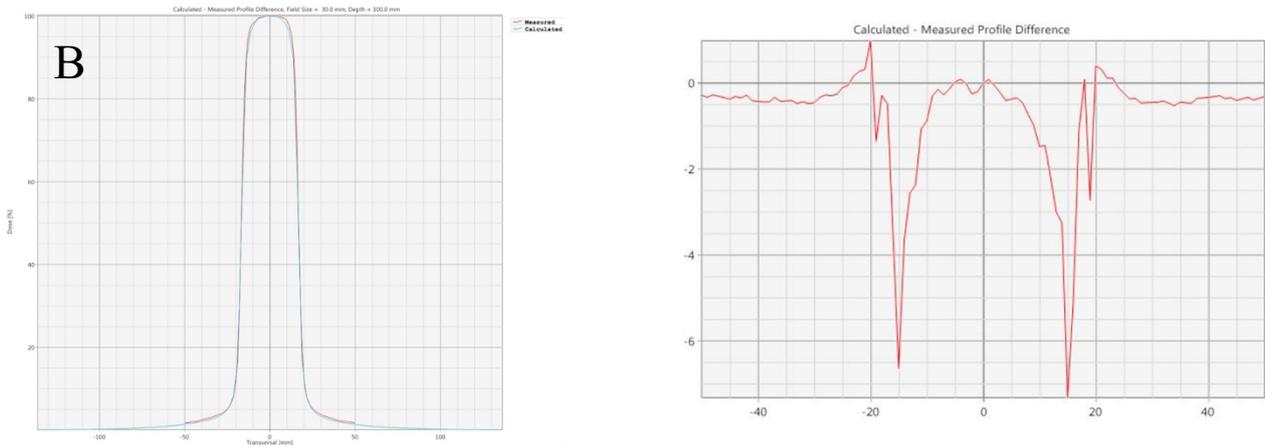


Figure 62 - Comparaison des calculs du TPS avec les mesures pour un champ de 3 cm x 3 cm, à 100 mm de profondeur.

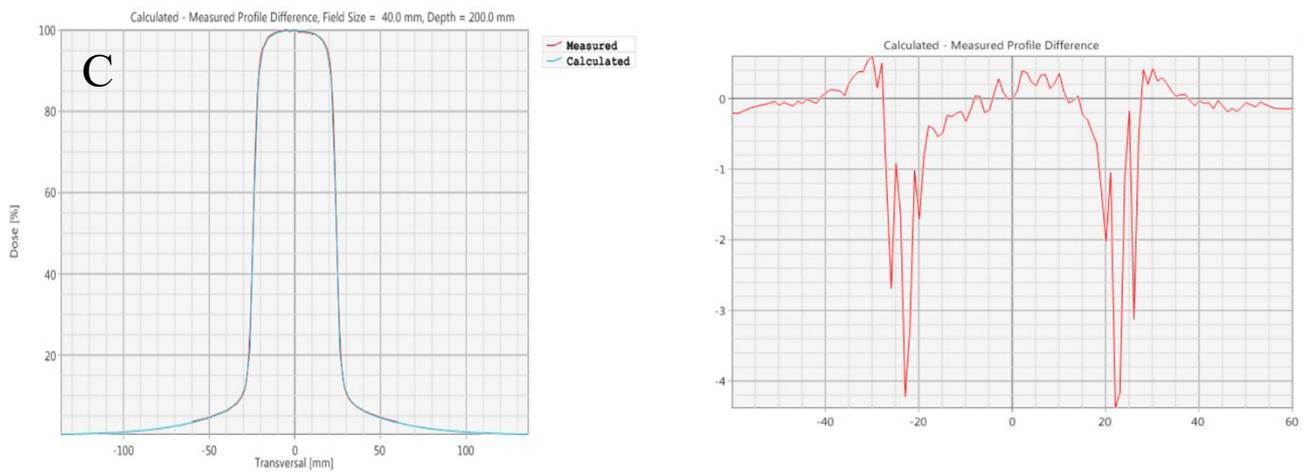


Figure 63 - Comparaison des calculs du TPS avec les mesures pour un champ de 4 cm x 4 cm, à 200 mm de profondeur.

Ces comparaisons montrent que les différences entre les courbes mesurées et calculées sont très souvent inférieures à 2%. On remarque, en plus, pour chaque profil de dose, l'apparition d'un pic signifiant une différence plus importante (égale à 6% maximum) aux milieux des pénombres. Il est logique que ces derniers apparaissent dans les endroits à hauts gradients de dose car un faible décalage par rapport à l'axe central a beaucoup plus d'impact dans ces zones. Dans les exemples présentés ci-dessus, les différences entre les distances par rapport à l'axe central sont les suivantes :

Point de comparaison	Différence entre les deux courbes par rapport à l'axe central [mm]		
	2 x 2 cm <sup>2</sup> (100 mm)	3 x 3 cm <sup>2</sup> (100 mm)	4 x 4 cm <sup>2</sup> (200 mm)
80% de la dose, à gauche	0.218	0.507	0.310
50% de la dose, à gauche	0.251	0.069	0.082
20% de la dose, à gauche	-0.108	0.270	0.306
80% de la dose, à droite	-0.266	-0.457	-0.371
50% de la dose, à droite	-0.246	-0.078	-0.055
20% de la dose, à droite	0.076	-0.262	-0.455

Tableau 18 : Exemples des différences par rapport à l'axe central entre les calculs du TPS et les mesures.

Le tableau 18 montre que les différences [mm] aux milieux des pénombres sont toujours acceptables étant donné les dimensions des champs utilisés dans ce travail. Les résultats obtenus pour l'ensemble des profils de dose sont donc satisfaisants. De plus, lorsqu'on effectue le même type de comparaison pour la machine validée et utilisée en clinique, on observe aussi des différences inférieures à 2% sauf aux centres des pénombres.

En ce qui concerne les rendements en profondeurs, les résultats suivants ont été obtenus :

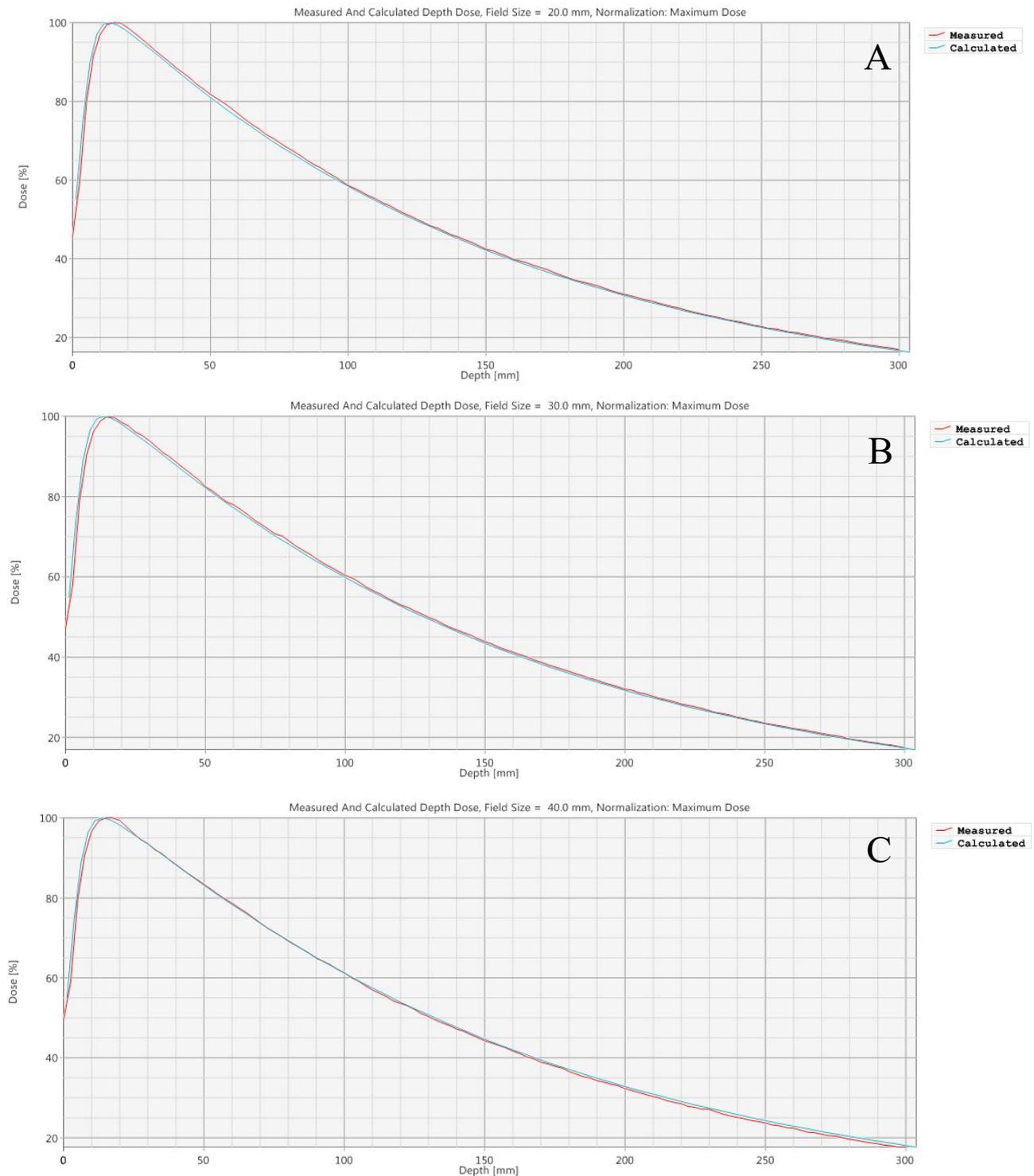


Figure 64 - Comparaison des PDDs entre les calculs du TPS et les mesures, pour des champs de 2 cm x 2 cm (A), 3 cm x 3 cm (B) et 4 cm x 4 cm (C)

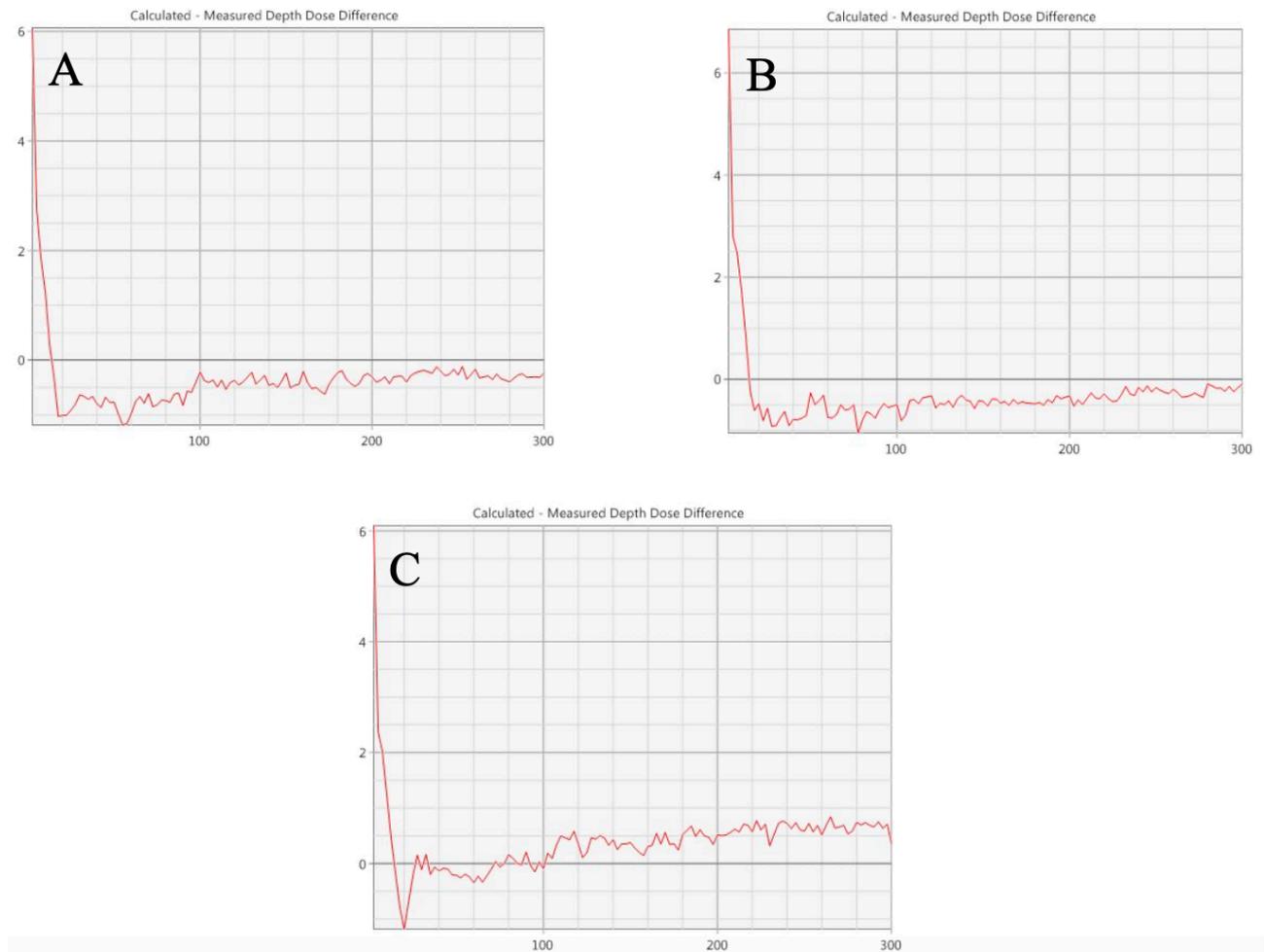


Figure 65 - Évolutions avec la profondeur [mm] des différences de dose relative [%] entre les calculs du TPS et les mesures. Les résultats sont illustrés pour des champs de 2 cm x 2 cm (A), 3 cm x 3 cm (B) et 4 cm x 4 cm (C).

On observe des différences inférieures à 1% sauf aux très faibles profondeurs, proches de l'interface air/eau. En effet, l'algorithme AAA éprouve davantage de difficultés à calculer de manière précise aux interfaces, dans des zones hétérogènes. Encore une fois, ce même comportement est observé lorsqu'on analyse les PDDs calculés avec AAA pour la machine utilisée en clinique. Cet effet étant donc bien connu dans le monde de la physique médicale, nous pouvons alors valider les calculs réalisés par le TPS.

---

## Chapitre IV : Assurance qualité

<b>IV.1. Matériel</b> .....	<b>81</b>
IV.1.1. Imageur portal aS500 .....	81
IV.1.2. OCTAVIUS 4D .....	82
IV.1.3. Construction d'un fantôme thoracique anthropomorphique .....	85
<b>IV.2. Analyse <math>\gamma</math></b> .....	<b>90</b>
<b>IV.3. Vérification d'un plan de traitement simple</b> .....	<b>91</b>
IV.3.1. Facteur d'ouverture du collimateur .....	91
IV.3.2. Profils latéraux de dose .....	92
IV.3.3. Rendements en profondeur .....	93
<b>IV.4. Vérification d'un plan de traitement stéréotaxique</b> .....	<b>94</b>
IV.4.1. Imageur portal .....	95
IV.4.2. OCTAVIUS 4D .....	97
IV.4.3. Fantôme thoracique anthropomorphique maison .....	100

Une fois les données implémentées correctement dans le système de planification de traitement et validées, il est nécessaire de s'assurer que les calculs réalisés par l'algorithme correspondent à ce qui est réellement délivré par l'accélérateur linéaire de particules, pour un traitement clinique. Les comparaisons ont été effectuées, dans ce travail, via des analyses  $\gamma$ .

