

Validation clinique du champ 1x1 cm² et évaluation de la technique HyperArc pour un usage clinique

Auteur : De Gaetano, Gabriele

Promoteur(s) : Pellegrini, Luca

Faculté : Faculté des Sciences

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

Année académique : 2023-2024

URI/URL : <http://hdl.handle.net/2268.2/19394>

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.



Validation clinique du champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ et évaluation de la technique HyperArc pour un usage clinique

Gabriele De Gaetano

Master en sciences physiques, à finalité spécialisée en
radiophysique médicale

Promoteur : Luca Pellegrini

Lecteurs :

Alan Seret

Christian Clermont

Gauthier Coussement

UNIVERSITÉ DE LIÈGE
FACULTÉ DES SCIENCES
ANNÉE ACADÉMIQUE 2023-2024

Remerciements

Je remercie à toutes les personnes qui m'ont apporté leur aide, qui, d'une façon ou d'une autre, ont contribué à la réalisation de ce travail de fin d'études, et sans qui l'aboutissement de ce dernier aurait été très différent.

Tout d'abord, je souhaite exprimer mes plus sincères remerciements à Luca Pellegrini, expert en physique médicale du service de radiothérapie du CHU Tivoli. Il a été mon promoteur, mais aussi mon collègue et mon guide, et je le remercie de m'avoir accompagné tout au long de ce travail, de m'avoir toujours expliqué avec patience et de m'avoir toujours soutenu. Ses conseils, ses remarques, les débats qu'on a entretenus ensemble, sont ce que je considère être le véritable trésor de ce parcours.

Je ne manquerai pas non plus de manifester ma reconnaissance envers Valerie Jarbinet, chef de service de radiophysique médicale, et Vanessa Deshayes, experte en physique médicale. Je n'oublierai pas la chaleur avec laquelle elles m'ont accueilli, ou la disponibilité qu'elles m'ont toujours offert.

Je remercie ma famille et ma conjointe, de m'avoir soutenu, de m'avoir supporté, du début de mon parcours jusqu'à sa fin.

Je dis enfin merci, à tous ces gens qui me sont proches, parce qu'elles me rendent la personne que je suis.

Abstract

In this work, we firstly validate the $1 \times 1 \text{cm}^2$ field for 6MV and 6MVFFF TrueBeam photon beams calculated by Eclipse with measurements performed with suitable detectors in a water phantom. We compared PDDs and profiles using gamma analyses with 3%|1mm or 5%|1mm parameters. We also checked the output factors values to be coherent with the calculated ones. The results confirmed that the $1 \times 1 \text{cm}^2$ calculated field is suitable for clinical use for intracranial stereotactic treatments. Secondly, we proceed with a plan quality comparison between RapidArc and HyperArc licenses. We used a test patient with 1 cm size lesions to prepare several plans using 1, 2 or 3 targets. As a mean to quantify the plan performance, we used conformity, gradient and homogeneity indexes. We revealed that, for simple stereotactic plans and for the CHU Tivoli work routine, HyperArc does not bring any significant advantages.

Table des matières

I	Introduction	3
1	Définitions et Rappels théoriques	5
2	La stéréotaxie	13
2.1	Introduction	13
2.2	Les moyens de contention	14
2.3	Les machines	15
2.4	Planification de traitement	17
3	Les petits champs	19
3.1	Définition de petit champ	19
3.1.1	Perte d'équilibre électronique latéral	20
3.1.2	Obstruction de la source	21
3.1.3	Dimension du détecteur	22
3.2	Déviation à la théorie des cavités	24
3.3	Détermination des FOC pour les petits champs	26
3.3.1	Méthode du champ intermédiaire ou Daisy chaining	26
4	Les faisceaux FFF	29
4.1	La production du faisceau dans un linac	29

4.2	La Filtration	31
4.3	Propriétés dosimétriques	32
5	Détecteurs	37
5.1	Chambre de Farmer	37
5.2	Détecteur à diode	40
5.3	Détecteur à diamant	41
5.4	Film radio-chromique	42
5.5	Utilisation pratique des différents détecteurs	43
II	Matériel et méthodes	47
6	Matériel	49
6.1	Accélérateur linéaire	49
6.2	Aria et Eclipse	52
6.3	Détecteurs	53
6.4	Cuve à eau	55
6.4.1	Beamscan PTW	55
6.4.2	Cuve Med-Tec	56
6.5	Profeel	57
7	Méthodes	59
7.1	Orientation des détecteurs	59
7.2	Validation du champ 1x1 cm ²	60
7.2.1	Les mesures	60
7.2.2	Analyse des résultats	63
7.3	Comparaison RapidArc-HyperArc	66
7.3.1	Planification	66
7.3.2	Indices de comparaison	68

III	Discussion des résultats et conclusion	71
8	Validation du champ 1x1 cm²	73
8.1	Profils	73
8.2	PDD	75
8.3	FOC	76
9	Comparaison des plans RapidArc vs HyperArc	79
9.1	Indices de conformité	79
9.2	Indice de gradient	81
9.3	Indice d'homogénéité	82
9.4	Discussion générale	83
10	QA et Conclusion	85
10.1	QA	85
10.2	Conclusion	86
	Bibliographie	89

Objectifs du travail

Le cancer est l'un des plus grands défis de la médecine moderne : dans le monde on diagnostique plus de 19 millions de cas par an.

Les progrès du XX et XXI siècle ont permis le développement de plusieurs types de traitements, dont l'un de ceux-ci est la radiothérapie. Une grande partie des malades affectés en bénéficie, que ce soit comme traitement exclusif ou bien couplé à d'autres traitements, comme la chimiothérapie.

Le principe est celui d'induire la mort des cellules tumorales à l'aide de faisceaux composés de particules ionisantes (photons, électrons, protons et autres).

La radiothérapie a évolué sans cesse et plusieurs sont les techniques qui ont été développées dans le cours des années, on peut en distinguer trois : 3D conformationnelle, IMRT (*Intensity Modulated RadioTherapy*) et VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*).

Une dosimétrie en 3D est caractérisée par des champs statiques, munis d'un collimateur multi lames (MLC, *Multi Leaf Collimator*) qui en définit la forme, de façon à se conformer aux dimensions de la tumeur. Des outils de modification du faisceau, comme les coins dynamiques, permettent de manipuler, dans une certaine limite, les distributions de dose. Celle-ci est la technique la plus simple mais encore utilisée pour des traitements rapides.

L'IMRT est une technique qui exploite également des champs statiques, mais la fluence de chacun de ceux-ci n'est pas uniforme et est modulée à travers le mouvement des lames du MLC.

Le VMAT est une amélioration de l'IMRT : à la place de multiples champs statiques, on emploie un ou plusieurs arcs (totaux ou partiels). On peut imaginer un traitement VMAT comme un traitement IMRT avec un nombre infini de faisceaux. En général le VMAT permet le calcul d'une distribution de dose conforme à la cible et réduit les doses aux organes à risque, au prix d'une irradiation de la zone périphérique à la tumeur avec des faibles doses.

Ces deux dernières techniques sont dites de planification inverse : la fluence d'un champ est calculée à travers la minimisation d'une fonction objectif, qui dépend des objectifs choisis ; on appelle ce processus *optimisation*.

Le choix de la technique varie en fonction de la forme de la cible, de sa localisation et de l'intention du traitement.

Le VMAT, étant une technique hautement conformationnelle, est de grand intérêt pour les traitements de précision telle que les stéréotaxies. Du grec $\sigma\tau\epsilon\rho\epsilon\acute{o}\varsigma$ et $\tau\acute{\alpha}\xi\iota\varsigma$, deux mots qui peuvent être traduits avec *ordre dans l'espace*, la stéréotaxie est une modalité de traitement qui permet une localisation extrêmement précise du volume à irradier : développée, à l'ori-

gine, pour les traitements cérébraux, l'évolution technologique permet de l'utiliser aussi pour les traitements de cibles pulmonaires, hépatiques ou osseuses.

Parmi ces améliorations se trouvent les algorithmes employés, spécialement ceux d'optimisation : depuis 2017, Varian propose une nouvelle option, expressément prévue pour les traitements stéréotaxiques, dite *HyperArc*.