Pour ce faire, nous avons procédé de la manière suivante :

- (a) Comparaison entre les calculs du TPS et les mesures pour des situations très simples, identiques aux sessions de mesures décrites précédemment.
- (b) Vérification d'un plan de traitement stéréotaxique d'une tumeur pulmonaire créé à partir d'un fantôme maison en comparant les calculs de l'algorithme AAA aux mesures prises par un imageur portal et par l'OCTAVIUS 4D, développé par la firme *PTW*. Afin de se rapprocher au plus de la réalité, ce même plan a finalement été vérifié en irradiant le fantôme thoracique anthropomorphique que nous avons construit. Dans ce cas, des films radiochromiques EBT-XD ont été utilisés comme détecteur.

*Une telle séparation en deux catégories des vérifications permet d'assurer, d'une part, une bonne modélisation du faisceau ainsi qu'une configuration correcte de l'algorithme (point (a)). D'autre part, le point (b) permet de se convaincre que les mesures implémentées permettent d'effectuer un traitement dans des conditions nettement plus complexes, comme un plan en VMAT.*

Ce chapitre IV débute avec une présentation théorique des différents équipements utilisés et du principe de l'analyse  $\gamma$ . Ensuite, les résultats obtenus avec les différentes méthodes sont finalement proposés.

## **IV.1. Matériel**

### IV.1.1. Imageur portal aS500

L'imageur portal est un dispositif intégré ou non à l'accélérateur linéaire à l'aide d'un support rétractable, appelé système d'imagerie portale électronique (EPID). Ces appareils sont apparus dans les années 1980 afin de remplacer les films argentiques utilisés pour vérifier le positionnement du patient. En effet, l'utilisation de films comprenait son développement, sa lecture et son analyse, ce qui pouvait s'avérer assez long et fastidieux. Les évolutions de la technologie et de l'informatique ont permis aux EPID de pouvoir acquérir les images et directement les analyser, les comparer à des images de référence, les transférer, ... Ces appareils permettent d'acquérir des images avant, pendant ou après l'irradiation.

Au CHU Tivoli, l'accélérateur linéaire Clinac 2100EX est équipé d'un imageur portal au silicium amorphe aS500 de la société *Varian*. Il est utilisé en routine clinique afin de réaliser des vérifications prétraitements. Cette section est donc dédiée à la présentation du fonctionnement de ce type d'EPID.

L'imageur portal aS500 est basé sur le principe de conversion indirecte du faisceau de photons. Ce modèle est attaché à un bras rétractable sur l'accélérateur proprement dit, permettant une utilisation à plusieurs distances séparant le détecteur et la source (DSD), pour

toutes les orientations du gantry. La figure 66 (50) ci-dessous illustre ses principaux composants, à savoir, une couche de 1 mm de cuivre, un écran de phosphorescent de Oxysulfite de Gadolinium dopé au Terbium ( $Gd_2O_2S:Tb$ ) d'une épaisseur de 0.48 mm, une matrice de photodiode au silicium amorphe ainsi qu'un substrat en verre.

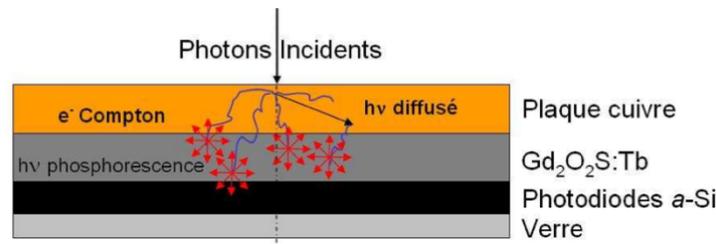


Figure 66 - Coupe transverse d'un EPID au silicium amorphe.

Le faisceau de photons incidents va interagir en premier lieu avec la couche métallique. Dans ce cas, les faisceaux utilisés étant de hautes énergies en radiothérapie (6 MV dans ce travail), l'effet Compton est prédominant. Ensuite, les électrons Compton créés par diffusion vont déposer leur énergie dans l'écran de phosphore. Ce dernier est un scintillateur, il réémet donc une partie de cette énergie sous la forme de photons de phosphorescence de longueur d'onde prédominante égale à 545 nm (domaine du visible) (51). Enfin, les photons optiques émis sont détectés par la matrice de photodiodes au silicium amorphe et sont convertis en signaux électriques.

L'image de droite de la figure 67 (51) montre qu'un Thin Film Transistor (TFT) est associé à chacune des photodiodes et l'ensemble constitue un pixel de la matrice sur laquelle l'image numérique va se créer. En effet, des paires électrons-trous se formeront via l'interaction de la lumière créée par l'écran phosphorescent et les photodiodes. Dès lors, grâce à un champ électrique au niveau des « bias lines », ces paires électrons-trous formeront un courant d'une intensité proportionnelle au flux lumineux. Les « gates lines » servent à contrôler la conductivité des TFTs. Lorsque le courant est libre de passer, les « data lines » permettent d'envoyer des électrons vers l'électronique de lecture afin d'être codés numériquement sur 14 bits, soit 16384 niveaux de gris. Cette dernière, accompagnée de l'ensemble des connectivités ainsi que du système d'acquisition, sont représentés par l'image de gauche de la figure 67 (51).

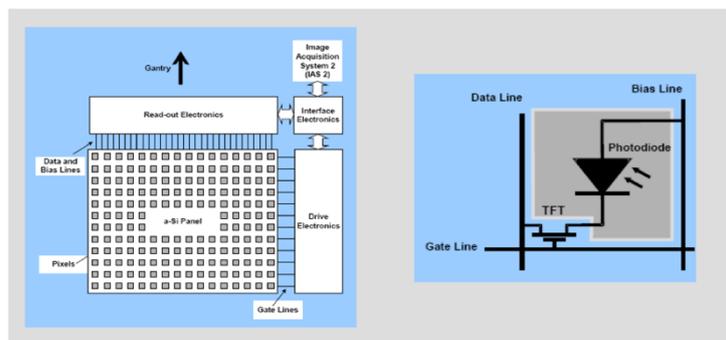


Figure 67 - Schéma de la surface de détection de l'EPID aS500, son électronique de lecture et ses connectivités avec le système d'acquisition (image de gauche). Sur l'image de droite, couplage d'une photodiode avec un TFT, formant un pixel de la matrice.

En résumé, son fonctionnement repose sur la transformation d'électrons Compton en photons optiques grâce à l'association d'un convertisseur de rayons X avec une matrice de photodétecteurs. Les photons optiques produits sont convertis en signal électrique et l'intensité du courant sera proportionnelle à l'énergie reçue. Un signal visible est enfin obtenu grâce à une électronique de lecture.

L'EPID aS500 est un détecteur 2D avec une matrice de pixels d'une surface de  $40.14 \times 30.11 \text{ cm}^2$ , composée de  $512 \times 384$  pixels de  $0,784 \text{ mm}^2$  chacun (51). Sa résolution spatiale est de  $0.78 \text{ mm}$  (47).

#### IV.1.2. OCTAVIUS 4D

L'OCTAVIUS 4D est un appareil développé par la firme *PTW* (figure 68). Il est composé d'un détecteur 2D qui est une matrice de chambres d'ionisation plates, inséré dans un fantôme cylindrique homogène motorisé. Le manuel fourni par la firme (52) nous informe des dimensions du fantôme :  $34.3 \text{ cm}$  de longueur et  $32 \text{ cm}$  de diamètre. Mais encore, sa composition est faite de polystyrène avec une densité de  $1.05 \text{ g/cm}^3$ .

Étant donné que le détecteur est une plaque 2D, il est nécessaire que celui-ci se déplace en même temps que le gantry de façon à ce qu'il soit constamment perpendiculaire à l'axe du faisceau de photons. Pour ce faire, le fantôme dans lequel est inséré le détecteur est motorisé, ce qui lui permet de tourner avec le gantry de l'accélérateur linéaire. La synchronisation des deux rotations est assurée par un inclinomètre sans fil directement fixé sur l'accélérateur (figure 69).



Figure 68 - Photographie de l'OCTAVIUS 4D avec le détecteur 1500 inséré dans la fente du fantôme prévue à cet effet.



Figure 69 - Photographie de l'inclinomètre fixé à l'accélérateur linéaire.

À chaque orientation du gantry, une mesure de la distribution de dose en 2D est effectuée et enregistrée dans un fichier au format XCC. Par la suite, à l'aide du logiciel *VeriSoft*, une reconstruction de la dose en 3D peut être effectuée. Pour ce faire, le logiciel utilise un algorithme développé par la société *PTW* qui contient les PDDs utiles à cette reconstruction tridimensionnelle.

Il existe différents types de détecteur 2D en fonction des mesures à réaliser. Le CHU Tivoli possède uniquement le détecteur 1500. Ce modèle est composé de 1405 chambres d'ionisation plates d'une dimension de  $4.4 \times 4.4 \times 3 \text{ mm}^3$  ( $0.06 \text{ cm}^3$ ) disposées en damier, comme l'illustre la figure suivante :

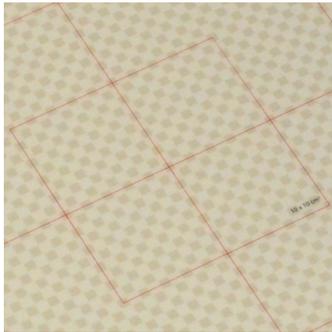


Figure 70 - Disposition en damier des chambres d'ionisation plates dans le détecteur 1500.

Bien qu'un modèle spécifique dédié à la stéréotaxie et donc aux petits champs existe, une étude menée par les médecins de l'Institut de Radio-Oncologie de l'hôpital KFJ à Vienne a permis de montrer que le détecteur 1500 peut tout de même être utilisé pour effectuer des vérifications de plans de traitement pour des très petits champs (53). En effet, une vérification a été réalisée pour un traitement de métastases cérébrales avec un PTV circulaire de 1.8 cm de diamètre. Les résultats de l'analyse gamma avec une tolérance de 3%/3mm montrent que, parmi les 5 058 693 voxels, plus de 99.99% d'entre eux ont réussi le test :

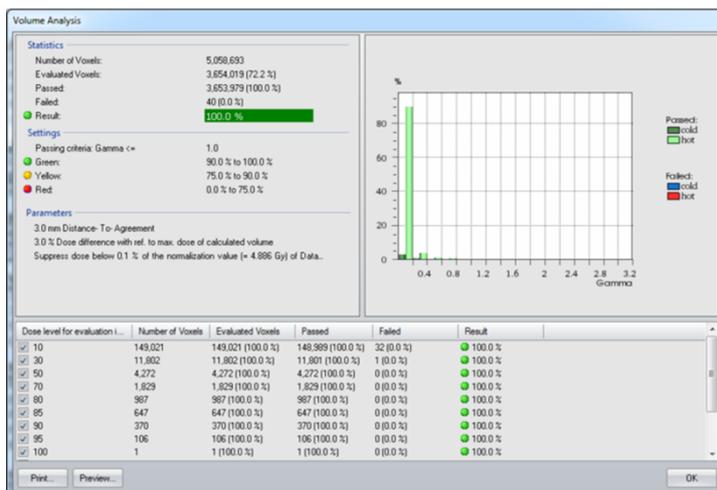


Figure 71 - Résultats de l'analyse gamma (3%/3mm) d'une vérification d'un traitement pour un très petit champ.

Rappelons que ce travail est utile à la réalisation de traitements pour des petits champs ( $2 \times 2$  à  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ ) et que nous utilisons aussi une tolérance de 3%/3mm pour effectuer nos vérifications prétraitements. Ceci permet d'expliquer pourquoi nous avons tenté d'utiliser l'OCTAVIUS 4D, équipé du détecteur 1500, pour réaliser la validation des données.

#### IV.1.3. Construction d'un fantôme thoracique anthropomorphique

Une fois toutes les données mesurées et implémentées dans *Eclipse*, il était alors nécessaire de procéder à une validation de ces dernières afin de vérifier que les calculs effectués par le TPS correspondent bien à la dose réellement délivrée par l'accélérateur linéaire.

Le CHU Tivoli ne possédant pas de fantôme anthropomorphique, nous avons donc décidé d'en concevoir un. L'objectif était de construire un fantôme constitué de coupes transversales et modulable (sans colle ni attache) afin de pouvoir insérer des films radiochromiques EBT3 entre n'importe quelle « tranche » du fantôme <sup>29</sup>. En ce qui concerne les dimensions, notre modèle s'inspire fortement de l'IMRT Thorax Phantom (modèle 002LFC) de la firme *CIRS* :

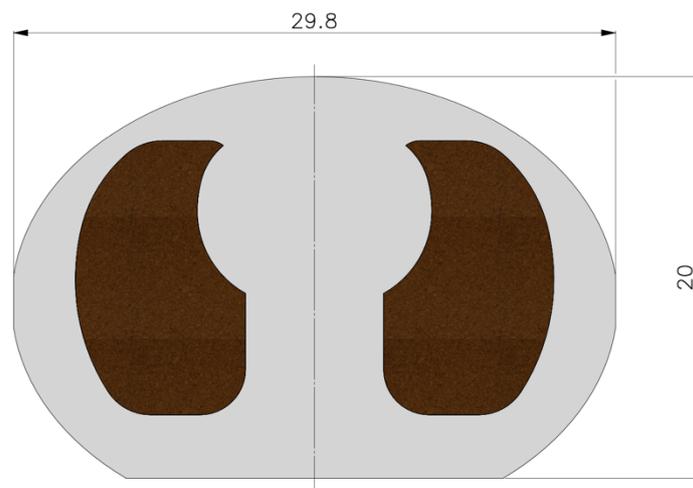


Figure 72 - Vue de face du fantôme.

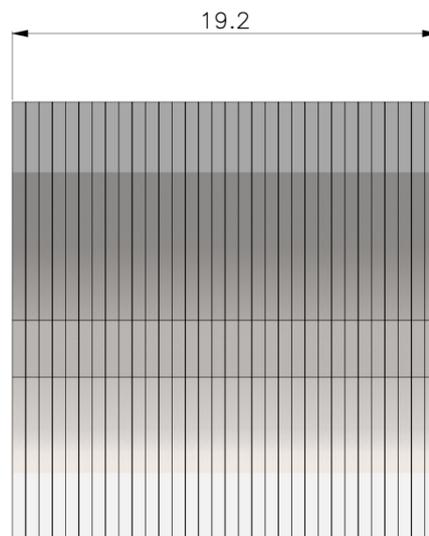


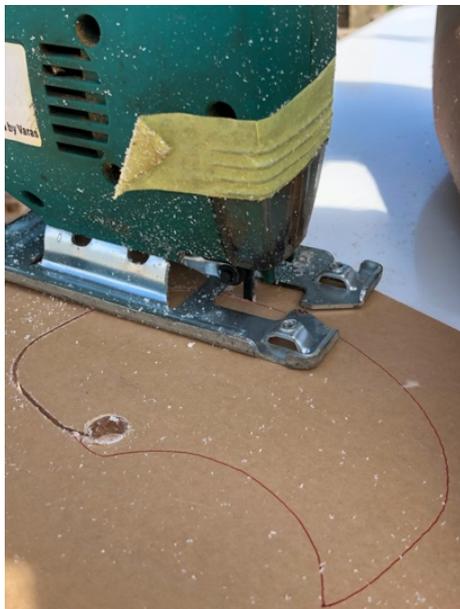
Figure 73 - Vue latérale du fantôme.

<sup>29</sup> De plus, ce fantôme servira aussi aux physiciens du service lors du commissionnement des deux nouveaux accélérateurs linéaires dont sera équipé le CHU Tivoli, en 2021. Dès lors, il était important qu'il soit facilement modulable afin de pouvoir y intégrer une tumeur nécessitant d'être traitée avec des champs conventionnels, par exemple.

Pour ce fantôme thoracique « maison », nous avons décidé de représenter uniquement les poumons ainsi que les tissus mous. Les matériaux utilisés ont été choisis en fonction de leur densité, afin de simuler au mieux les organes humains :

- Les tissus mous ainsi que les tumeurs ont été représentés par des plaques en polycarbonate de 6 mm d'épaisseur de la société *PAR Group Ltd*. La fiche technique nous informe qu'ils sont presque tissus équivalents car ils ont une densité égale à  $1.2 \text{ g/cm}^3$  (54) ;
- Les poumons ont été découpés dans des feuilles de liège de 4 mm d'épaisseur. La firme *NMC France SA* produisant ce liège précise que ce matériau possède une densité de  $0.2 \pm 0.007 \text{ g/cm}^3$  (55).

Afin de respecter les dimensions du plan présenté précédemment, 32 plaques de polycarbonate ont été découpées à la scie sauteuse et 96 morceaux de liège ont été obtenus en utilisant des ciseaux.



*Figure 74 - Découpe à la scie sauteuse d'une plaque de polycarbonate revêtue de sa feuille de protection en papier.*

Dans le cadre de ce travail, nous voulions réaliser la vérification des mesures pour les deux types de traitement suivant :

- Traitement d'une petite tumeur située en plein milieu du parenchyme pulmonaire (figure 75) ;
- Traitement d'une petite tumeur située à moins de 5 mm du bord du parenchyme pulmonaire (figure 76).

Dans ce cas, deux tumeurs ont dû être construites. Leurs dimensions devaient être suffisamment petites pour pouvoir être traitées avec des petits champs (entre  $2 \times 2$  et  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ ), une fois les différentes marges nécessaires à la prise en compte des incertitudes ajoutées (section I.1.2.2.). Pour ce faire, nous avons choisi de travailler avec des cylindres de 5 mm de diamètre et 5 mm de hauteur. Dans ce cas de figure, lors des planifications des traitements, les marges ajoutées aux structures pour représenter l'ITV et le PTV étant généralement de 5 à 6 mm, les ensembles (en 2D) mesuraient donc environ  $1.5 \times 1.5 \text{ cm}^2$ . Enfin, en tenant

compte de l'espace nécessaire entre les extrémités des lames du MLC et les bords du PTV<sup>30</sup>, les tumeurs pouvaient alors finalement être traitées avec un petit champ de 2 x 2 cm<sup>2</sup>.

Afin de connaître la dose reçue par ces petites structures, nous voulions que des films radiochromiques EBT-XD puissent être insérés de façon à ce qu'ils coupent les cylindres en leur milieu. Dès lors, chaque tumeur était constituée de deux cylindres identiques de 5 mm de diamètre et de 2.5 mm de hauteur. De plus, des films EBT-XD ont été placés à des endroits opportuns autour des tumeurs, permettant aussi de connaître la dose à la sortie du PTV, comme l'illustre les figures 75 et 76 ci-dessous.

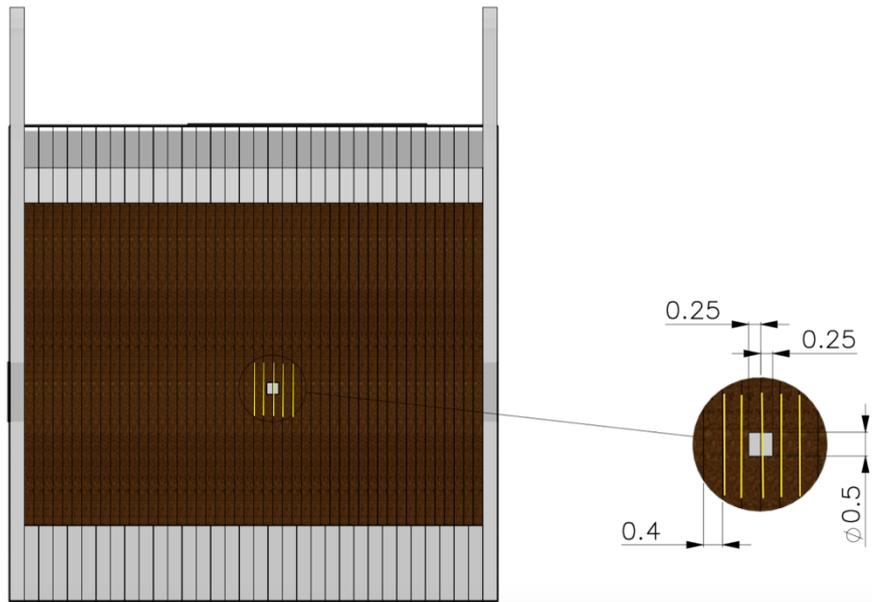


Figure 75 – Coupe sagittale passant au centre de la tumeur située au milieu du parenchyme pulmonaire. Les lignes jaunes représentent les films radiochromiques EBT-XD disposés de part et d'autre de la tumeur.

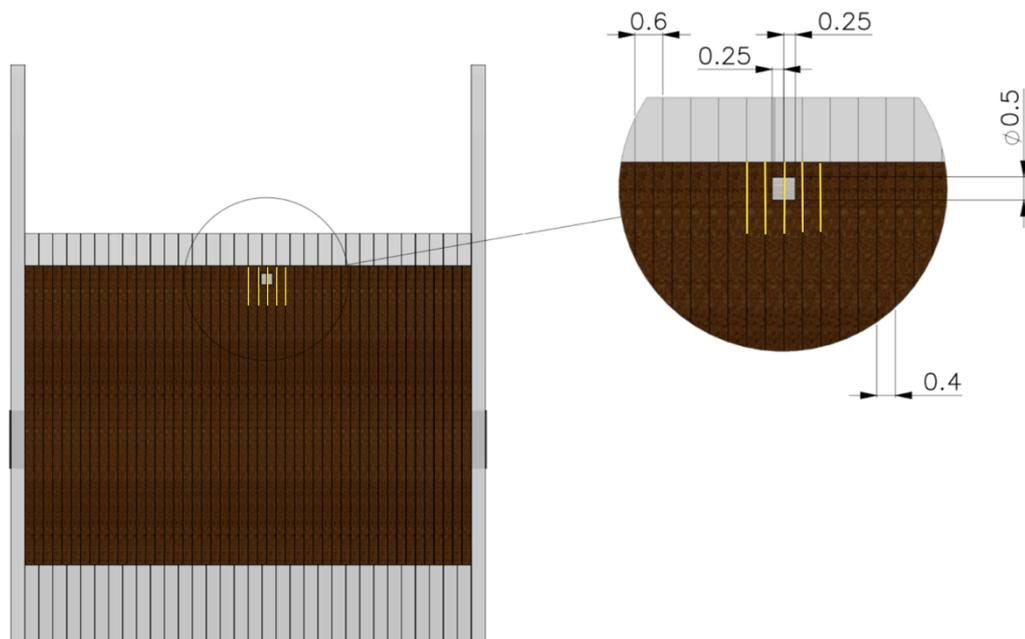


Figure 76 - Coupe sagittale passant au centre de la tumeur située au bord du parenchyme pulmonaire. Les lignes jaunes représentent les films radiochromiques EBT-XD disposés de part et d'autre de la tumeur.

<sup>30</sup> On laisse généralement une marge de 5 mm afin de tenir compte du gradient de dose.

Les quatre « demi-tumeurs » ont été formées à l'aide d'un touret à meuler, en peaufinant petit à petit un morceau de polycarbonate, jusqu'à l'obtention de la forme désirée (figure 77).



Figure 77 - Utilisation d'un touret à meuler pour la construction des demi tumeurs cylindriques.

Les structures étaient très petites, rendant alors les manipulations avec le touret à meuler compliquées. Néanmoins, après de nombreux essais, des résultats (en moyenne) assez proches de ceux désirés ont pu être obtenus, comme l'illustrent les figures 78 et 79 <sup>31</sup>.



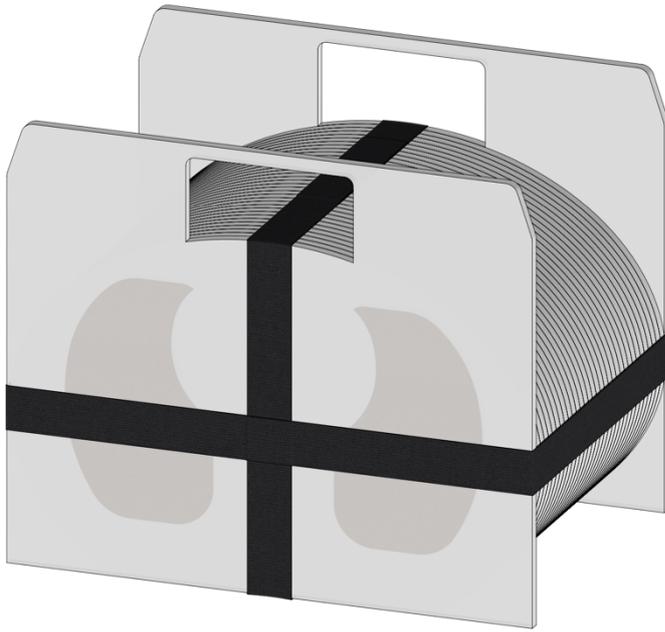
Figure 78 - Mesure au pied à coulisse de l'épaisseur d'une demi tumeur.



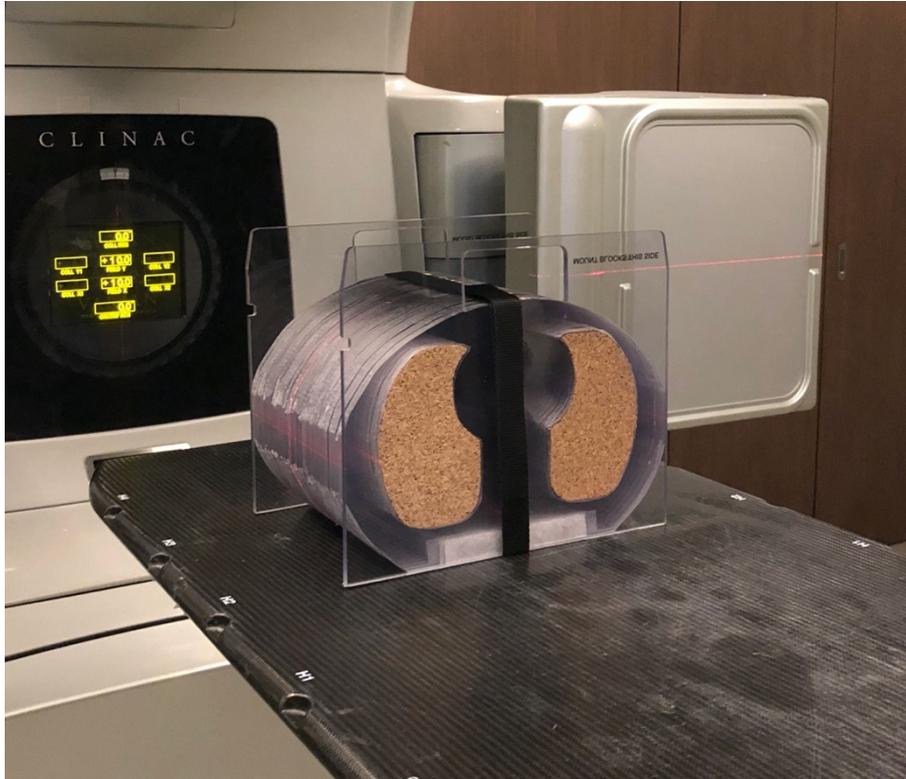
Figure 79 - Mesure au pied à coulisse de l'épaisseur des deux demi tumeurs l'une contre l'autre.

<sup>31</sup> Forcément, les cylindres ne sont pas parfaits, les épaisseurs ainsi que les diamètres ne sont pas uniformes sur la totalité de la structure. Ceci s'explique par la qualité du matériel utilisé. Néanmoins, cela reste tout de même très acceptable pour un fantôme dit "maison".

Enfin, pour que les différentes tranches du fantôme puissent être modifiées facilement et rapidement, nous avons décidé de maintenir les plaques les unes contre les autres avec des sangles de type *Velcro*. Le résultat final est illustré par les figures suivantes :



*Figure 80 - Vue en 3D du résultat final du fantôme thoracique anthropomorphique maison.*



*Figure 81 - Photographie du fantôme thoracique anthropomorphique maison positionné sur la table de traitement.*

## IV.2. Analyse $\gamma$

Une analyse  $\gamma$  est un test permettant d'effectuer une comparaison, pixel par pixel, entre les données mesurées et les données calculées par le TPS. Cela permet de s'assurer que la dose délivrée par l'accélérateur linéaire est conforme à celle prédite par le TPS.

L'indice  $\gamma$  regroupe deux paramètres pour pouvoir prendre en compte les régions à haut et à faible gradient de dose. En effet, le critère est donné par :

- Différence de dose  $\Delta D_{MAX}$  [%] : il est considéré que deux pixels, dans des positions correspondantes, sont en accord si la différence de dose  $\Delta D$  entre les deux ne dépasse pas une certaine tolérance  $\Delta D_{MAX}$ . Dans les régions à faible gradient de dose, ce paramètre est utile car, malgré un éventuel petit décalage entre les deux images, la différence de dose entre deux pixels reste faible. Par contre, dans les régions à haut gradient de dose, ce paramètre serait très souvent hors tolérance étant donnée la différence de dose importante entre deux pixels ;
- Distance To Agreement (DTA)  $\Delta r_{MAX}$  [mm] : il est considéré que deux pixels présentant la même dose sont en accord si la distance  $\Delta r$  les séparant ne dépasse pas une certaine tolérance  $\Delta r_{MAX}$ . Contrairement à la différence de dose  $\Delta D_{MAX}$ , ce paramètre est utile dans les régions à haut gradient de dose car, malgré un petit décalage entre les deux images, deux pixels relatifs à la même dose peuvent se trouver assez proche l'un de l'autre. Par contre, dans les régions à faible gradient de dose, ce paramètre serait très souvent hors tolérance étant donnée la distance importante séparant deux pixels ayant des doses identiques.

Ces deux concepts sont regroupés dans l'expression de  $\Gamma$  ci-dessous, calculée pour chaque couple de points des deux images à comparer :

$$\Gamma = \sqrt{\left(\frac{\Delta D}{\Delta D_{MAX}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta r}{\Delta r_{MAX}}\right)^2} \quad (33)$$

La figure 82 illustre le concept d'indice  $\gamma$  schématiquement (56). Les axes X et Y représentent les repères spatiaux alors que l'axe D représente la dose. Le point calculé est décrit par  $(r_c, D_c)$  alors que le point mesuré est décrit par  $(r_m, D_m)$ . Le critère d'acceptance est illustré par une ellipsoïde d'équation  $1 = \sqrt{\left(\frac{\Delta D}{\Delta D_{MAX}}\right)^2 + \left(\frac{\Delta r}{\Delta r_{MAX}}\right)^2}$  où  $\Delta r = |r_c - r_m|$  et  $\Delta D = D_m(r_m) - D_c(r_c)$  représentent la distance et la différence de dose entre les deux points, respectivement.

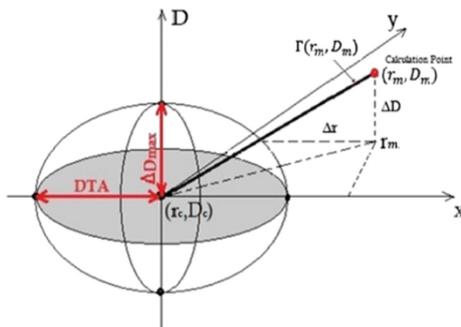


Figure 82 - Représentation schématique du concept de l'analyse gamma ( $DTA = \Delta r_{MAX}$ )

L'indice  $\gamma(r_m)$  est quant à lui défini par :

$$\gamma(r_m) = \min \{\Gamma(r_m, D_m)\} \quad (34)$$

Enfin, un point réussit le test si  $\gamma(r_m) \leq 1$  et l'échoue si  $\gamma(r_m) > 1$ . Généralement, on considère que le traitement (mesure sur l'EPID, l'OCTAVIUS 4D ou le fantôme) correspond au calcul (TPS *Eclipse*) si 95% des points de l'image réussissent l'analyse avec les tolérances suivantes :  $\Delta D_{MAX} = 3\%$  et  $\Delta r_{MAX} = 3\text{ mm}$ .