Cette dernière ajoute trois algorithmes de calculs au RapidArc conventionnel (nom commercial de la technique VMAT pour le TPS¹ de Varian) :

- *Collimator Angle Optimizer*, qui optimise l'angle du collimateur, afin d'avoir la meilleure orientation des lames pour la modulation du faisceau, en fonction de la disposition des volumes à irradier ;
- *SRS Normal Tissue Objective*, qui permet d'obtenir des gradients de dose très hauts autour des PTV ;
- *Automatic Lower Dose Objective*, qui implémente une optimisation automatique sur tous les volumes sur la base du principe ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*).

Il est maintenant possible de traiter de multiples lésions tumorales au moyen d'un unique isocentre et avec des arcs non co-planaires, tout en obtenant des forts gradients de dose.

Au CHU de Tivoli nous voulons quantifier les gains de l'utilisation de cette nouvelle possibilité par rapport à l'utilisation du Rapidarc traditionnel, pour les types de traitements effectués dans le centre.

Comme travail préliminaire, on a validé le calcul du TPS pour les champs $1 \times 1 \text{ cm}^2$, en le comparant aux mesures de dose effectuées avec différents détecteurs à l'intérieur d'un champ de cette dimension.

La raison de cela réside dans la difficulté de la mesure.

Bien que la publication du TRS 483 [1] en 2017 permet d'avoir un cadre clair de la situation théorique, il n'est pas moins vrai que ce type de mesure reste difficile à réaliser.

Comme conseillé dans le protocole NCS 25 [2] on a réalisé des mesures redondantes afin de mettre en évidence les similitudes, tout en considérant les différences parmi les détecteurs utilisés.

On poursuivra le travail en évaluant si, pour l'utilisation du service, la licence HyperArc apporte un gain dans la qualité des dosimétries, en calculant des plans pour différents patients test, avec et sans option HyperArc, et en comparant les résultats.

Dans la suite je vais présenter, dans la partie 1, des rappels théoriques sur les traitements stéréotaxiques, les petits champs, les faisceaux FFF et la phénoménologie des différents détecteurs utilisés. Dans la partie 2 je vais exposer le matériel et les méthodes utilisés pour cette étude ; les résultats et les analyses seront discutés dans la partie 3. Une conclusion permettra de résumer le travail, tout en mettant en évidence les résultats et les développements futurs.

1. *Treatment Planning Station*

PARTIE I
INTRODUCTION

Chapitre 1

Définitions et Rappels théoriques

1. SAD

Source Axis Distance, indique la distance de l'isocentre¹ de la machine à la source de la radiation. Pour les linacs SAD = 100 cm et pour les machines à ⁶⁰Co SAD = 80 cm.

2. SSD

Source Surface Distance (ou *Source Skin Distance*), indique la distance de la surface du fantôme (ou de la peau) du patient à la source.

3. Kerma

Le KERMA (*Kinetic Energy Released per unit Mass*) constitue la valeur moyenne de l'énergie transférée par les rayonnements indirectement ionisants à des particules chargées, par unité de masse en un point. Il se répartit en KERMA collisionnel et radiatif : le premier est la valeur moyenne de l'énergie transférée nette, sans compter les pertes en radiations et les transferts secondaires entre particules. Le deuxième constitue la fraction restante.

L'unité de mesure est le gray Gy ($J \cdot kg^{-1}$).

4. Dose absorbée

La dose absorbée (D) représente la valeur moyenne de l'énergie déposée ($d\epsilon$) par unité de masse (dm) et est donnée par la formule :

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (1.1)$$

L'unité de mesure est le gray Gy .

1. L'isocentre est défini comme le point de croisement de l'axe central du faisceau produit par l'accélérateur et l'axe de rotation de la gantry.

5. Équilibre électronique

L'équilibre électronique est une condition physique pour laquelle, dans une région donnée, le nombre de particules secondaires (produits par effet d'un rayonnement ionisant) entrantes équivaut aux sortantes, comme schématisé dans la figure 1.1.

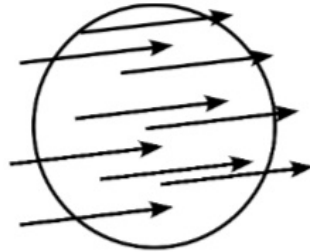


FIGURE 1.1 – Représentation du flux de particules chargées secondaires pour une région en condition d'équilibre électronique. [3]

Dans ces conditions, l'énergie transférée aux électrons sortants équivaut à l'énergie déposée dans le volume.

Par définition de dose absorbée (D) et de Kerma (K), l'équilibre électronique est défini par le rapport :

$$\frac{D}{K} = 1 \quad (1.2)$$

La figure 1.2 montre comment l'équilibre électronique s'instaure en fonction du libre parcours moyen des particules chargées :

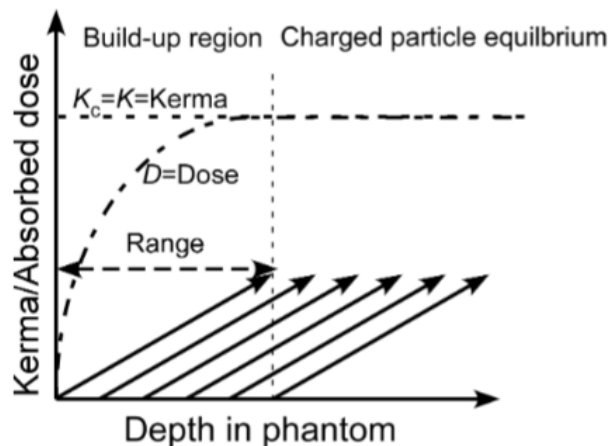


FIGURE 1.2 – Définition d'une région d'équilibre électronique. [3]

- Les photons qui arrivent de la gauche du fantôme vont interagir avec le milieu et des électrons secondaires sont mis en mouvement (dans la figure 1.2 ils sont représentés par des flèches parallèles).
- L'énergie transférée aux particules chargées correspond à la valeur du kerma représentée par la courbe constante.

- La valeur de la dose n'augmente qu'avec la déposition progressive de l'énergie par les électrons secondaires.

On peut distinguer deux régions : la première présente un Kerma supérieur à la dose, ce qui signifie qu'il n'y a pas d'équilibre électronique ; on appelle cette région *Build-up*. La deuxième région est définie par l'équivalence dose-kerma, où l'on a une condition d'équilibre électronique.

6. Dosimétrie relative

La dosimétrie relative comprend les mesures qui définissent les propriétés physiques d'un faisceau, nécessaires à établir la distribution de la dose déposée dans l'espace. Le caractère relatif est donné par le rapport entre une mesure dite de champ et une dite de référence : la mesure de champ est donnée par un détecteur à l'intérieur du champ, généralement installé sur un support mobile et la mesure de référence est acquise par un détecteur fixe dans la partie périphérique du faisceau. Cette dernière est utilisée pour pouvoir s'affranchir des fluctuations du faisceau.

On peut décrire un faisceau par son profil, son rendement en profondeur et son indice de qualité.

Parmi les mesures de dose relative se retrouvent aussi les facteurs d'ouverture du collimateur.

6.a Profil

Le profil est la représentation de la distribution de dose d'un faisceau dans un plan de profondeur fixe perpendiculaire à sa propagation.

Habituellement, on acquiert deux profils : un dans la direction parallèle à la section accélératrice de la machine, dit *inline*, et un autre dans une direction orthogonale, dit *crossline*.

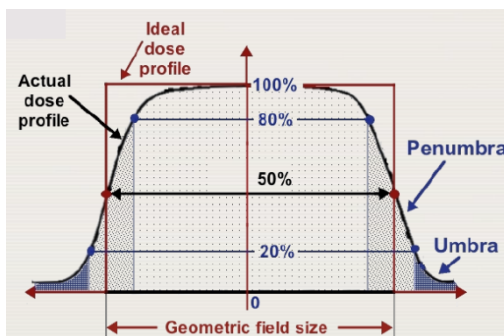


FIGURE 1.3 – Exemple d'un profil d'un faisceau [4]

Dans la figure 1.3 on observe un exemple de profil. On peut y définir :

- *La taille de champ irradiant*, comme la distance de deux points à 50% de la dose à l'axe pour un profil mesuré à l'isocentre, à 10 cm de profondeur dans l'eau. En condition d'équilibre électronique, la taille de champ irradiant correspond à la taille de champ géométrique.
- *La région homogène*, comme la partie comprise par les deux points à 80% de la dimension géométrique du champ, pour les champs plus grands ou égaux à 10x10 cm².