### IV.3. Vérification d'une planification simple

L'objectif de cette partie du chapitre est d'annuler la possibilité que des erreurs éventuellement rencontrées dans des vérifications de traitements complexes (section IV.4.) pourraient être dues aux mesures importées dans *Eclipse*. Pour ce faire, nous avons profité du fait que les manipulations décrites dans le chapitre III avaient été réalisées avec plusieurs détecteurs différents pour reprendre certaines mesures et les comparer avec les résultats des calculs du TPS. Pour rappel, les principales mesures prises sont les suivantes et concernent les champs de 2 x 2, 3 x 3 et 4 x 4 cm<sup>2</sup> :

- Facteurs d'ouverture du collimateur ;
- Profils latéraux de dose à 15, 50, 100, 200 et 300 mm de profondeur ;
- Rendements en profondeur.

Dès lors, pour chaque taille de champ, nous avons reproduit les situations de mesure dans des plans de traitement, à savoir, un faisceau incident de 6 MV dans un fantôme d'eau, avec des rotations du collimateur et du gantry fixées à 0°. Enfin, les valeurs des DSP et des nombres d'UM utilisés étaient variables selon le paramètre vérifié.

#### IV.3.1. Facteur d'ouverture du collimateur

Une fois la dose calculée par *Eclipse*, il est possible de connaître cette dernière en un point. Dès lors, étant donnée la définition d'un facteur d'ouverture citée précédemment, pour connaître les FOCs fournis par le TPS, nous avons effectué des rapports entre la dose calculée à l'axe dans un champ de 2 x 2 cm<sup>2</sup> et celle dans un champ de 10 x 10 cm<sup>2</sup>, à 10 cm de profondeur et DSP 90. Ceci a également été réalisé de la même façon pour les champs 3 x 3 et 4 x 4 cm<sup>2</sup>. Le tableau suivant permet de comparer les résultats des calculs du TPS avec les mesures prises par le détecteur à diamant, présentées dans le chapitre III (Tableau 6).

Taille de champ [cm <sup>2</sup> ]	TPS	PTW microDiamond 60019	Différence [%]
2 x 2	3.917/5.014 = 0.781	0.784	0.03
3 x 3	4.134/5.014 = 0.824	0.825	0.01
4 x 4	4.301/5.014 = 0.858	0.858	0.00

Tableau 19 : Comparaison des FOCs calculés par le TPS avec ceux mesurés par le détecteur à diamant.

Les différences étant très faibles, nous acceptons donc les calculs du TPS pour ce paramètre. De plus, étant donné que la machine de traitement utilisée en clinique n'a été validée que pour les champs allant de 4 x 4 cm<sup>2</sup> à 40 x 40 cm<sup>2</sup>, un calcul du FOC pour le champ de 4 x 4 cm<sup>2</sup> avec cette dernière devrait logiquement donner un résultat très proche de celui obtenu avec la machine que nous utilisons dans ce travail. En effet, la valeur obtenue est de  $4.317/5.026 = 0.858$ , soit exactement la même que celle présente dans le tableau ci-dessus.

#### IV.3.2. Profils latéraux de dose

Nous avons décidé de comparer les profils calculés par *Eclipse* aux différentes profondeurs avec ceux que nous avons mesurés avec les films radiochromiques EBT3 et présentés précédemment<sup>32</sup>. Pour ce faire, nous avons effectué des analyses gamma via le logiciel *FilmQPro*<sup>TM</sup>.

Le tableau suivant présente les résultats des analyses, pour toutes les tailles de champs et profondeurs requises pour l'implémentation :

Taille de champ [cm <sup>2</sup> ]	Profondeur [mm]	Taux de réussite (3%/3mm)
2 x 2	15	99.89
	50	100.00
	100	99.97
	200	99.99
	300	99.94
3 x 3	15	100.00
	50	99.86
	100	99.97
	200	100.00
	300	100.00
4 x 4	15	99.73
	50	100.00
	100	99.08
	200	99.78
	300	99.94

Tableau 20 : Résultats de la comparaison entre les champs calculés par *Eclipse* et mesurés avec les films EBT3, aux différentes profondeurs.

Au vu des résultats satisfaisants obtenus<sup>33</sup>, nous acceptons les calculs effectués par le TPS pour établir les profils de dose aux différentes profondeurs.

<sup>32</sup> Pour rappel, les mesures avec les films EBT3 (voir chapitre II) ont été réalisées en délivrant 200 UM. Cependant, pour les grandes profondeurs (200 et 300 mm), les doses reçues par les films étaient trop faibles pour pouvoir réaliser les analyses. En effet, celles-ci étaient généralement inférieures au seuil de sensibilité du détecteur, spécifié par la firme comme étant égal à [0.2 ; 10] Gy (voir I.3.2.4.). Dès lors, ces quelques mesures ont été recommencées en délivrant plus d'unités moniteurs.

<sup>33</sup> Bien que les valeurs n'aient pas été affichées, des taux de réussite supérieurs à 95% ont aussi été obtenus avec un critère égal à 2%/2mm.

### IV.3.3. Rendements en profondeur

Des comparaisons ont été effectuées entre les courbes calculées par le TPS *Eclipse* et celles que nous avons mesurées avec le détecteur microDiamond 60019, pour les champs de 2 x 2, 3 x 3 et 4 x 4 cm<sup>2</sup>. Des résultats obtenus sont illustrés sur le graphique ci-dessous pour les champs de 2 x 2 cm<sup>2</sup>, à titre d'exemple.

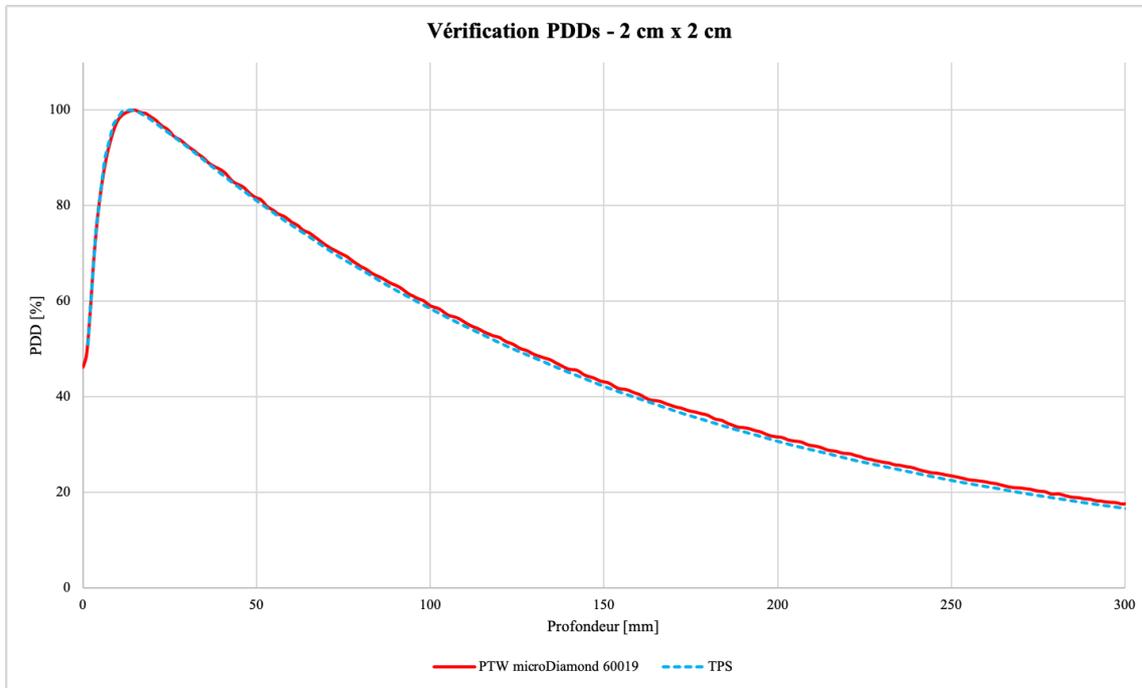


Figure 83 - Comparaison d'un PDD calculé par le TPS et d'un autre mesuré par le PTW microDiamond 60019, pour un champ de 2 cm x 2 cm.

Une comparaison des données pour toutes les tailles de champs est effectuée dans le tableau suivant :

Taille de champ [cm <sup>2</sup> ]	Différence de prof. à 100% de la dose [mm]	Différence de prof. à 50% de la dose [mm]	Différence de dose à 100 mm de prof. [%]	Différence de dose à 200 mm de prof. [%]	Différence de dose à 300 mm de prof. [%]
2 x 2	1.34	1.25	0.59	0.87	0.91
3 x 3	1.15	1,8	0.71	0.84	1.08
4 x 4	0.35	2	0.76	0.65	0.56

Tableau 21 : Résultats de la comparaison entre les PDDs calculés par Eclipse et mesurés par le détecteur à diamant.

Les résultats obtenus sont satisfaisants. En effet, bien que nous ne disposions pas de logiciel nous permettant d'effectuer une analyse gamma dans ce cas, les valeurs obtenues aux différents points de comparaison cités dans le tableau 21 montrent tout de même que les différences de dose sont toujours inférieures de 1% (sauf un cas à 1.08%) et les différences de profondeur  $\leq 2$  mm.

## IV.4. Vérification d'un plan de traitement stéréotaxique

Une fois la configuration terminée, nous pouvons passer à la validation clinique des petits champs en conditions stéréotaxiques.

Les plans utilisés ont été créés à partir du fantôme que nous avons fabriqué. Ce dernier possédant deux tumeurs (une dans chaque poumon), nous avons donc procédé aux deux vérifications suivantes :

- Configuration 1

Vérification d'un plan de traitement stéréotaxique pour une tumeur située au milieu du parenchyme pulmonaire. Pour ce faire, nous avons utilisé deux arcs de  $160^\circ$ , avec une prescription de la dose égale à 12 Gy.

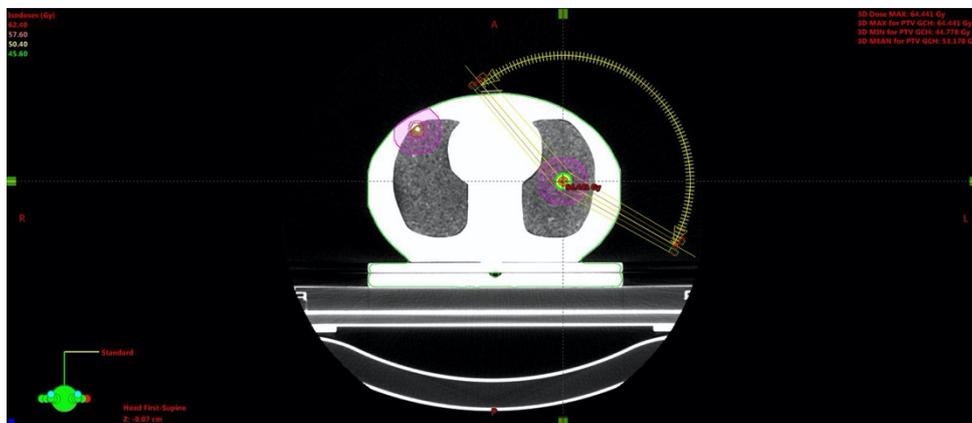


Figure 84 – Visualisation de la balistique de traitement utilisée pour la tumeur située au milieu du parenchyme pulmonaire.

- Configuration 2

Vérification d'un plan de traitement stéréotaxique pour une tumeur située à 2 mm du bord du parenchyme pulmonaire, en délivrant aussi 12 Gy au PTV, avec deux arcs de  $180^\circ$ . Dans ce cas, le PTV représentant une extension de 5 mm autour de la tumeur, celui-ci comprend donc aussi une partie de tissu mou.

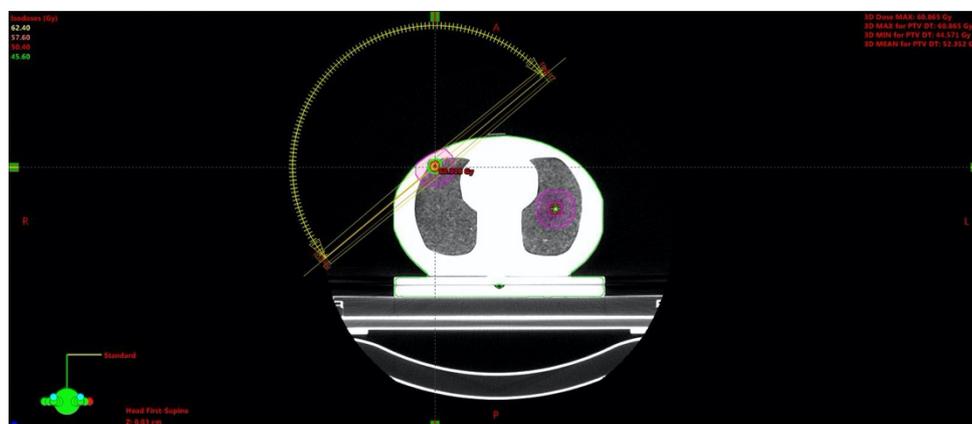


Figure 85 - Visualisation de la balistique de traitement utilisée pour la tumeur située à 2 mm du bord du parenchyme pulmonaire.

#### IV.4.1. Imageur portal

Comme nous l'avons déjà mentionné, l'imagerie portale peut être utilisée afin d'obtenir une représentation 2D de la fluence. Ensuite, cette image est reprise dans *Eclipse* et une analyse  $\gamma$  est réalisée dans le but de comparer, point par point, la fluence calculée sur le TPS (à l'aide de l'algorithme PDIP de *Varian*) et celle délivrée par l'accélérateur. Dès lors, la différence de dose  $\Delta D$  est remplacée par une différence de lecture, exprimée en unités de calibration (UC). La calibration de l'EPID a été réalisée de façon à ce que 1 UC corresponde à 100 UM délivrée.

Au CHU Tivoli, peu importe la technique de traitement utilisée en routine clinique, toutes les vérifications prétraitements sont actuellement réalisées à l'aide de l'imageur portal. Dans le cas où les résultats ne sont pas satisfaisants, une nouvelle vérification à l'aide de l'OCTAVIUS 4D est alors entreprise.

Les vérifications sont réalisées arc par arc, pour les deux plans de traitement créés. Les résultats obtenus des analyses gamma pour les deux configurations sont repris dans les tableaux ci-dessous :

	Analyse gamma - 3%/3mm			
	Arc 1		Arc 2	
	Valeur	Tolérance	Valeur	Tolérance
<i>Taux de réussite [%]</i>	<b>99.9</b>	95.0	<b>99.8</b>	95.0
<i>Maximum Gamma</i>	<b>1.51</b>	2.00	<b>1.69</b>	2.00
<i>Gamma moyen</i>	<b>0.08</b>	0.50	<b>0.08</b>	0.50
<i>Max. différence de dose [CU]</i>	<b>3.32</b>	1.00	<b>2.55</b>	1.00
<i>Différence de dose moyenne [CU]</i>	<b>0.10</b>	0.20	<b>0.11</b>	0.20

Tableau 22 : Résultats des analyses gamma pour la vérification avec l'EPID, dans la configuration 1.

	Analyse gamma - 3%/3mm			
	Arc 1		Arc 2	
	Valeur	Tolérance	Valeur	Tolérance
<i>Taux de réussite [%]</i>	<b>99.4</b>	95.0	<b>99.7</b>	95.0
<i>Maximum Gamma</i>	<b>4.16</b>	2.00	<b>3.45</b>	2.00
<i>Gamma moyen</i>	<b>0.10</b>	0.50	<b>0.10</b>	0.50
<i>Max. différence de dose [CU]</i>	<b>2.34</b>	1.00	<b>2.59</b>	1.00
<i>Différence de dose moyenne [CU]</i>	<b>0.08</b>	0.20	<b>0.09</b>	0.20

Tableau 23 : Résultats des analyses gamma pour la vérification avec l'EPID, dans la configuration 2.