Pour les champs compris entre $5 \times 5 \text{ cm}^2$ et $10 \times 10 \text{ cm}^2$ elle se trouve entre les deux points à 60% de la dimension géométrique du champ.

Pour des champs plus petit que $5 \times 5 \text{ cm}^2$ elle n'est pas définie.

La région homogène est produite par l'action filtrante du cône égalisateur (voir chapitre 4).

- *La pénombre*, comme la partie comprise entre 80% et 20% de la dose à l'axe. Elle résulte de la transmission du système de collimation, de la taille finie de la source et de la diffusion des rayonnements.
- *L'ombre*, comme la région comprenant les points dont la dose est inférieure à 20% de la dose à l'axe. La présence de cette dose de fond est due à la diffusion des rayonnements par la tête accélératrice et le blindage.

6.b Rendement en profondeur

Un rendement en profondeur, ou PDD (*Percentage Depth Dose*), représente la variation de la dose avec la profondeur dans l'eau.

Il est défini comme le rapport de dose absorbée à la profondeur d_i et à la profondeur de référence d_0 , choisie par convention comme la profondeur du maximum de dose :

$$PDD(d_i, d_0) = \frac{D_{d_i}}{D_{d_0}} \times 100 \quad (1.3)$$

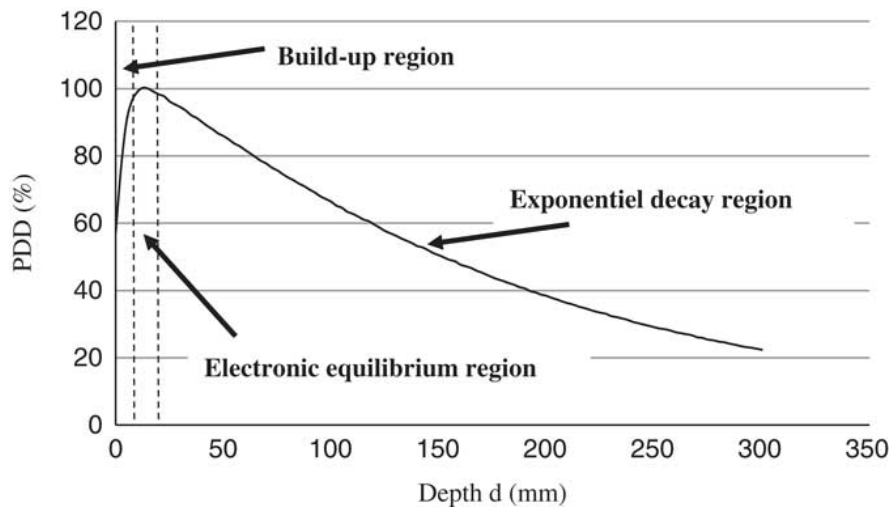


FIGURE 1.4 – Exemple de rendement en profondeur. [5]

Dans la figure 1.4 il y a un exemple de rendement en profondeur. On peut y définir :

- *La région de build-up*, comme la partie qui précède le maximum de la courbe, générée par la déposition graduelle de l'énergie par les particules secondaires.
- *La région d'équilibre électronique*, comme la partie autour du maximum de la courbe.
- *La région décroissante* comme la partie qui suit le maximum de la courbe, où s'instaure un équilibre électronique transitoire. La forme de cette région est due à la diminution exponentielle de la fluence par l'atténuation dans la matière et à la diminution avec le carré de la distance (d) $\frac{1}{d^2}$.

6.c Indice de Qualité

L'indice de qualité d'un faisceau est défini comme suit :

$$IQ = D_{20}/D_{10} \quad (1.4)$$

Où D_{20} est la dose à 20 cm profondeur et D_{10} la dose à 10 cm de profondeur dans l'eau, avec le point de mesure de la chambre à l'isocentre de l'accélérateur et pour un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

6.d Facteur d'ouverture du collimateur

Le facteur d'ouverture du collimateur (indiqué avec FOC^2 , ou *Output Factor* en anglais) est le facteur qui représente la variation de la dose en fonction de la dimension du champ. Il est défini comme suit :

$$FOC = D_{A \times B}/D_{10 \times 10} \quad (1.5)$$

Avec $D_{A \times B}$ la dose mesurée à l'axe d'un champ de taille $A \times B \text{ cm}^2$ quelconque³ et $D_{10 \times 10}$ est la dose à l'axe du champ de référence $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Les deux quantités sont mesurées avec le même setup.

Ce facteur définit la contribution à la dose à l'axe des rayonnements diffusés provenant des parties périphériques du champ irradié. La taille du champ et l'énergie du faisceau ont, donc, une influence sur celui-ci, comme montré dans la figure 1.5.

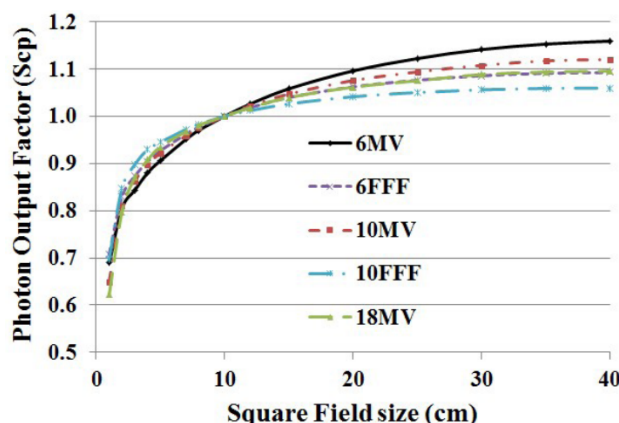


FIGURE 1.5 – Variation des facteurs d'ouverture de collimateur, en fonction de la taille de champ, pour différentes qualités de faisceau. [6].

7. Volumes de traitement

La planification du traitement en radiothérapie a des objectifs à atteindre et des contraintes à respecter.

Pour les premiers, on utilise la prescription du médecin et un certain nombre de volumes cibles qui définissent les lésions à traiter. Ils sont représentés dans la figure 1.6.

Pour les deuxièmes on utilise le principe ALARA, aussi bien que les volumes des organes à risque et un ensemble contraintes cliniques décidées au sein de l'équipe des radio-oncologues

2. Parfois indiqué S_{cp} dans la littérature.

3. pour un accélérateur les champs varient de $0.5 \times 0.5 \text{ mm}^2$ à $40 \times 40 \text{ cm}^2$

dans le cadre des différents types de traitement.

Comme expliqué dans les rapports ICRU 50 et 62 [7], on définit :

7.a GTV

Le *Gross Target Volume* représente le volume tumoral physiquement visible et connu.

7.b CTV

Le *Clinical Target Volume* représente le volume tumoral connu et ses possibles extensions microscopiques.

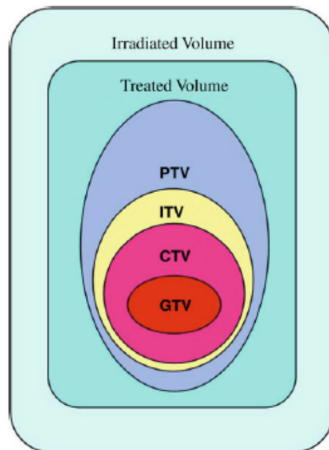


FIGURE 1.6 – Volumes de traitement en radiothérapie. [8]

7.c ITV

Le *Internal Target Volume* est une structure propre aux traitements pour lesquels la tumeur a des variations importantes de forme, volume et position. Ce volume se définit par le CTV plus une marge couvrant telles fluctuations.

7.d PTV

Le *Planning Target Volume* représente le volume du CTV (ou ITV, si existant) élargi d'une marge qui prend en compte les sources d'erreur sur la délivrance du traitement, principalement le positionnement du patient. Le PTV est la structure principalement utilisée pour la prescription et la planification du traitement.

7.e OAR

Organ At Risk, c'est l'indication générale d'un organe à proximité du volume à irradier.

7.f Volume traité

Le volume traité se définit par le volume couvert par le 95% de la dose de prescription.

7.g Volume irradié

Le volume irradié se définit par le volume couvert par le 50% de la dose de prescription.