En ce qui concerne la configuration 1, dans laquelle la tumeur est située au centre du poumon, les résultats obtenus, dans l'ensemble, sont satisfaisants. Néanmoins, nous allons tout de même effectuer une vérification dosimétrique avec l'OCTAVIUS 4D, comme si nous étions en routine clinique, car un paramètre est hors tolérance. En effet, on observe quelques couples de points présentant une différence de dose maximale supérieure à 1.00 CU. Toutefois, on remarque que ces points sont situés en bordure et en dehors du champ, comme l'illustre la figure ci-dessous, pour l'arc 1 :

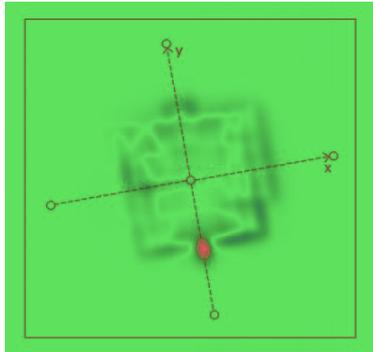


Figure 86 - Évaluation de la différence de dose [CU] pour l'arc 1 de la configuration 1. Les points en orange correspondent aux points hors tolérance.

En routine clinique, des résultats similaires sont souvent observés par les physiciens du service lors des vérifications prétraitements avec l'EPID. Dans la plupart des cas, les plans sont tout de même validés sans effectuer de mesure supplémentaire avec l'OCTAVIUS 4D car les localisations de ces points rendent les plans acceptables. En physique médicale, il est toujours important de garder un sens critique lors des analyses. Un physicien doit connaître les limitations de l'accélérateur, des appareils de mesure ainsi que du TPS. Par exemple, dans ce cas, on sait que les algorithmes ne calculent pas parfaitement la dose à ces endroits, où les extrémités arrondies des lames, même jointes, laissent passer de la dose en réalité. De plus, la mesure est réalisée avec un imageur portal et donc à deux dimensions. Or, lors du traitement, le gantry tourne autour d'un patient et la dose est distribuée en trois dimensions. Dès lors, on sait très bien que ces doses ne seront pas délivrées en un point du patient mais seront « étalées ».

Par contre, pour la configuration 2, bien que les observations des différences de dose maximales [CU] soient similaires à la configuration 1, on observe en plus de nombreux couples de points possédant un indice gamma supérieur à la tolérance. Pour cette raison, nous avons décidé de ne pas valider ce plan de traitement. Une mesure avec l'OCTAVIUS 4D est donc d'autant plus nécessaire dans ce cas. La figure 87 illustre une cartographie des indices gamma pour l'arc 1, à titre d'exemple.

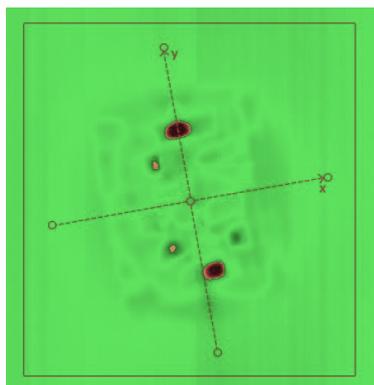


Figure 87 - Évaluation gamma pour l'arc 1 de la configuration 2. Les points oranges et noirs correspondent aux valeurs hors tolérance.

#### IV.4.2. OCTAVIUS 4D

Rappelons que, lors de la mesure, l'OCTAVIUS 4D tourne de façon synchronisée avec le gantry pour que la surface du détecteur soit toujours perpendiculaire à l'axe du faisceau. Les données 2D mesurées sont enregistrées et une reconstruction de la dose en 3D est possible via le logiciel *Verisoft*. C'est sur cette distribution de dose, comparée à celle calculée par *Eclipse*, que l'analyse  $\gamma$  (3%/3mm) est réalisée.

- Configuration 1

Parmi les 3241 points testés, 3202 ont présenté un indice  $\gamma \leq 1$ . En d'autres termes, **98.8%** des points ont réussi l'analyse gamma. La figure 88 ci-dessous permet d'observer les points ayant réussi et ceux ayant raté l'analyse gamma :

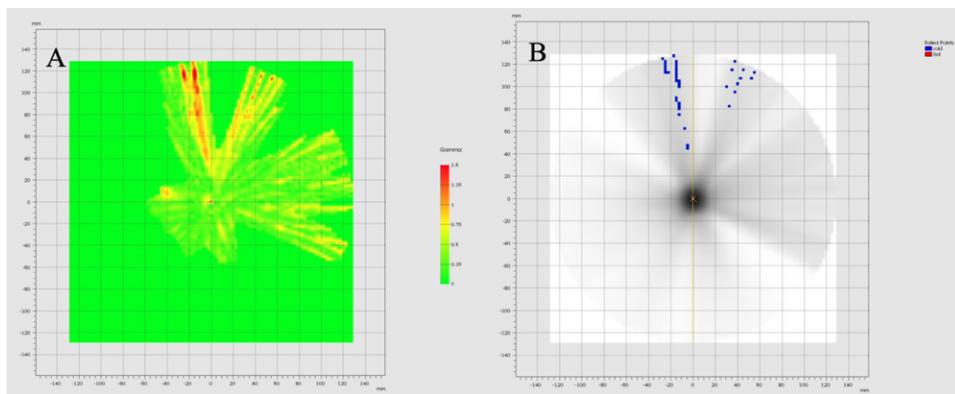


Figure 88 - Présentation de la distribution des indices gamma (A) ainsi que des points ayant échoué l'analyse (B), pour la configuration 1. Sur la figure de gauche, l'échelle des indices gamma débute à 0 (vert) et termine à 1.5 (rouge). Sur la figure de droite, les points bleus correspondent à des zones froides alors que les points rouges font référence à des zones chaudes.

- Configuration 2

Avec ce plan de traitement, uniquement 3061 points ont réussi l'analyse parmi les 3488 analysés. Dans ce cas, le taux de réussite chute donc à **88.8%**. Comme pour la première configuration, présentons les graphiques permettant d'analyser les résultats obtenus :

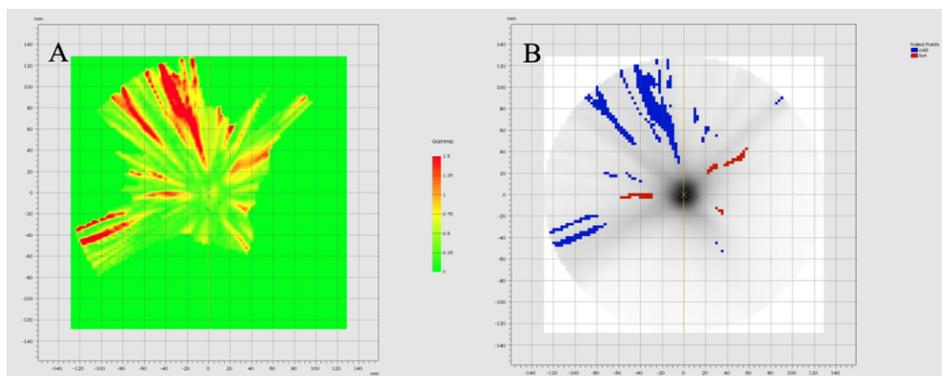


Figure 89 - Présentation de la distribution des indices gamma (A) ainsi que des points ayant échoué l'analyse (B), pour la configuration 2. Sur la figure de gauche, l'échelle des indices gamma débute à 0 (vert) et termine à 1.5 (rouge). Sur la figure de droite, les points bleus correspondent à des zones froides alors que les points rouges font référence à des zones chaudes.

Telles que les vérifications réalisées avec l'EPID, les résultats obtenus lorsque la tumeur est proche du bord du parenchyme pulmonaire ne sont pas satisfaisants, contrairement à l'autre situation. Les hypothèses auxquelles nous avons pensé, pouvant expliquer les résultats obtenus, sont les suivantes :

1. *Limitation de l'accélérateur linéaire* : Contrairement à la configuration 1, la localisation de la tumeur implique un mouvement des lames du MLC beaucoup plus complexe. En effet, lors de l'irradiation avec le plan relatif au poumon gauche, nous avons observé de très faibles mouvements de lames. Dans ce cas, il est possible que la situation 2 nous oblige à trop optimiser le calcul, rendant alors le mouvement des lames trop difficilement réalisable en réalité par l'accélérateur. De plus, il est important aussi de notifier que la tolérance du positionnement des lames du MLC est fixée à 5 mm. En d'autres termes, lors du traitement, tant qu'une lame n'est pas située à plus de 5 mm de sa position prévue par le calcul, la machine continue l'irradiation. Dès lors, une différence de quelques mm entre la position d'une (ou plusieurs) lame(s) calculée par le TPS et la (ou les) position(s) réelle(s) lors de l'irradiation pourrait fortement influencer les résultats ;
2. *Limitation de l'algorithme AAA* : il est connu que l'algorithme AAA n'est pas le plus précis pour calculer la dose dans des régions hétérogènes. Cette précision est d'autant plus affectée, d'une part, aux côtés des interfaces et, d'une autre, lorsque la taille du champ diminue. Par exemple, une étude menée par L.A.R. da Rosa (16) montre que AAA surestime la dose de 20% à côté de l'interface tissu mou/poumon, pour un champ de photons de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ , par rapport à un calcul de Monte-Carlo. Pour un champ de  $1 \times 1 \text{ cm}^2$ , cette surestimation passe à 40% et un sous-dosage de 18% se présente près de l'interface poumon/tissu mou.

On peut comparer les PDDs calculés par *Eclipse*, pour un faisceau incident de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  traversant la tumeur, dans les deux configurations :

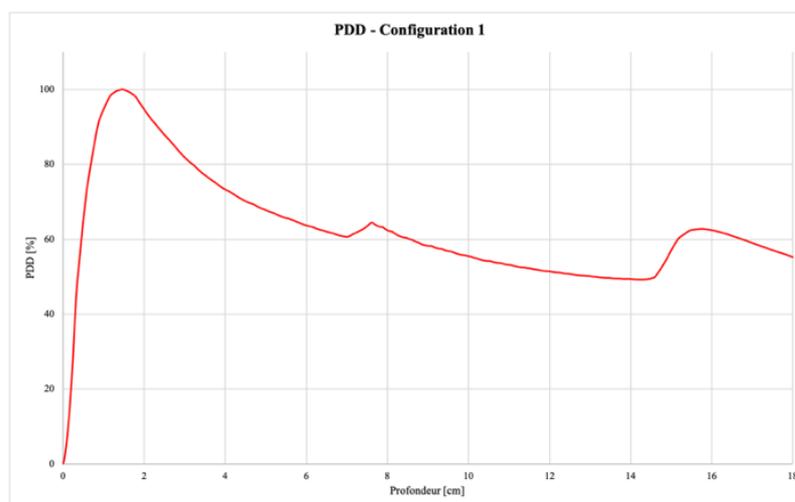


Figure 90 - Rendement en profondeur calculé avec AAA pour un champ de  $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$  passant par la tumeur située au milieu du parenchyme pulmonaire.

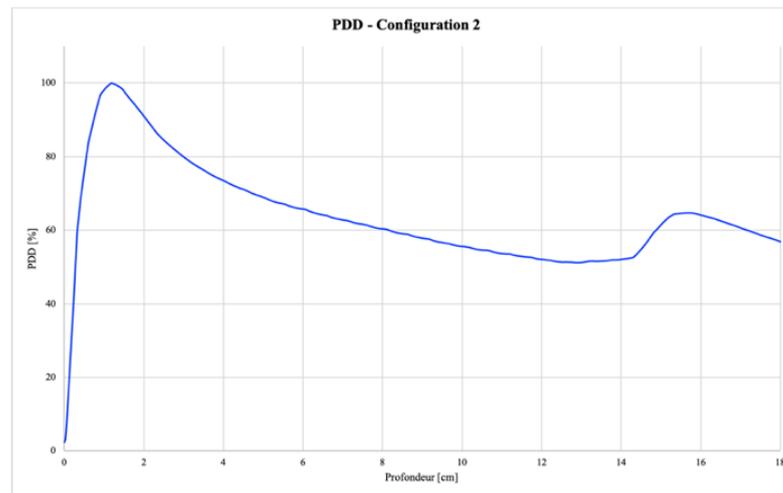


Figure 91 - Rendement en profondeur calculé avec AAA pour un champ de 2 cm x 2 cm passant par la tumeur située au bord du parenchyme pulmonaire.

Les figures 90 et 91 montrent que l'algorithme AAA distingue la tumeur lorsqu'elle est au milieu du poumon (configuration 1), mais pas quand elle est localisée à côté d'un bord (configuration 2). Il serait donc intéressant de calculer ce plan avec un algorithme plus précis et d'effectuer à nouveau les vérifications ;

3. *Limitation du détecteur 1500* : Pour la vérification avec l'OCTAVIUS 4D, dans une situation telle que celle exposée par la configuration 2, un détecteur plus précis que le modèle 1500 serait certainement préférable. En effet, il existe des modèles pour lesquels les chambres situées dans la plaque ont des dimensions inférieures à 4.4 x 4.4 x 3 mm<sup>3</sup>, apportant alors plus de précision.

#### IV.4.3. Fantôme thoracique anthropomorphique maison

Cette dernière vérification a été réalisée en irradiant notre fantôme maison avec les plans présentés au début de cette section. Après avoir effectué un CBCT pour assurer le positionnement correct du fantôme, nous avons placé des films radiochromiques EBT-XD de la firme *GafChromic*<sup>34</sup> entre certaines coupes du fantôme, à des endroits spécifiques, afin de vérifier à la fois les hautes et les faibles doses. En effet, comme le montre la figure ci-dessous :

- Le film **1** est placé à 55 mm **derrière** la tumeur ;
- Le film **2** est placé à 15 mm **derrière** la tumeur ;
- Le film **3** coupe la tumeur **en son centre** ;
- Le film **4** est placé à 15 mm **devant** la tumeur ;
- Le film **5** est placé à 55 mm **devant** la tumeur.

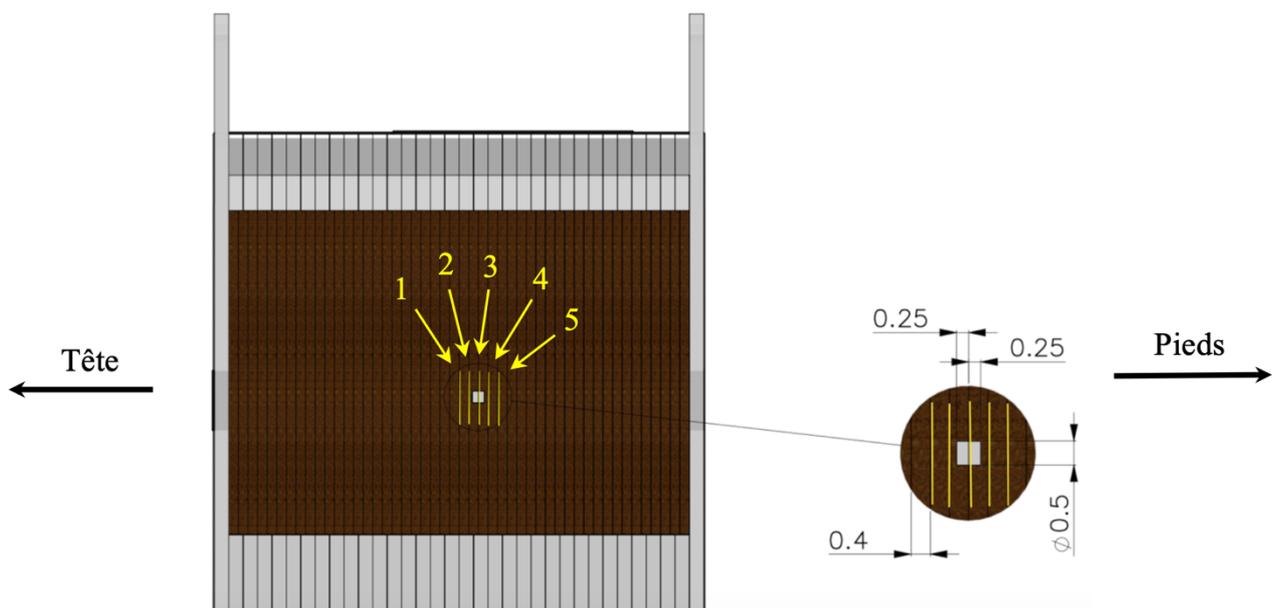


Figure 92 - Emplacement des films radiochromiques EBT-XD autour de la tumeur dans le fantôme maison.