Chapitre 2

La stéréotaxie

Dans ce chapitre je vais présenter quelque notion générale sur les traitements stéréotaxiques.

2.1 Introduction

Introduit en 1951 par Lars Leksell et Borje Larsson, le concept de radiothérapie stéréotaxique est développé comme un outil de neurochirurgie dans le cadre de problèmes fonctionnels (comme les malformations vasculaires).

Selon la littérature [9][10], les premières radiochirurgies ont été réalisées en 1954 en Amérique, dans le Lawrence Barkeley Laboratory de l'université de Californie, au moyen de faisceaux de protons et d'ions d'hélium.

Le premier appareil spécifiquement conçu aux fins de la stéréotaxie par radiothérapie externe fût le *Gamma Knife*, construit en '68 à Stockholm par Leksell.

Suite au développement mécanique des linacs, il est alors devenu possible d'utiliser ce type de machines pour ces traitements.

En stéréotaxie on emploie souvent des faisceaux de taille réduite et non co-planaires, afin de délivrer des hautes doses avec une grande précision en un nombre de séances limité.

On fait habituellement la distinction entre les traitements SRS (*Stereotaxic Radio Surgery*), en une unique fraction, et les SRT (*Stereotaxic Radiation Therapy*), en plusieurs fractions, typiquement 3¹.

1. Par ailleurs, on définit aussi SBRT (*Stereotaxic Body Radiation Therapy*), pour les traitements en stéréotaxie extra-craniale.

2.2 Les moyens de contention

À cause de la haute dose due à l'hypofractionnement, la marge d'erreur de positionnement doit être petite, de l'ordre du millimètre : on obtient une telle précision à l'aide des moyens de contention spécialisés.

Les premiers à être utilisés ont été des cadres fixes, vissés au crâne et attachés à la table de traitement (figure 2.1 (a)). Ils ont été rapidement remplacés par des masques thermoplastiques amovibles (figure 2.1 (b)).

Ces contentions étaient fixées à la table via un système rigide développé pour un positionnement très précis du patient, dont l'arceau bleu visible dans la figure 2.1 fait partie : pour cette raison, ce type de traitement prend le nom de *frame based*.

Le changement de type de contention a également permis le fractionnement du traitement.

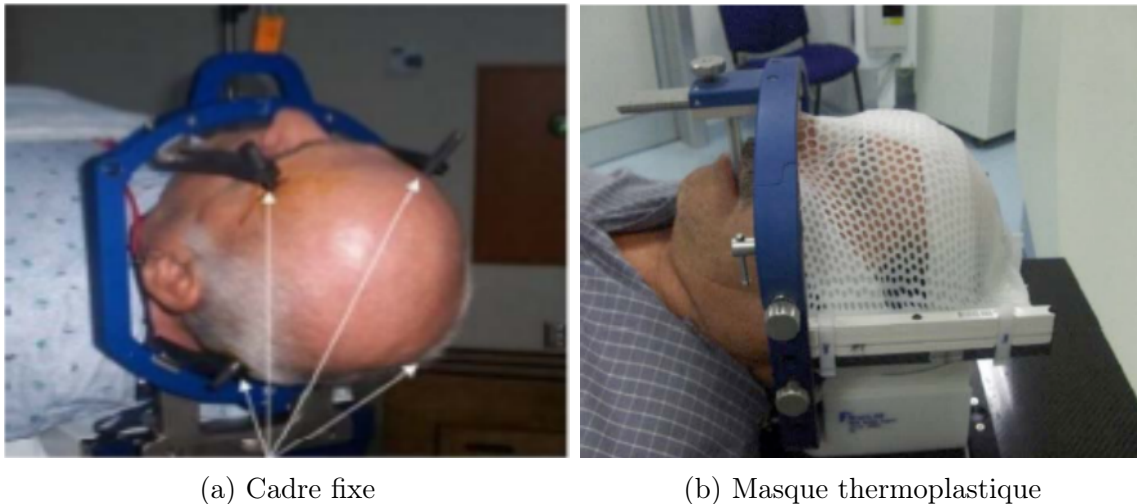


FIGURE 2.1 – Systèmes de fixation *frame based* pour traitement stéréotaxique du crâne : cadre fixe (a) et masque amovible (b). [8]

Récemment les avancées techniques ont permis l'abandon du frame de stéréotaxie : le patient est positionné directement sur la table, immobilisé avec un masque thermoformé fixé sur un support adapté. Le positionnement est contrôlé par des moyens d'imagerie kV (embarquée ou externe). On appelle ce type de traitement stéréotaxie *frameless* : en figure 2.2 on peut observer le système de fixation de Brainlab sur la gauche et le Encompass de Varian sur la droite.



FIGURE 2.2 – Systèmes de fixation pour un traitement *frameless* : Brainlab à gauche et Varian à droite. [8][11]

2.3 Les machines

Le **Gamma Knife** (figure 2.3 à gauche) utilise 201 sources séparées de ^{60}Co disposées sur un secteur angulaire de 160° pour produire les rayonnements, qui sont collimatés par une coque ad hoc installée sur le crane du patient (figure 2.3 à droite).



FIGURE 2.3 – Gamma Knife, système de fixation et collimation à gauche et machine à droite. [8]

Les mouvements sont restreints puisque la table ne peut bouger que dans la direction longitudinale, le reste du positionnement se fait entièrement au niveau du système de fixation du casque.

Ce type de machine peut être utilisé seulement pour les traitements crâniens et le nombre de coques disponibles est réduit, ce qui la rend, donc, peu versatile.

Dans les années '80 les premiers traitements de radiochirurgie par linac sont mis en place et permettent une meilleure flexibilité dans l'utilisation de la machine.

Les avancées technologiques, liées notamment à une meilleure stabilité de l'isocentre, l'amélio-

ration du système de collimation (un MLC avec des lames plus fines qui permet une meilleure adaptation du champ au PTV) et l'introduction de l'imagerie embarquée, ont permis l'utilisation des accélérateurs linéaires dans les traitements SRS/SRT.

L'évolution ultérieure et l'introduction notamment de la table 6D a permis le passage à la technologie frameless.

Un autre appareil, réalisé expressément pour la radiothérapie stéréotaxique, est le CyberKnife (figure 2.4) : introduit en 1990, le CyberKnife est construit sur la base d'un bras robotique conçu pour le montage industriel.



FIGURE 2.4 – CyberKnife. [8]

Sur son extrémité il se trouve un accélérateur linéaire plus court que les accélérateurs standard et, à cause de cela, cette machine ne peut délivrer que des faisceaux de 6 MV qui sont collimatés par des cônes.

Ce système est capable de se déplacer librement dans l'espace, pour une liberté maximale dans la balistique du traitement.

En figure 2.5 on peut voir une représentation de la grille spatiale utilisée pour définir la balistique : sur une sphère centrée sur la tumeur on définit 102 noeuds. Pour chaque noeud, 16 orientations différentes sont possibles.

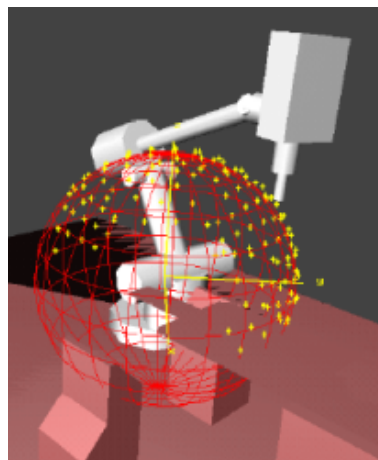


FIGURE 2.5 – Représentation de la balistique pour un CyberKnife. [8]

Au jour d'aujourd'hui, le seul CyberKnife installé en Belgique se trouve dans le service de radiothérapie du CHU de Liège.

2.4 Planification de traitement

Dans la pratique, pour pouvoir délivrer des hautes doses aux cibles, tout en épargnant les tissus et les organes sains, on doit avoir :

- un plan hautement conformationnel au volume cible,
- un PTV obtenu avec des marges très réduites, normalement de 1 à 2 mm²,
- un gradient de dose entre la cible et les tissus sains le plus fort possible.

La balistique de traitement est dictée par la prescription, le volume et la forme de la lésion, mais surtout par le système de collimation choisi :

- Lorsque la collimation est faite des cônes, le faisceau est difficilement conformé aux PTV irréguliers et, à cause de cela, une balistique pluri-isocentrique est requise, comme montré dans la figure 2.6.

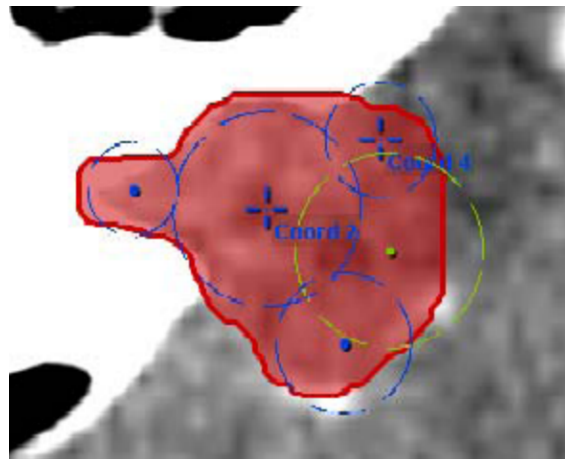


FIGURE 2.6 – Exemple de balistique à 5 isocentre. [8]

Sur chaque isocentre sont planifiés en moyenne 4/5 arcs non co-planaires, ce qui signifie entre 15 et 20 arcs dans le plan. À cause de cela le temps de traitements devient plutôt long.

Ce type de dosimétrie est associé typiquement à une prescription sur le 50% du maximum de dose du plan.

- Lorsque la collimation est faite par un MLC, le degré de conformation du faisceau est beaucoup plus élevé et un seul isocentre suffit (voir la figure 2.7).

2. On remarque que, habituellement, la marge CTV-PTV varie entre 5 mm et 10 mm pour un traitement en radiothérapie

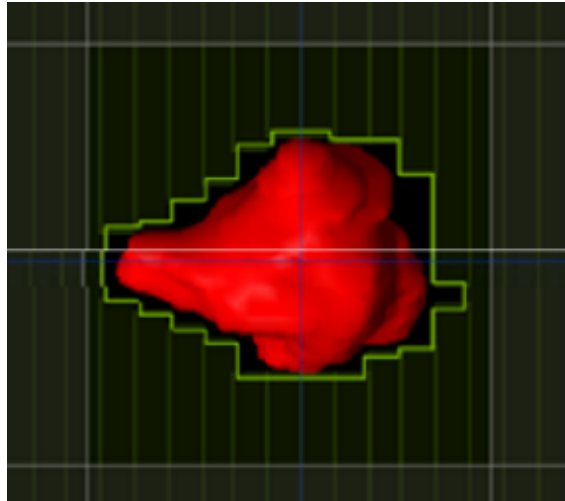


FIGURE 2.7 – Conformation du faisceau par collimation en multi-lame. [8]

De cette manière, le nombre d'arcs non coplanaires nécessaire est de 4 ou 5 et le temps de traitement est réduit.

Dans ce cas, la prescription est normalement faite sur le 80% de la dose à l'isocentre.

Chapitre 3

Les petits champs

Comme dit dans le chapitre précédent, la radiochirurgie stéréotaxique est souvent caractérisée par des champs de taille réduite qui tombent dans le domaine de ce que l'on appelle *petits champs*.

3.1 Définition de petit champ

Un champ est dit petit quand sa dimension est inférieure ou égale à $4 \times 4 \text{ cm}^2$, toutefois, on peut définir des conditions physiques plus précises pour identifier un petit champ :

- perte d'équilibre électronique latéral ;
- obstruction partielle de la source ;
- dimensions du détecteur par rapport à la taille du champ à mesurer ;

Les deux premières sont des conditions liées aux caractéristiques physiques du faisceau, tandis que la dernière est liée exclusivement à l'instrumentation utilisée pour la mesure. On analysera chaque condition dans la suite de cette section.

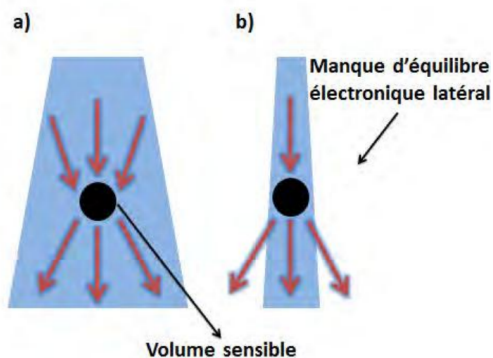


FIGURE 3.1 – Représentation simplifiée : conservation de l'équilibre électronique dans un *grand* champ (a) et perte d'équilibre électronique latéral dans un *petit* champ (b). [8]

3.1.1 Perte d'équilibre électronique latéral

Comme dit dans le Chapitre 2 (page 6), l'équilibre électronique est défini par l'équivalence du nombre de particules chargées entrantes et celui des sortantes d'un certain volume.

On peut diviser la condition d'équilibre électronique en deux contributions : longitudinale (dans la direction de propagation du faisceau) et latérale (direction orthogonale).

Dans la figure 3.1 on voit que dans un volume déterminé, au regard d'un grand faisceau, l'énergie déposée contrebalance celle en sortie. Dans le cas d'un petit champ, ceci n'est vrai que dans l'axe de propagation du faisceau, car il n'y a pas assez de particules diffusées dans le volume qui compensent les pertes latérales.

On indique cette condition comme une *perte d'équilibre électronique latéral*.

On peut quantifier cette situation avec le paramètre r_{LCPE} (*Lateral Charged Particle Equilibrium range*) qui est le rayon minimal d'un faisceau circulaire de photons pour lequel le kerma dans l'eau et la dose absorbée dans l'eau ont un rapport unitaire.

On peut le calculer via l'indice de qualité IQ par l'équation [1] :

$$r_{LCPE} = 8.369 \times IQ - 4.382 \quad (3.1)$$

Comme le r_{LCPE} augmente avec l'indice de qualité du faisceau, la perte d'équilibre électronique est directement liée à l'énergie du faisceau, ce qui implique que les dimensions pour lesquelles un champ soit considéré comme *petit* sont différentes en fonction de celle-ci.

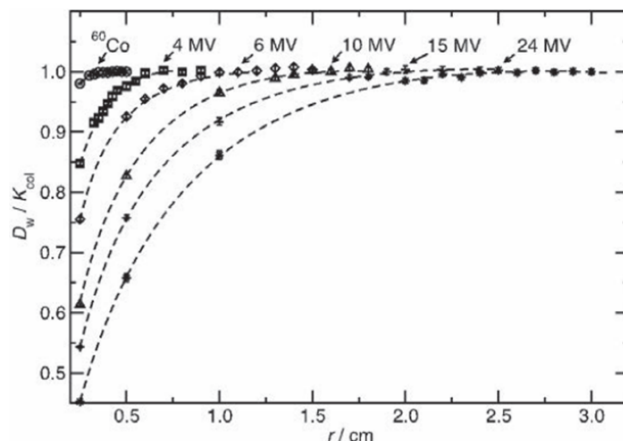


FIGURE 3.2 – Rapport dose-kerma, dans l'eau, calculé via simulation Monte Carlo à 5 cm de profondeur, à l'axe du faisceau, pour des photons de différentes énergies. Les données sont reportées en fonction du rayon du champ, défini à 100 cm de SSD pour les faisceaux de photons et 80 cm pour le ^{60}Co . [1]

La figure 3.2 montre l'apparition du phénomène en calculant le rapport Dose/Kerma (voir équation 1.2) pour différentes tailles de champ et pour des faisceaux de différentes énergies. Pendant les mesures effectuées lors du commissioning des accélérateurs du CHU Tivoli il a été trouvé [12] qu'un faisceau de 6 MV a un indice de qualité de 0.667 et un faisceau de 6 MV FFF de 0.630.

En appliquant la formule 3.1 on obtient un r_{LCPE} de, respectivement, 1.20 cm et 0.89 cm : en on déduit qu'un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$, il n'est physiquement *petit* que pour le faisceau de 6 MV.

3.1.2 Obstruction de la source

Pour des dimensions réduites du champ, on peut avoir une obstruction partielle de la source du rayonnement. Dans un TrueBeam, les dimensions de la source sont d'environ 5 mm, donc cette situation se vérifie pour des champs de dimensions inférieure à $5 \times 5 \text{ mm}^2$.