La même méthode a été utilisée pour la tumeur située au bord du parenchyme pulmonaire. Cependant, le film 3 n'a pas pu être utilisé car la tumeur est située à un endroit du fantôme où le plan coupant son centre ne coïncide pas avec le plan séparant deux plaques de polycarbonate. Nous reviendrons sur ceci dans le chapitre V consacré aux perspectives futures.

Une fois les films irradiés, nous avons attendu plus de 24 heures avant de procéder aux analyses gamma, sur le logiciel *FilmQAPro*<sup>TM</sup>. Les résultats sont repris dans le tableau 24, pour tous les films irradiés, en fonction de la localisation de la tumeur. Les comparaisons ont été effectuées en termes de dose absolue.

<sup>34</sup> Étant donné que nous vérifions un traitement stéréotaxique, la dose par fraction est élevée (12 Gy), raison pour laquelle nous n'avons pas pu mesurer avec les films EBT3 dont l'intervalle d'utilisation est de [0.2 ; 10] Gy.

Analyse gamma - 3%/3mm		
N° film EBT-XD	Tumeur au centre (configuration 1)	Tumeur au bord (configuration 2)
1	*	99.73
2	99.90	100.00
3	99.32	/
4	100.00	99.98
5	99.98	99.54

\*La mesure n'a pas pu être comparée car le film a été endommagé lors de la manipulation.

Tableau 24 : Résultats des analyses gamma pour la vérification avec le fantôme maison et les films EBT-XD.

Les taux de réussite étant très bons pour toutes les analyses effectuées, présentons, à titre d'exemples, des comparaisons des profils et des isodoses obtenus entre la mesure d'un film et le calcul du TPS, pour chacune des deux configurations :

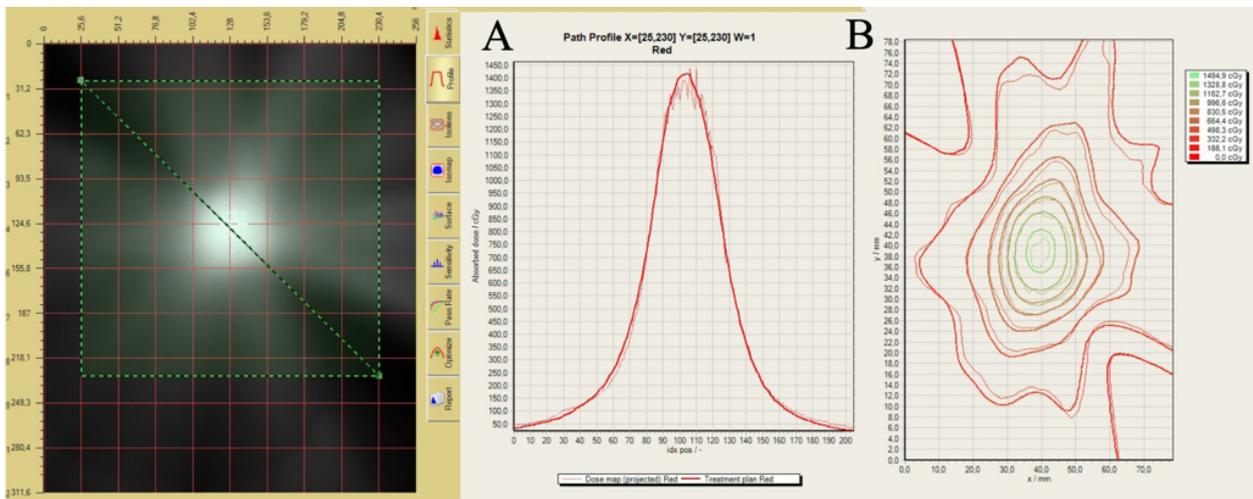


Figure 93 - Comparaison d'un profil de dose (A) et des isodoses (B) entre la mesure d'un film EBT-XD et le calcul du TPS, pour le film 4 dans la configuration 1, avec un critère de 3%/3mm.

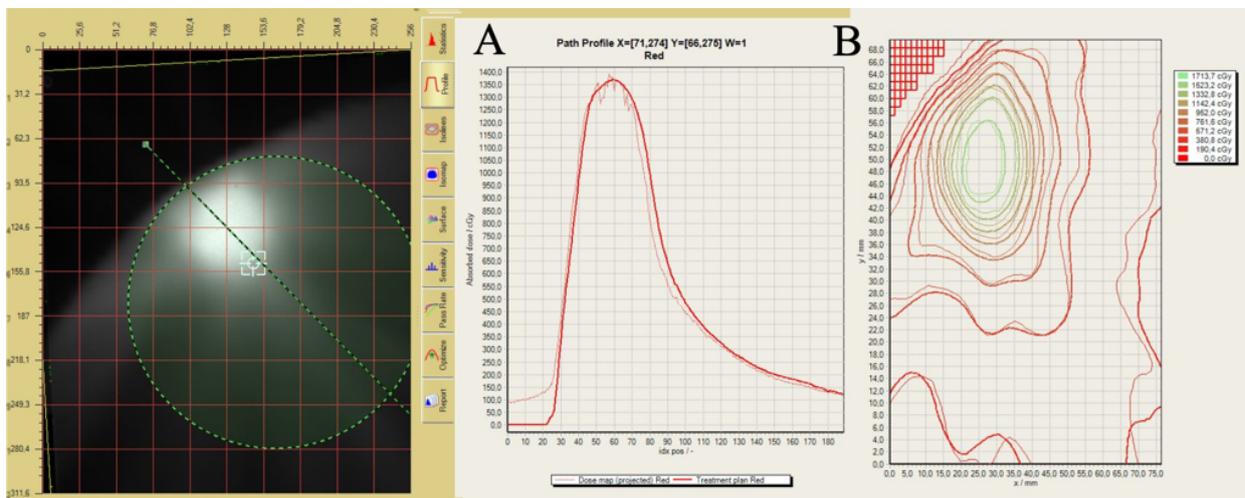


Figure 94 - Comparaison d'un profil de dose (A) et des isodoses (B) entre la mesure d'un film EBT-XD et le calcul du TPS, pour le film 2 dans la configuration 2.

On observe une bonne correspondance entre les différentes courbes présentées. Ceci explique donc les excellents résultats obtenus des analyses gamma avec un critère de 3%/3mm (des taux de réussite tout de même supérieurs à 95% ont été obtenus avec un critère de 2%/2mm).

Les résultats confirment les conclusions des mesures avec l'EPID et l'OCTAVIUS 4D pour la tumeur située au centre du poumon. Pour l'autre configuration, les erreurs rencontrées dans les précédentes vérifications n'ont pas pu être constatées ici car les mesures ont été faites en dehors de la tumeur. Dans ces cas, la correspondance entre le calcul et la mesure est forcément meilleure car on ne teste pas la capacité de l'algorithme AAA à calculer dans la zone hétérogène où les interfaces sont proches l'une de l'autre.

---

## Chapitre V : Perspectives futures

<b>V.1. Algorithme</b> .....	<b>104</b>
V.1.1. Acuros XB .....	104
V.1.2. Comparaison AAA et AXB .....	105
<b>V.2. Vérifications</b> .....	<b>106</b>

## V.1. Algorithme

Durant la période pendant laquelle ce travail a été effectué, le service de radiothérapie du CHU Tivoli était en travaux. En effet, comme nous l'avons déjà mentionné dans ce travail, des nouveaux bunkers étaient en construction afin d'y installer des accélérateurs plus récents, des TrueBeam développés par la firme *Varian*, ainsi qu'un simulateur CT. Mais encore, une licence pour l'algorithme Acuros XB (AXB) est prévue pour le début de l'année 2021. Dès lors, il est important de comprendre aussi son fonctionnement et les avantages qu'il pourra apporter car les calculs effectués avec AAA dans ce travail seront à nouveau réalisés avec ce nouvel algorithme par les physiciens du service lors des nouveaux commissionnements.

Dans cette section, le principe de fonctionnement de l'algorithme AXB est brièvement développé, sur base du document RAD 10156 de la société *Varian* (57). De plus, quelques résultats de recherches scientifiques montrant les avantages d'AXB par rapport à AAA dans les régions hétérogènes sont également exposés.

### V.1.1. Acuros XB

Cet algorithme de calcul de dose a été développé par la firme *Varian* pour les photons ayant une énergie comprise entre 4 et 25 MV. La dose déposée dans le volume irradié est évaluée en résolvant les équations de transport de Boltzmann (LBTE) car elle en représente leur solution. Ces équations apportent une description précise du parcours de différents types de rayonnements dans la matière ainsi que leurs interactions dans le milieu en question.

La méthode de résolution des équations LBTE par l'algorithme AXB est brièvement décrite dans cette section. Tout d'abord, le modèle de la source du faisceau de photons utilisé pour AXB est le même que celui décrit pour AAA (section I.3.2.). Ensuite, le modèle du transport radiatif est réalisé comme suit :

- Cartographie du matériau ;
- Transport de la fluence du modèle de la source dans le patient ;
- Calcul de la fluence en photons diffusés dans le patient ;
- Calcul de la fluence en électrons dans le patient ;
- Calcul de la dose.

Les quatre premières étapes servent à déterminer la fluence énergétique des électrons et des photons diffusés dans chaque voxel du patient. Une fois cette dernière connue, un calcul de la dose est finalement réalisé. La première étape est répétée pour chaque orientation du faisceau, contrairement aux autres. Ceci permet par exemple de diminuer le temps de calcul lors des planifications de traitement avec modulation d'intensité (IMRT, VMAT), pour lesquels le nombre d'orientations est élevé.

Contrairement aux algorithmes de convolution/superposition tel que AAA, Acuros XB nécessite la connaissance d'une cartographie matérielle du patient. Avec AXB, l'interaction des particules avec la matière sera modélisée grâce à la connaissance de la composition chimique (et non seulement la densité) de chaque matériau traversé par les rayonnements. La bibliothèque de matériaux AXB possède cinq matériaux biologiques (poumon, tissu adipeux,

muscle, cartilage et os) et 16 matériaux non biologiques, avec une densité maximale de  $8,0 \text{ g/cm}^3$ , faisant référence à l'acier. Une fois la cartographie matérielle connue, le type de source de la machine est modélisé comme une source externe et les calculs de la distribution de la fluence des particules dans le patient sont effectués. Ensuite, les équations LBTE sont résolues de manière itérative en discrétisant l'espace, les angles et les énergies pour que le calcul puisse être réalisé analytiquement. Enfin, la dose dans un voxel est obtenue en appliquant une fonction à la fluence électronique du voxel, dépendante de l'énergie, afin de la convertir en dose.

La méthode de résolution des équations utilisée par AXB ressemble aux méthodes de Monte-Carlo (MC). En effet, les techniques de MC résolvent elles aussi les équations LBTE mais avec des méthodes stochastiques, qui ne seront pas développées dans ce travail. De nos jours, la méthode de MC est considérée comme étant la technique la plus précise et de nombreuses études ont montré que les solutions de l'équation LBTE obtenues avec les deux méthodes étaient très proches (58–61).

### V.1.2. Comparaison AAA et AXB

Dans la littérature scientifique, de nombreuses études évaluent les différences entre les deux algorithmes. Par exemple, si on s'intéresse aux hétérogénéités telles que celles présentes dans les régions pulmonaires, une étude menée par S.B. Kroon et al. (60) montre que l'algorithme AXB est plus précis que AAA pour les traitements de type SBRT pulmonaire. Ceci est illustré par la figure 95 (60) dans laquelle on peut voir que les courbes calculées par AXB sont bien plus proches des valeurs mesurées que celles calculées par AAA. De plus, la différence entre les courbes calculées par les deux algorithmes est d'autant plus importante que la taille du champ est petite. En effet, cette différence est plus grande pour le champ  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  par rapport à celle du champ  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ .

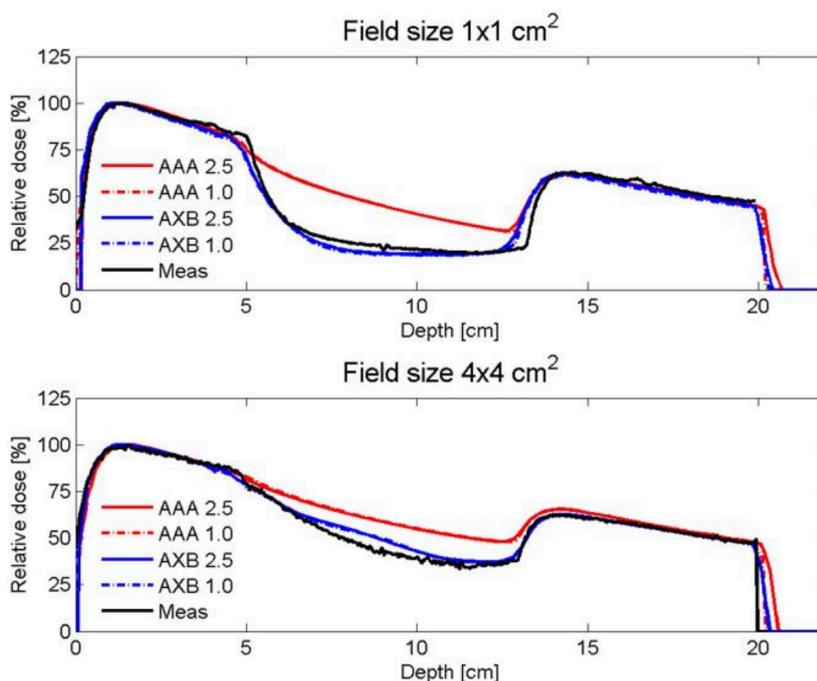


Figure 95 - Rendements en profondeurs mesurés et calculés pour 2 tailles de champs différentes, pour les algorithmes AAA et Acuros XB, pour différentes dimensions de grille de calcul.

AGB. Alagar et al. (62) calculent et mesurent les profils de dose dans des zones hétérogènes pour des petits champs. Encore une fois, les résultats montrent que l'écart entre les profils de dose calculés avec les deux algorithmes et ceux mesurés, peu importe la technique de traitement utilisée (3D-CRT, IMRT ou VMAT), est plus élevée avec l'AAA (jusqu'à 11.2%) par rapport à AXB (moins de 4%). Cela s'explique par la plus grande difficulté qu'éprouve l'algorithme AAA à modéliser l'augmentation de la diffusion latérale dans les matériaux de faible densité expliquée plus tôt. La figure 96 (62) est un exemple des résultats de cette étude, pour la technique VMAT.