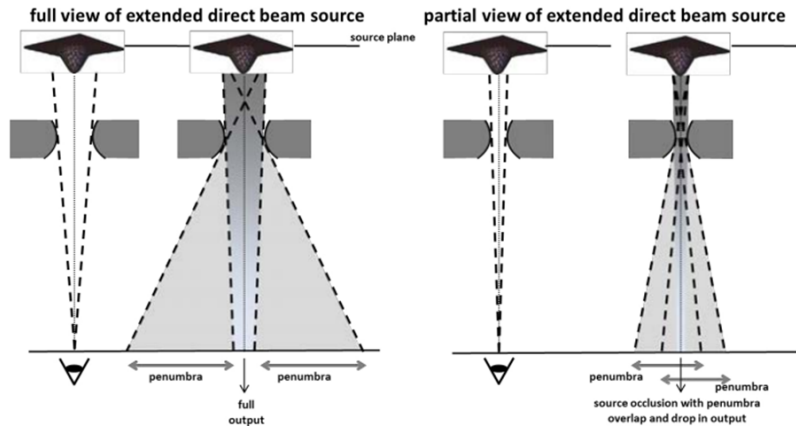


FIGURE 3.3 – Effet de l'obstruction de la source du faisceau. [1]

La figure 3.3 schématise la situation : pour un grand champ, avec la source non cachée, on a une situation où l'on peut avoir un profil comme celui de la figure 1.3. En réduisant les dimensions du champ jusqu'à l'obstruction de la source, on a une progressive diminution de la dose à l'axe et la superposition des pénombres, ce qui peut poser des problèmes de définition de la taille de champ, comme mis en évidence dans la figure 3.4.

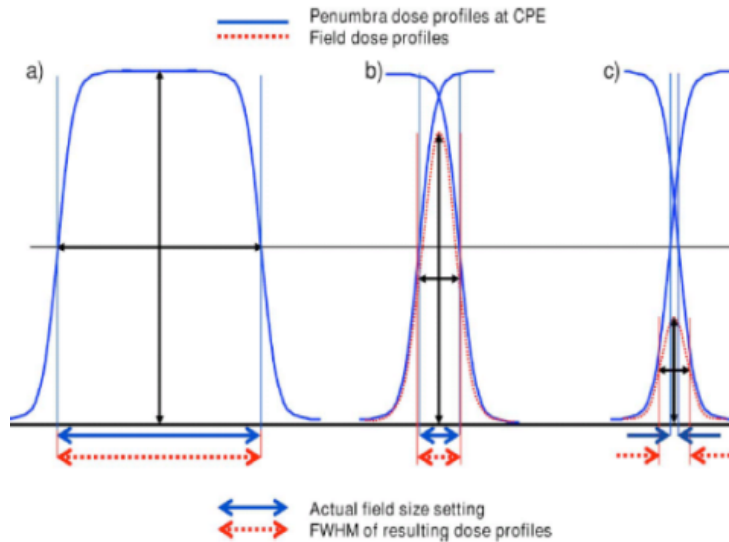


FIGURE 3.4 – Effet de l'occlusion de la source du faisceau sur la dimension du champ. [1]

- a) Pour un grand champ on a une situation classique, où la dimension géométrique du champ irradié est égale à la distance entre les deux points à 50% de la dose à l'axe.

- b) Tant que la source n'est pas cachée, pour un champ dont la dimension est comparable à la taille de la source, la dimension géométrique du champ coïncide encore avec la dimension du champ irradié.
- c) Quand la source est partiellement obstruée, la superposition des pénombres génère une différence entre la taille géométrique et celle du champ irradié : la distance des deux points à 50% est plus grande de la taille géométrique du champ.

L'occlusion partielle de la source rend, donc, compliquée la définition de la taille de champ : dans le TRS 483 [1], on suggère de définir la taille d'un petit champ par sa dimension géométrique.

3.1.3 Dimension du détecteur

La dimension d'un détecteur peu adaptée au champ à mesurer peut provoquer des surestimations ou sous-estimations dans la mesure.

La figure 3.5 montre une gaussienne qui approche le profil d'un petit champ et une courbe hachurée qui représente la mesure qu'un détecteur de 5 mm donnerait : à cause de la variation de la dose dans le volume sensible, le détecteur fournit une réponse moyenne, ce qui produit une déformation du signal en fonction de la taille du détecteur.

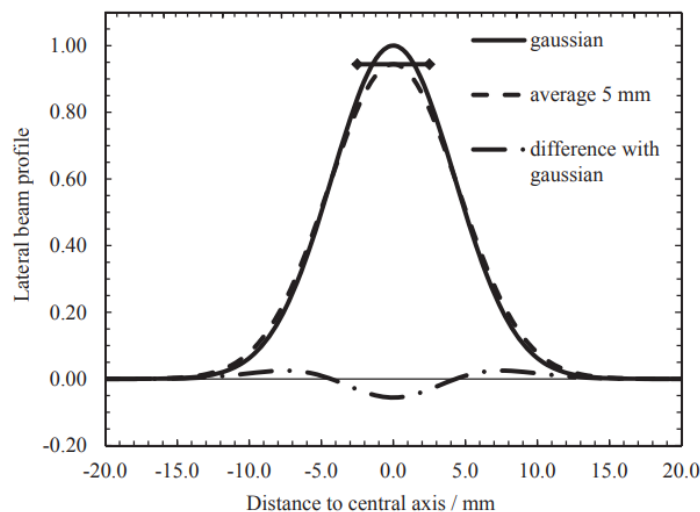


FIGURE 3.5 – Effet de volume pour un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ et un détecteur de 5 mm de dimension : la ligne continue représente une gaussienne qui approche le profil du champ ; la ligne en traits représente la réponse du détecteur (dont la dimension est représentée par la double-flèche) ; la ligne en trait-point représente la différence entre les deux courbes. [1]

On appelle cet effet de moyenne sur le volume du détecteur avec le nom de *effet de volume* : cet effet produit, dans un profil, une sous-estimation de la dose à l'intérieur du champ et une surestimation de la dose dans la pénombre.

Lorsqu'on effectue une mesure de profil de dose d'un champ, on utilise normalement une

normalisation à 100% à la valeur sur l'axe central : toutes les valeurs de dose sont multipliées, donc, par un certain facteur, qui multiplie aussi toutes les erreurs dues à l'effet de volume. On indique cet effet avec le nom de *effet de normalisation*.

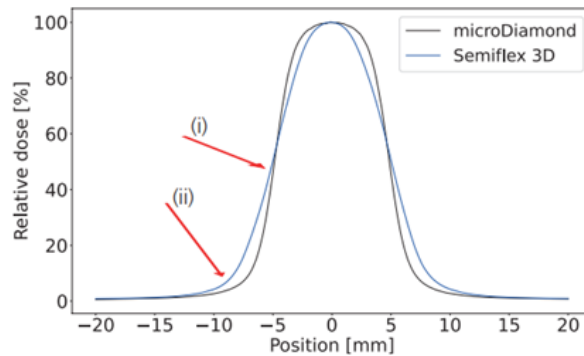


FIGURE 3.6 – Effet de normalisation, exemple avec microDiamond et Semiflex. [13]

Pour les PDD la situation est différente : puisque l'effet de volume dépend de la taille du champ mesuré, celui-ci n'aura pas la même importance en fonction de la profondeur à cause de la divergence du faisceau. L'effet diminue avec la profondeur, car le champ s'agrandit progressivement et, puisque les valeurs du PDD sont généralement normalisées au maximum de la dose, là où cet effet est plus important, les mesures en profondeur dans l'eau sont de plus en plus surestimées.

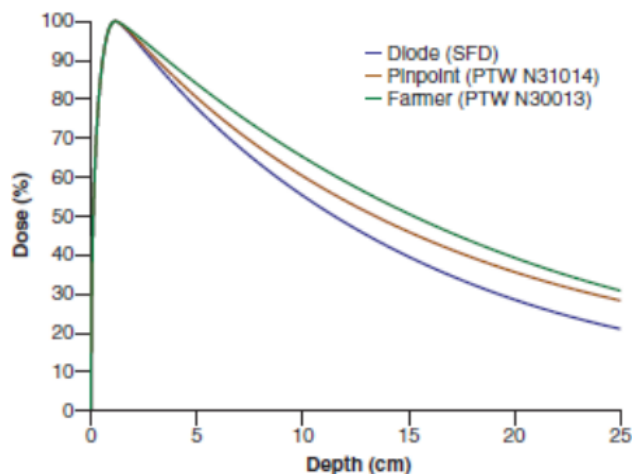


FIGURE 3.7 – Effet de volume dans un PDD : un champ de $6 \times 6 \text{ cm}^2$ mesuré avec une diode stéréotaxique, une chambre Pinpoint et une chambre Farmer. [8]

Dans la figure 3.7 on remarque une surestimation de la dose dans les hautes profondeurs, qui est d'autant plus haute que le volume sensible du détecteur est important¹. L'effet de volume a également un impact sur la valeur des FOC.