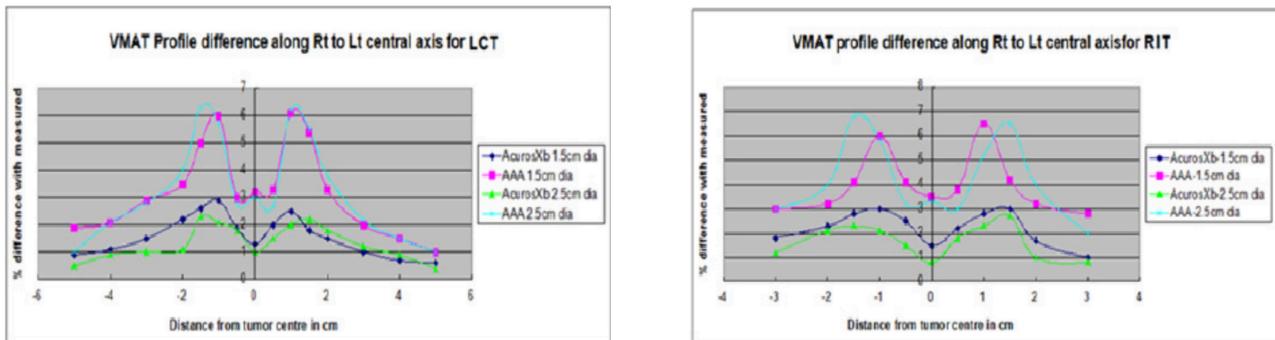


Figure 96 - Différences entre les profils de dose calculés par différents algorithmes et les mesures réalisées avec un film, en VMAT.

## V.2. Vérifications

Au départ, la licence pour l'algorithme AXB était prévue pour juin 2020. Malheureusement, son arrivée a été retardée pour 2021, nous empêchant alors d'effectuer les comparaisons avec les résultats obtenus en utilisant AAA dans la période du mémoire. Les avantages de ce nouvel algorithme rapport à AAA désormais connus, nous comprenons alors pourquoi l'une des perspectives futures est de recalculer le plan et d'effectuer à nouveau les vérifications afin d'observer les éventuelles améliorations des résultats, surtout lorsque la tumeur est située au bord du parenchyme pulmonaire.

Enfin, la pandémie du Covid-19 nous a contraint d'arrêter toutes les mesures pendant environ trois mois. Dès lors, à partir de juin 2020, la charge de travail restante fut assez importante. Ceci explique pourquoi nous n'avons pas eu le temps de scanner une seconde fois le fantôme en positionnant la tumeur dans une région permettant de placer un film radiochromique en son centre, dans la configuration 2. Il serait donc aussi intéressant de procéder à cette vérification dans le futur.

## Conclusion

L'objectif de ce travail était de réaliser les manipulations ainsi que les vérifications nécessaires afin de pouvoir diminuer la taille de champ pour les SBRT pulmonaires, jusqu'à  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ . De plus, étant au courant dès le départ des installations de nouvelles machines en 2021, ce travail avait aussi pour but de servir de « mode opératoire » pour les mesures des petits champs sur les prochains TrueBeam du CHU Tivoli.

Les mesures dans des petits champs sont délicates étant donné les propriétés physiques spécifiques de ces derniers :

- Perte d'équilibre électronique latéral ;
- Effet de volume ;
- Occlusion partielle de la source.

Dès lors, il est crucial de choisir le bon détecteur et d'être très précis lors des manipulations.

Dans ce travail, nous avons principalement suivi les recommandations du *TRS 483*. Après avoir mesuré les différentes courbes et paramètres requis (facteurs d'ouverture du collimateur, profils latéraux de dose et rendements en profondeur) avec quelques détecteurs, nous avons implémenté les données acquises avec une diode E 60017 de *PTW* dans le TPS *Eclipse*. En effet, pour les profils de dose, les résultats obtenus avec ce détecteur étaient les plus proches des réponses des films radiochromiques EBT3, utilisés comme référence dans ce travail. Pour les FOCs, les tailles des champs n'étaient pas assez petites pour apercevoir une différence significative entre les valeurs mesurées par la diode E, le détecteur à diamant et la chambre PinPoint 3D. Enfin, en ce qui concerne les PDDs, les résultats des trois détecteurs étant très proches, nous avons expliqué que la diode représentait alors le choix le plus naturel au vu du manque de matériel relatif à l'utilisation des deux autres détecteurs. Enfin, l'implémentation de ces mesures nous a permis de modéliser le faisceau et de configurer l'algorithme AAA pour les champs allant de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  à  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ .

Une fois les mesures entrées dans *Eclipse*, il était important de vérifier que les calculs du TPS correspondent à ce que délivre réellement la machine lors du traitement. Pour ce faire, nous avons effectué des vérifications, d'une part, dans une configuration très simpliste, similaire aux conditions de mesure. D'une autre, des vérifications d'un traitement stéréotaxique étaient requises afin de valider cliniquement l'utilisation des petits champs, en VMAT.

Nous avons donc comparé les calculs du TPS pour les profils, PDDs et FOCs acquis avec les mesures d'un autre détecteur. Les résultats obtenus sont satisfaisants, nous assurant donc que la modélisation du faisceau et la configuration de l'algorithme sont correctes.

Ensuite, nous avons construit un fantôme thoracique anthropomorphique dans lequel nous avons implanté deux petites tumeurs tissu-équivalentes cylindriques (cinq mm de hauteur et de diamètre). Une d'entre elle était située dans le poumon gauche, au milieu du parenchyme pulmonaire alors que l'autre était positionnée dans le poumon droit, à deux mm du bord du parenchyme. Suite à l'acquisition tomодensitométrique de ce dernier, nous avons

planifié un traitement stéréotaxique pour chaque tumeur. Enfin, ces plans ont été vérifiés avec les trois méthodes suivantes, via des analyses gamma (3%/3mm) :

- 1) Mesure avec l'EPID nous permettant de vérifier la fluence en 2D. Les résultats des analyses gamma étaient satisfaisants pour la tumeur située au milieu du poumon, contrairement à l'autre configuration ;
- 2) Mesure dosimétrique en 3D avec l'OCTAVIUS 4D, confirmant les résultats obtenus avec l'EPID ;
- 3) Irradiation du fantôme maison en plaçant des films radiochromiques EBT-XD de part et d'autre de la tumeur. Les taux de réussite des analyses gamma sont très bons. Cependant, des limitations techniques nous ont empêché de positionner un film au centre de la tumeur localisée au bord du parenchyme.

Les résultats des trois vérifications montrent que TPS calcule correctement la dose lorsque la tumeur est située au centre du poumon. Par contre, dans l'autre configuration, les échecs obtenus peuvent être dus à la précision de l'algorithme AAA dans cette région hétérogène, où les interfaces sont proches l'une de l'autre. Mais encore, la situation étant plus complexe, un mouvement des lames du MLC beaucoup plus compliqué par rapport à la première situation pourrait expliquer les différences observées lors des analyses gamma. Enfin, il se peut aussi que les limites des détecteurs utilisés aient été atteintes pour des mesures dans des petits champs, dans une telle zone hétérogène.

Malheureusement, la pandémie du Covid-19 ainsi que le report de l'arrivée de l'algorithme Acuros XB nous ont empêchés d'aller plus loin dans ce travail, afin de valider l'utilisation du VMAT en petits champs même lorsqu'une tumeur est située au bord du parenchyme pulmonaire. Il serait dès lors intéressant de recommencer les vérifications une fois la licence pour ce nouvel algorithme reçue.

**En conclusion, ce travail permet désormais au CHU Tivoli de pouvoir réaliser des SBRT pulmonaires avec des champs plus petits que  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ , lorsque la tumeur est localisée au centre du poumon. De plus, les médecins du service connaissent désormais les manipulations à réaliser ainsi que le matériel à utiliser pour commissionner les petits champs sur les accélérateurs linéaires TrueBeam prévus en 2021.**

---

## **Chapitre VI : Annexes**

**VI.1. Facteur d'ouverture du collimateur ..... 110**

## VI.1. Facteur d'ouverture du collimateur

Les tableaux ci-dessous reprennent les résultats obtenus, pour chaque terme de l'expression (34) et pour chaque taille de champ, en fonction du détecteur utilisé. Les valeurs des facteurs de corrections ont été repris du tableau 3 présenté précédemment. Toutes les mesures ont été réalisées trois fois et les moyennes des trois lectures sont représentées dans les tableaux. On désigne par « O » les résultats correspondant aux manipulations en « ouverture » et par « F » celles en « fermeture » des mâchoires. Enfin, le facteur d'ouverture final, noté  $\Omega$ , est obtenu en faisant la moyenne des FOCs calculés pour l'ouverture et la fermeture.

FOC – 2 x 2 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 2$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)$	$k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}(SD)$	$k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}(SD)$	$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$	$\Omega$
Diode E PTW 60017	O	39.61	43,42	77.74	90.59	1.003	1.006	0.780428	0.780
	F	39,61	43,42	77.76	90.65	1.003	1.006	0.780295	
microDiamond PTW 60019	O	4.11	4.485	77.74	90.59	0.997	1	0.7831274	0.784
	F	4.11	4.481	77.76	90.65	0.997	1	0.7843885	
PinPoint 3D PTW 31016	O	1.488	1.636	77.74	90.59	1.004	1	0.783613	0.784
	F	1.488	1.634	77.76	90.65	1.004	1	0.784648	

Tableau 25 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 2 x 2 cm<sup>2</sup>.

FOC – 2 x 3 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 2.5$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)$	$k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}(SD)$	$k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}(SD)$	$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$	$\Omega$
Diode E PTW 60017	O	40.51	43.42	77.74	90.59	1.005	1.006	0.799752	0.799
	F	40.49	43.42	77.76	90.65	1.005	1.006	0.799088	
microDiamond PTW 60019	O	4.197	4.485	77.74	90.59	0.999	1	0.8022182	0.803
	F	4.199	4.481	77.76	90.65	0.999	1	0.8030468	
PinPoint 3D PTW 31016	O	1.526	1.636	77.74	90.59	1.001	1	0.8010484	0.801
	F	1.524	1.634	77.76	90.65	1.001	1	0.800876	

Tableau 26 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 2 x 3 cm<sup>2</sup>.

FOC – 3 x 2 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 2.5$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)$	$k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}(SD)$	$k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}(SD)$	$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$	$\Omega$
Diode E PTW 60017	O	40.42	43.42	77.74	90.59	1.005	1.006	0.797975	0.798
	F	40.44	43.42	77.76	90.65	1.005	1.006	0.798233	
microDiamond PTW 60019	O	4.189	4.485	77.74	90.59	0.999	1	0.8006892	0.801
	F	4.190	4.481	77.76	90.65	0.999	1	0.8013255	
PinPoint 3D PTW 31016	O	1.519	1.636	77.74	90.59	1.001	1	0.797548	0.798
	F	1.52	1.634	77.76	90.65	1.001	1	0.7989482	

Tableau 27 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 3 x 2 cm<sup>2</sup>.

FOC – 2 x 4 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 2.8$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)$	$k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}(SD)$	$k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}(SD)$	$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$	$\Omega$
Diode E PTW 60017	O	41.05	43.42	77.74	90.59	1.006	1.006	0.811219	0.811
	F	41.03	43.42	77.76	90.65	1.006	1.006	0.810818	
microDiamond PTW 60019	O	4.258	4.485	77.74	90.59	1	1	0.8146916	0.815
	F	4.255	4.481	77.76	90.65	1	1	0.8145712	
PinPoint 3D PTW 31016	O	1.544	1.636	77.74	90.59	1.001	1	0.8104992	0.814
	F	1.557	1.634	77.76	90.65	1.001	1	0.8182211	

Tableau 28 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 2 x 4 cm<sup>2</sup>.

FOC – 4 x 2 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 2.8$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)$	$k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}(SD)$	$k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}(SD)$	$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$	$\Omega$
Diode E PTW 60017	O	40.94	43.42	77.74	90.59	1.008	1.006	0.809046	0.809
	F	40.94	43.42	77.76	90.65	1.008	1.006	0.808906	
microDiamond PTW 60019	O	4.25	4.485	77.74	90.59	1	1	0.8130335	0.813
	F	4.252	4.481	77.76	90.65	1	1	0.813933	
PinPoint 3D PTW 31016	O	1.537	1.636	77.74	90.59	1	1	0.8069989	0.807
	F	1.537	1.634	77.76	90.65	1	1	0.8078828	

Tableau 29 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 4 x 2 cm<sup>2</sup>.

FOC – 3 x 3 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 3$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)$	$k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}(SD)$	$k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}(SD)$	$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$	$\Omega$
Diode E PTW 60017	O	41.61	43.42	77.74	90.59	1.006	1.006	0.822286	0.822
	F	41.64	43.42	77.76	90.65	1.006	1.006	0.822603	
microDiamond PTW 60019	O	4.310	4.485	77.74	90.59	1	1	0.82464	0.825
	F	4.309	4.481	77.76	90.65	1	1	0.8249089	
PinPoint 3D PTW 31016	O	1.567	1.636	77.74	90.59	1.001	1	0.8227503	0.823
	F	1.567	1.634	77.76	90.65	1.001	1	0.8234773	

Tableau 30 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 3 x 3 cm<sup>2</sup>.

FOC – 2 x 5 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 3.2$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)$	$k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}(SD)$	$k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}(SD)$	$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$	$\Omega$
Diode E PTW 60017	O	41.437	43.313	77.81	90.67	1.006	1.006	0.821015	0.821
	F	41.427	43.277	77.68	90.60	1.006	1.006	0.820713	
microDiamond PTW 60019	O	4.311	4.498	77.81	90.67	1	1	0.822395	0.822
	F	4.309	4.497	77.68	90.60	1	1	0.821645	
PinPoint 3D PTW 31016	O	1.564	1.635	77.81	90.67	1.001	1	0.82176	0.821
	F	1.564	1.635	77.68	90.60	1.001	1	0.82096	

Tableau 31 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 2 x 5 cm<sup>2</sup>.

FOC – 5 x 2 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 3.2$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)$	$k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}(SD)$	$k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}(SD)$	$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$	$\Omega$
Diode E PTW 60017	O	41.307	43.313	77.81	90.67	1.006	1.006	0.818439	0.819
	F	41.36	43.277	77.68	90.60	1.006	1.006	0.819392	
microDiamond PTW 60019	O	4.296	4.498	77.81	90.67	1	1	0.819517	0.820
	F	4.302	4.497	77.68	90.60	1	1	0.820247	
PinPoint 3D PTW 31016	O	1.557	1.635	77.81	90.67	1.001	1	0.817907	0.818
	F	1.558	1.635	77.68	90.60	1.001	1	0.817637	

Tableau 32 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 5 x 2 cm<sup>2</sup>.

FOC – 3 x 4 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 3.5$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)$	$k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}(SD)$	$k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}(SD)$	$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$	$\Omega$
Diode E PTW 60017	O	42.39	43.42	77.74	90.59	1.006	1.006	0.8377	0.837
	F	42.38	43.42	77.76	90.65	1.006	1.006	0.837223	
microDiamond PTW 60019	O	4.39	4.485	77.74	90.59	1	1	0.8398817	0.840
	F	4.387	4.481	77.76	90.65	1	1	0.8398411	
PinPoint 3D PTW 31016	O	1.596	1.636	77.74	90.59	1	1	0.8369648	0.837
	F	1.595	1.634	77.76	90.65	1	1	0.8375325	

Tableau 33 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 3 x 4 cm<sup>2</sup>.

FOC – 4 x 3 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 3.5$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)$	$k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}(SD)$	$k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}(SD)$	$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$	$\Omega$
Diode E PTW 60017	O	42.4	43.42	77.74	90.59	1.006	1.006	0.837832	0.838
	F	42.4	43.42	77.76	90.65	1.006	1.006	0.837553	
microDiamond PTW 60019	O	4.388	4.485	77.74	90.59	1	1	0.839499	0.840
	F	4.392	4.481	77.76	90.65	1	1	0.8407344	
PinPoint 3D PTW 31016	O	1.594	1.636	77.74	90.59	1	1	0.8360906	0.837
	F	1.594	1.634	77.76	90.65	1	1	0.8370074	

Tableau 34 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 4 x 3 cm<sup>2</sup>.

FOC – 3 x 5 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 3.9$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}}(IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}(IC)$	$k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}(SD)$	$k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}(SD)$	$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$	$\Omega$
Diode E PTW 60017	O	42.85	43.313	77.81	90.67	1.006	1.006	0.849018	0.849
	F	42.837	43.277	77.68	90.60	1.006	1.006	0.848647	
microDiamond PTW 60019	O	4.455	4.498	77.81	90.67	1	1	0.849931	0.849
	F	4.453	4.497	77.68	90.60	1	1	0.848974	
PinPoint 3D PTW 31016	O	1.621	1.635	77.81	90.67	1	1	0.850677	0.850
	F	1.621	1.635	77.68	90.60	1	1	0.849849	

Tableau 35 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 3 x 5 cm<sup>2</sup>.

FOC – 5 x 3 cm <sup>2</sup> ( $S_{clin} = 3.9$ cm)									
Détecteur		$M_{Q_{clin}}^{f_{clin}} (SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}} (SD)$	$M_{Q_{int}}^{f_{int}} (IC)$	$M_{Q_{ref}}^{f_{ref}} (IC)$	$k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} (SD)$	$k_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}} (SD)$	$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$	$\Omega$
<i>Diode E PTW 60017</i>	O	42.89	43.313	77.81	90.67	1.006	1.006	0.849811	0.850
	F	42.887	43.277	77.68	90.60	1.006	1.006	0.849637	
<i>microDiamond PTW 60019</i>	O	4.477	4,498	77.81	90.67	1	1	0.854192	0.852
	F	4.457	4,497	77.68	90.60	1	1	0.849718	
<i>PinPoint 3D PTW 31016</i>	O	1.62	1.635	77.81	90.67	1	1	0.849977	0.850
	F	1.621	1.635	77.68	90.60	1	1	0.849849	

Tableau 36 : Résultats obtenus pour les mesures des FOCs pour les champs de 5 x 3 cm<sup>2</sup>.

## Bibliographie

1. Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; 2017. (Technical Reports Series).
2. Suetens P. Fundamentals of medical imaging. 2nd. ed. New York: Cambridge University Press; 2009. 253 p.
3. Solberg TD, Siddon RL, Kavanagh B. Historical Development of Stereotactic Ablative Radiotherapy. In: Lo SS, Teh BS, Lu JJ, Schefter TE, éditeurs. Stereotactic Body Radiation Therapy. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2012. p. 9-35.
4. Badam R, Chowdary S, Kondamari S, Kotha S. Gamma knife radiosurgery: Making lives merrier for refractory trigeminal neuralgia. J Dr NTR Univ Health Sci. 2016;5(3):169.
5. Niranjana A, Sirin S, Flickinger JC, Maitz A, Kondziolka D, Lunsford LD. Gamma Knife Radiosurgery. In: Chin LS, Regine WF, éditeurs. Principles and Practice of Stereotactic Radiosurgery. New York, NY: Springer New York; 2008. p. 107-27.
6. Nagata Y, éditeur. Stereotactic Body Radiation Therapy. Tokyo: Springer Japan; 2015. 3-8 p.
7. Purdy JA, Poortmans P, Perez CA. Three-Dimensional Treatment Planning and Conformal Therapy. In: Levitt SH, Purdy JA, Perez CA, Poortmans P, éditeurs. Technical Basis of Radiation Therapy. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2011. p. 253-73. (Medical Radiology).
8. Geets X. Motion management & IGRT in lung tumors. 2020 mai; Université Catholique de Louvain, Belgique.
9. Underberg RWM, Lagerwaard FJ, Cuijpers JP, Slotman BJ, van Sörnsen de Koste JR, Senan S. Four-dimensional CT scans for treatment planning in stereotactic radiotherapy for stage I lung cancer. Int J Radiat Oncol. nov 2004;60(4):1283-90.
10. Giraud P, Houle A. Respiratory Gating for Radiotherapy: Main Technical Aspects and Clinical Benefits. ISRN Pulmonol. 2013;2013:1-13.
11. Solberg TD, Wink NM, Tenn SE, Kriminski S, Hugo GD, Agazaryan N. Control of Breathing Motion: Techniques and Models (Gated Radiotherapy). In: Schlegel W, Bortfeld T, Grosu A-L, éditeurs. New Technologies in Radiation Oncology. Berlin/Heidelberg: Springer-Verlag; 2006. p. 299-319.
12. Bergom C, Currey A, Desai N, Tai A, Strauss JB. Deep Inspiration Breath Hold: Techniques and Advantages for Cardiac Sparing During Breast Cancer Irradiation. Front Oncol. 4 avr 2018;8.
13. Orfit. Photographie du système de compression abdominale proposé par Orfit [Internet]. [cité 11 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.orfit.com/radiation-oncology/products/stereotactic-body-radiation-therapy/>
14. Kim JH. LINAC-based High-precision Radiotherapy: Radiosurgery, Image-guided Radiotherapy, and Respiratory-gated Radiotherapy. J Korean Med Assoc. 2008;51(7):612.
15. Shepard D. CyberKnife : Treatment Planning, QA, and clinical Applications [Internet]. [cité 11 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/34-8071-11452-793.pdf>
16. da Rosa LAR, Cardoso SC, Campos LT, Alves VGL, Batista DVS, Facure A. Percentage depth dose evaluation in heterogeneous media using thermoluminescent dosimetry. J Appl Clin Med Phys. déc 2010;11(1):117-27.
17. Wang L, Yorke E, Desobry G, Chui C-S. Dosimetric advantage of using 6 MV over 15 MV photons in conformal therapy of lung cancer: Monte Carlo studies in patient geometries. J Appl Clin Med Phys. déc 2002;3(1):51-9.

18. Marsolat F. Développement d'un dosimètre diamant pour une mesure de la dose absorbée dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie stéréotaxique. Université Pierre et Marie-Curie - Paris VI; 2014.
19. Cranmer-Sargison G, Charles PH, Trapp JV, Thwaites DI. A methodological approach to reporting corrected small field relative outputs. *Radiother Oncol.* déc 2013;109(3):350-5.
20. Wuerfel JU. Dose measurements in small fields. *Med Phys.* 2013;1(1):81-90.
21. Godson HF, Ravikumar M, Ganesh KM, Sathiyam S, Ponmalar YR. Small field output factors: Comparison of measurements with various detectors and effects of detector orientation with primary jaw setting. *Radiat Meas.* févr 2016;85:99-110.
22. Parwaie W, Refahi S, Ardekani MA, Farhood B. Different Dosimeters/Detectors Used in Small-Field Dosimetry: Pros and Cons. *J Med Signals Sens.* sept 2018;8(3):195-203.
23. Alagar AGB, Mani GK, Karunakaran K. Percentage depth dose calculation accuracy of model based algorithms in high energy photon small fields through heterogeneous media and comparison with plastic scintillator dosimetry. *J Appl Clin Med Phys.* janv 2016;17(1):132-42.
24. Das I, Francescon P, Ahnesjö A, Aspradakis M, Cheng C, Ding G. Small fields and non-equilibrium condition photon beam dosimetry: AAPM Task Group Report 155. *Med Phys.* a l'étude 2014;
25. Andreo P. The physics of small megavoltage photon beam dosimetry. *Radiother Oncol.* févr 2018;126(2):205-13.
26. Younes T. Méthodologie pour la détermination de la dose absorbée dans le cas des petits champs avec et sans hétérogénéités pour des faisceaux de photons de haute énergie. Université de Toulouse; 2018.
27. Sterpin E. Algorithme et calcul de dose. 2020; Université Catholique de Louvain.
28. Sievinen J, Ulmer W, Kaissl W. AAA Photon Dose Calculation Model in Eclipse. 2005.
29. Radiation Oncology Physics. Vienna: INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY; 2005.
30. PTW. Detectors Including Codes of Practice [Internet]. 2011 [cité 11 avr 2020]. Disponible sur: <http://biowel.com/pdf/PTW/Detectors.pdf>
31. Podgorsak EB. Chapter 9: Calibration of Photon and Electron Beams [Internet]. 2012 [cité 11 avr 2020]. Disponible sur: [http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/slides/Chapter\\_09\\_Calibration\\_of\\_radiotherapy\\_beams.pdf](http://www-naweb.iaea.org/nahu/DMRP/documents/slides/Chapter_09_Calibration_of_radiotherapy_beams.pdf)
32. Scott AJD, Kumar S, Nahum AE, Fenwick JD. Characterizing the influence of detector density on dosimeter response in non-equilibrium small photon fields. *Phys Med Biol.* 21 juill 2012;57(14):4461-76.
33. Mosset J-B. Développement d'un module de détection phoswich LSO/LuYAP pour le prototype de caméra à positrons ClearPET. Ecole Polytechnique Fédérale de Lausanne; 2006.
34. Griessbach I, Lapp M, Bohsung J, Gademann G, Harder D. Dosimetric characteristics of a new unshielded silicon diode and its application in clinical photon and electron beams: New unshielded silicon diode. *Med Phys.* 22 nov 2005;32(12):3750-4.
35. Jorner N, Ribas M, Eudaldo T. In vivo dosimetry: Intercomparison between p-type based and n-type based diodes for the 16-25 MV energy range. *Med Phys.* juin 2000;27(6):1287-93.
36. Pantelis E, Moutsatsos A, Zourari K, Petrokokkinos L, Sakelliou L, Kilby W, et al. On the output factor measurements of the CyberKnife iris collimator small fields: Experimental determination of the  $k_{Qclin}$ ,  $Q_{msrfclin}$ ,  $f_{msr}$  correction factors for microchamber and diode detectors:

Experimental determination of correction factors for OF measurements. *Med Phys.* 20 juill 2012;39(8):4875-85.

37. Pantelis E, Moutsatsos A, Zourari K, Kilby W, Antypas C, Papagiannis P, et al. On the implementation of a recently proposed dosimetric formalism to a robotic radiosurgery system: Implementation of a new dosimetric formalism to CyberKnife. *Med Phys.* 29 avr 2010;37(5):2369-79.

38. Eklund K. Modeling Silicon Diode Dose Response In Radiotherapy Fields Using Fluency Pencil Kernels. université d'Uppsala; 2010.

39. De Angelis C, Onori S, Pacilio M, Cirrone GAP, Cuttone G, Raffaele L, et al. An investigation of the operating characteristics of two PTW diamond detectors in photon and electron beams. *Med Phys.* 25 janv 2002;29(2):248-54.

40. Laub WU, Kaulich TW, Nüsslin F. Energy and dose rate dependence of a diamond detector in the dosimetry of 4-25 MV photon beams. *Med Phys.* avr 1997;24(4):535-6.

41. Scott AJD, Nahum AE, Fenwick JD. Using a Monte Carlo model to predict dosimetric properties of small radiotherapy photon fields: Monte Carlo modeling for small fields. *Med Phys.* 23 sept 2008;35(10):4671-84.

42. Chiu-Tsao S-T. Practical Medical Physics. Course Radiochromic Film Dosimetry Update [Internet]. 2015 juill 14 [cité 11 avr 2020]. Disponible sur: <http://amos3.aapm.org/abstracts/pdf/99-27720-359478-112523-215132571.pdf>

43. Lewis D, Micke A, Yu X, Chan MF. An efficient protocol for radiochromic film dosimetry combining calibration and measurement in a single scan: Efficient protocol for radiochromic film dosimetry. *Med Phys.* 27 sept 2012;39(10):6339-50.

44. Seet KYT, Hanlon PM, Charles PH. Determination of RW3-to-water mass-energy absorption coefficient ratio for absolute dosimetry. *Australas Phys Eng Sci Med.* déc 2011;34(4):553-8.

45. Gafchromic. GAFCHROMIC DOSIMETRY MEDIA, TYPE EBT-3 [Internet]. [cité 11 avr 2020]. Disponible sur: [http://www.gafchromic.com/documents/EBT3\\_Specifications.pdf](http://www.gafchromic.com/documents/EBT3_Specifications.pdf)

46. Sharma DS, Chaudhary RK, Sharma SD, Pilakkal S, Rasal SK, Sawant MB, et al. Experimental determination of stereotactic cone size and detector specific output correction factor. *Br J Radiol.* août 2017;90(1077).

47. Khan FM. The physics of radiation therapy. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2010. 531 p.

48. Boyer A, Biggs P, Galvin J, Klein E, LoSasso T, Low D, et al. Basic Applications of Multileaf Collimators. AAPM; 2001.

49. Siebers JV, Keall PJ, Libby B, Mohan R. Comparison of EGS4 and MCNP4b Monte Carlo codes for generation of photon phase space distributions for a Varian 2100C. *Phys Med Biol.* 1 déc 1999;44(12):3009-26.

50. Berger L. Utilisation d'un système d'imagerie portale électronique avec détecteur au silicium amorphe pour vérifier la dose recue par les patients en radiothérapie. Université de Toulouse; 2006.

51. Camilleri J. Dosimétrie in vivo des traitements de radiothérapie conformationnelle avec modulation d'intensité par imageur portal haute énergie au silicium amorphe. Université de Toulouse; 2014.

52. PTW. OCTAVIUS 4D Modular Solutions for 4D Patient and Machine QA IMRT·VMAT·SRS/SBRT [Internet]. [cité 17 avr 2020]. Disponible sur: <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/octavius-4d/?type=3451&downloadfile=891&cHash=644b880d54783953b7a8dec440411d24>

53. Modular OCTAVIUS 4D 1500: our New Gold Standard for VMAT & SRS Plan QA [Internet]. Medical Physics @ Institute of Radiooncology, KFJ Hospital Vienna. 2015 [cité 22 mai 2020]. Disponible sur: [https://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/octavius/Oct4D\\_start.html](https://www.wienkav.at/kav/kfj/91033454/physik/octavius/Oct4D_start.html)
54. PAR Group Ltd. Polycarbonate Sheet - Makrolon Technical Data Sheet 3.28 [Internet]. [cité 22 juin 2020]. Disponible sur: [www.par-group.co.uk](http://www.par-group.co.uk)
55. NMC France sa. NOMA® NATURE 4 mm [Internet]. [cité 22 juin 2020]. Disponible sur: [www.nmc.eu](http://www.nmc.eu)
56. Mohamed IE, Ibrahim AG, Zidan HM, El-Bahkiry HS, El-sahragti AY. Physical dosimetry of volumetric modulated arc therapy (VMAT) using EPID and 2D array for quality assurance. Egypt J Radiol Nucl Med. juin 2018;49(2):477-84.
57. Gregory AF, Todd AW, Yves A, Stephen T. XB advanced dose calculation for the Eclipse TM treatment planning system. 2010.
58. Han T, Mikell JK, Salehpour M, Mourtada F. Dosimetric comparison of Acuros XB deterministic radiation transport method with Monte Carlo and model-based convolution methods in heterogeneous media: Dosimetric evaluation of AXB in heterogeneities. Med Phys. 6 mai 2011;38(5):2651-64.
59. Bush K, Gagne IM, Zavgorodni S, Ansbacher W, Beckham W. Dosimetric validation of Acuros® XB with Monte Carlo methods for photon dose calculations: Dosimetric validation of Acuros® XB. Med Phys. 29 mars 2011;38(4):2208-21.
60. Kroon PS, Hol S, Essers M. Dosimetric accuracy and clinical quality of Acuros XB and AAA dose calculation algorithm for stereotactic and conventional lung volumetric modulated arc therapy plans. Radiat Oncol. déc 2013;8(1).
61. Fogliata A, Nicolini G, Clivio A, Vanetti E, Mancosu P, Cozzi L. Dosimetric validation of the Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm: fundamental characterization in water. Phys Med Biol. 21 mars 2011;56(6):1879-904.
62. Alagar AGB, Ganesh KM, Kaviarasu K. Dose Calculation Accuracy of AAA and AcurosXB Algorithms for Small Central and Interface Lung Lesions - Verification with Gafchromic Film Dosimetry. Asian Pac J Cancer Prev. janv 2018;19(1).