1. On remarque que le diamètre du volume sensible vaut environ 6 mm pour une chambre de Farmer, 1 mm pour une chambre pinpoint et 0.6 mm pour une diode stéréotaxique.

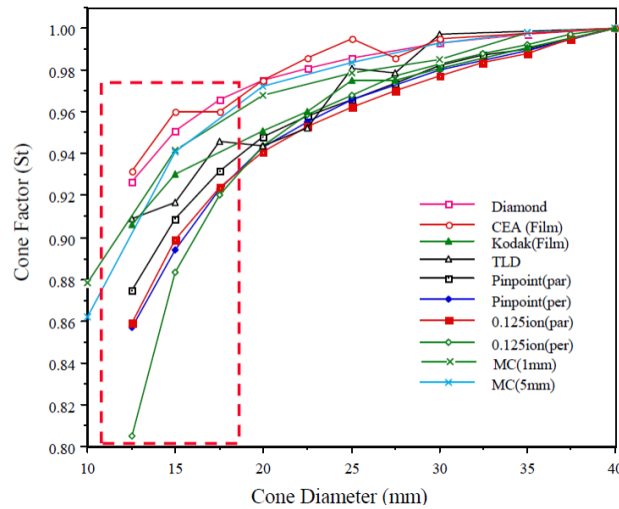


FIGURE 3.8 – Influence de l'effet de volume sur la valeur des FOC, pour différents modèles de détecteur. [8]

Dans la figure 3.8 on remarque que l'effet de volume induit une variation sur les valeurs des FOC de plus de 10%.

Un facteur de correction k_{vol} peut être utilisé, afin de remédier à ce problème, défini comme le rapport entre la dose absorbée à l'isocentre, dans l'eau (en absence de détecteur), avec la dose absorbée moyenne, dans l'eau, dans un volume équivalent à celui de la partie sensible du détecteur [1] :

$$k_{vol} = \frac{\int \int_A w(x, y) dx dy}{\int \int_A w(x, y) OAR(x, y) dx dy} \quad (3.2)$$

Où :

- (x, y) sont les coordonnées sur les axes orthogonaux au faisceau ;
- A est la surface de la projection du volume de mesure sur un plan orthogonal au faisceau ;
- $OAR(x, y)$, *Off Axis Ratio*, est la valeur de dose du point (x, y) par rapport à la dose à l'axe ;
- $w(x, y)$ est une fonction représentant le volume sensible du détecteur.

On considère qu'un détecteur de dimension d est adapté à mesurer la dose d'un champ de dimension D si [1] :

$$D \geq 2r_{LCPE} + d \quad (3.3)$$

3.2 Déviation à la théorie des cavités

Un autre problème qui se vérifie pour les petits champs est une déviation de la théorie des cavités.

La théorie des cavités dit que, pour autant que la fluence dans un milieu homogène (l'eau, par exemple) ne soit pas perturbée par l'insertion d'une cavité (par exemple l'air d'une chambre

d'ionisation), la dose D_{cav} dans la cavité est proportionnelle à la dose D_w que l'on aurait eu dans l'eau, sans telle cavité :

$$D_w = D_{cav} \frac{S_w}{S_{cav}} \quad (3.4)$$

Où S_w et S_{cav} sont les pouvoirs d'arrêt respectivement pour l'eau et le matériau de la cavité. Pour un détecteur réel il y a une déviation par rapport à la situation idéale qui est traitée comme une perturbation en introduisant une série de coefficients de correction p_i , pour prendre en compte les caractéristiques réelles d'un détecteur, qui sont considérés petits et indépendants².

Dans ce cas, l'équation 3.4 devient :

$$D_w = D_{cav} \frac{S_w}{S_{cav}} \prod_i p_i \quad (3.5)$$

La dose mesurée dans les conditions de référence³ vaut, par définition [14] :

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (3.6)$$

où :

- M_Q est la quantité mesurée, habituellement avec une chambre d'ionisation, corrigée par différents facteurs liés à la température, la pression, l'humidité, la calibration de l'électromètre, la polarisation de la chambre, la recombinaison d'ions (voir la section 5.1) ;
- N_{D,w,Q_0} est le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation, pour des conditions standard, avec une qualité du faisceau de référence Q_0 , attribuée au ^{60}Co ;
- k_{Q,Q_0} est le facteur de correction pour la différence de réponse mesurée avec le faisceau de qualité de référence et le faisceau utilisé.

Dans le cadre des petits champs, la théorie des cavités n'est plus respectée, car le détecteur a une dimension trop importante par rapport au faisceau et il va inévitablement modifier la fluence du faisceau dans l'eau.

L'équation 3.6 n'est plus valable et il faut introduire un facteur de correction supplémentaire. On pourra écrire, donc, que [1] :

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} \quad (3.7)$$

Les facteurs de correction $k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}$ sont propres à chaque détecteur et ils ont été calculés au moyen de simulations Monte Carlo. Ils sont reportés dans le TRS 483 [1].

2. Ces corrections sont en rapport à : 1) La déviation de la réponse de la chambre par la présence de la cavité à air de la chambre. 2) La présence de l'électrode centrale. 3) La différence d'ionisation au point de mesure effective et la profondeur réelle de mesure. 4) La différence de composition entre le mur du détecteur et l'eau.

3. Les conditions de mesure de référence sont réalisées dans un fantôme d'eau, avec un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$, à 10 cm de profondeur et avec une SDD de 100 cm, pression $p = 1 \text{ atm}$ et température $T = 20 \text{ }^\circ\text{C}$.

3.3 Détermination des FOC pour les petits champs

On rappelle que la notion de FOC a été définie dans le Chapitre 2 (page 9) comme :

$$FOC = D_{A \times B} / D_{10 \times 10}$$

Pour des grands champs, le rapport des doses D_i équivaut au rapport des mesures M_i et l'on pourra écrire⁴ :

$$FOC = D_{A \times B} / D_{10 \times 10} \equiv M_{A \times B} / M_{10 \times 10} \quad (3.8)$$

Puisque l'équation 3.6 n'est plus valable en condition de petits champs, l'équation 3.8 n'est plus applicable.

En considérant l'équation 3.7, pour un champ clinique f_{clin} avec qualité Q_{clin} et un champ de référence f_{ref} avec qualité Q_{ref} , on peut plutôt dire que :

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \times k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} \quad (3.9)$$

Où l'on a indiqué les FOC avec le symbole Ω et $k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$ sont les facteurs de corrections pour les petits champs.

3.3.1 Méthode du champ intermédiaire ou Daisy chaining

Le calcul des facteurs d'ouverture du collimateur demande explicitement une mesure dans le champ clinique et une dans le champ de référence.

Cependant, en travaillant avec des petits champs, on rencontre un problème d'ordre technique : il n'existe pas un détecteur qui soit utilisable pour les mesures dans les grands et les petits champs.

On utilise, donc, deux détecteurs, un pour le champ de référence f_{ref} et un pour le petit champ f_{clin} et l'on doit lier les deux mesures : ceci est fait en effectuant une mesure de dose dans un champ adapté aux deux détecteurs, f_{int} .

On appelle cette procédure comme *méthode du champ intermédiaire*, ou, en anglais, *Daisy Chaining*.

De cette manière, le FOC devient [1] :

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} \times k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det_1} \times \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \times k_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}} \right]_{det_2} \quad (3.10)$$

Dans cette expression det_1 indique le détecteur adapté aux petits champs et det_2 indique un détecteur adapté aux grands champs (traditionnellement une chambre de Farmer).

4. En pratique le temps de mesure des FOC peut être très long. Cette égalité est respectée si les conditions atmosphériques de pression et température restent constantes tout le long de la période de mesure. De même, les corrections de polarisation et recombinaison d'ions peuvent aussi varier en fonction de la dimension du champ. Cette variation, étant très petite, est traditionnellement négligée.

Pour ce détecteur on considère par définition $k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}$ (le facteur de correction pour le champ intermédiaire) égale à 1, car on n'est plus dans le domaine des petits champs⁵.

L'équation 3.10 s'écrit, finalement, comme :

$$\Omega_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}} = \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} \times k_{Q_{clin},Q_{int}}^{f_{clin},f_{int}} \right]_{det_1} \times \frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \quad (3.11)$$

Où le facteur $k_{Q_{clin},Q_{int}}^{f_{clin},f_{int}}$ est donné par

$$k_{Q_{clin},Q_{int}}^{f_{clin},f_{int}} = \frac{k_{Q_{clin},Q_{ref}}^{f_{clin},f_{ref}}}{k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}} \quad (3.12)$$

et $k_{Q_{int},Q_{ref}}^{f_{int},f_{ref}}$ est le facteur de correction pour le champ intermédiaire qui est, généralement, égale à 1, car, dans ce cas, on n'est plus dans le domaine des petits champs.

5. Pour être précis, ceci n'est valable que pour les accélérateurs linéaires où le champ de référence est $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Autres machines utilisées pour les traitements en stéréotaxie peuvent avoir des champs de référence plus petits ou de forme différente pour lesquels ce facteur n'est pas proche de l'unité.

Chapitre 4

Les faisceaux FFF

4.1 La production du faisceau dans un linac

À l'intérieur d'un accélérateur de particules, on peut accélérer seulement des particules chargées. Il est, donc, impossible d'accélérer directement les photons, étant particules neutres. Les faisceaux de photons sont produits par Bremsstrahlung en faisant frapper un faisceau d'électrons sur une cible métallique.

L'abus de langage typique de la physique médicale provient précisément d'ici : quand on parle d'un faisceau d'énergie 6 MV, on se réfère de fait à un faisceau de photons produit au moyen d'un ensemble d'électrons accélérés par une tension de 6 MV.

Les photons se répartissent avec un spectre d'énergie, semblable à celui présenté dans la figure 4.1, dont 6 MeV est seulement le maximum.

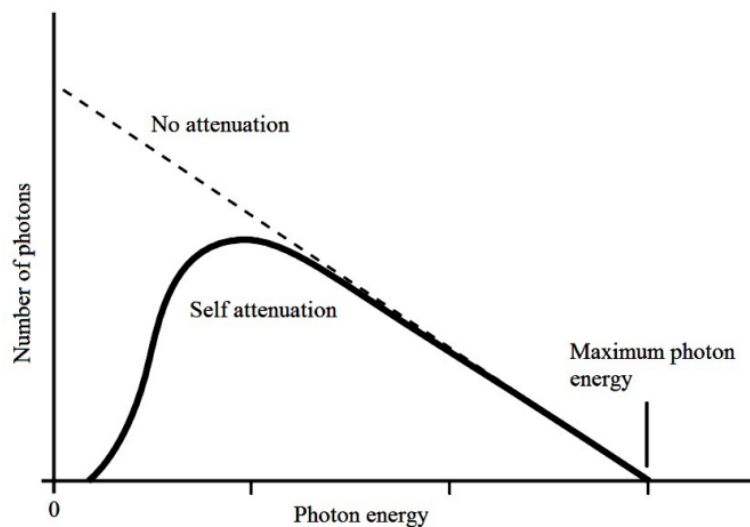


FIGURE 4.1 – Exemple de spectre d'énergie d'un faisceau de photons produit par un faisceau d'électrons. [15]

La distribution de particules qui en résulte est inhomogène puisque l'émission, à haute énergie, se fait principalement vers l'avant, comme montré dans la figure 4.2.

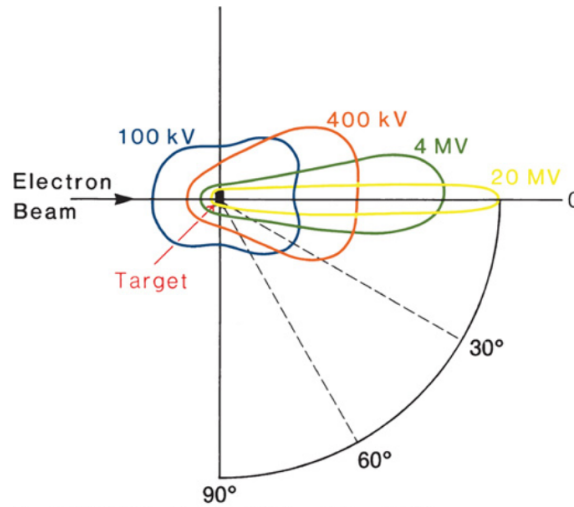


FIGURE 4.2 – Variation de l'angle de diffusion d'un faisceau avec son énergie. Le faisceau est indiqué par une flèche et la cible frappée est positionnée au centre.[16]

Un tel comportement s'explique aisément en considérant la puissance émise par angle solide, pour des particules qui ont une vitesse parallèle à l'accélération [17] :

$$\frac{dP}{d\Omega} = \frac{e^2 a^2}{4\pi c^3} \frac{\sin^2 \theta}{(1 - \beta \cos \theta)^5} \quad (4.1)$$

où

- e est la charge de l'électron ;
- a est l'accélération des particules incidentes ;
- c est la vitesse de la lumière ;
- β est le rapport de la vitesse de la particule par celle de la lumière, $\beta = \frac{v}{c}$
- θ est l'angle entre la vitesse de la particule et la direction d'émission (voir la figure 4.3).

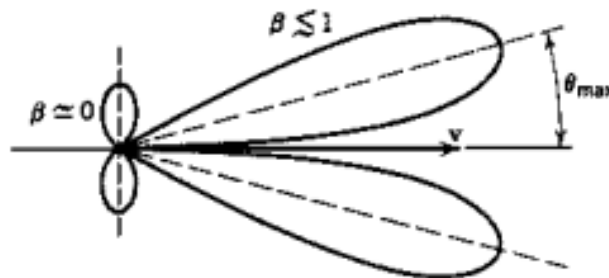


FIGURE 4.3 – Schéma d'émission des radiations produites par des particules accélérées. [17]

À partir de l'équation 4.1 on retrouve que l'angle d'intensité maximale vaut :

$$\theta_{max} = \cos^{-1} \left(\frac{1}{3\beta} (\sqrt{1 + 15\beta^2} - 1) \right)$$

Lorsque $\beta \rightarrow 1$, $\theta_{max} \rightarrow 0$. Pour des petits angles d'émission, l'équation 4.1 est approchée par :

$$\frac{dP}{d\Omega} = \frac{8e^2 a^2}{\pi c^3} \gamma^8 \frac{(\gamma\theta)^2}{(1 + \gamma^2\theta^2)^5}$$

Où $\gamma = \frac{1}{\sqrt{1-\beta^2}}$.

De là, on peut déduire que :

$$\theta_{max} = \frac{1}{2\gamma} \equiv \frac{m_0 c^2}{2E} \quad (4.2)$$

$$\sqrt{\langle \theta^2 \rangle} = \frac{1}{\gamma} \equiv \frac{m_0 c^2}{E} \quad (4.3)$$

Ce qui explique la dépendance de l'angle d'ouverture d'un faisceau de photons par l'énergie des électrons accélérés.

4.2 La Filtration

Avec un tel faisceau, administrer uniformément une dose à un certain volume était assez compliqué et pour cette raison un cône égalisateur (*Flattening Filter*, présente en figure 4.4) a été disposé sur le parcours du faisceau, afin d'obtenir un profil et une distribution de dose les plus homogènes possibles.

On remarque que l'on associe un cône (généralement fait de tungstène) à chaque tension accélératrice et sa forme est conçue pour homogénéiser un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ à une profondeur de 10 cm dans l'eau.



FIGURE 4.4 – Photo de deux cônes égalisateurs pour un faisceau de photons de basse énergie (a) et un de haute énergie (b). [15]

Puisque l'émission de Bremsstrahlung est d'autant plus dirigée vers l'avant que l'énergie du faisceau est haute, l'angle d'ouverture du cône diminue à l'augmenter de l'énergie. Son action est visible dans la figure 4.5 :

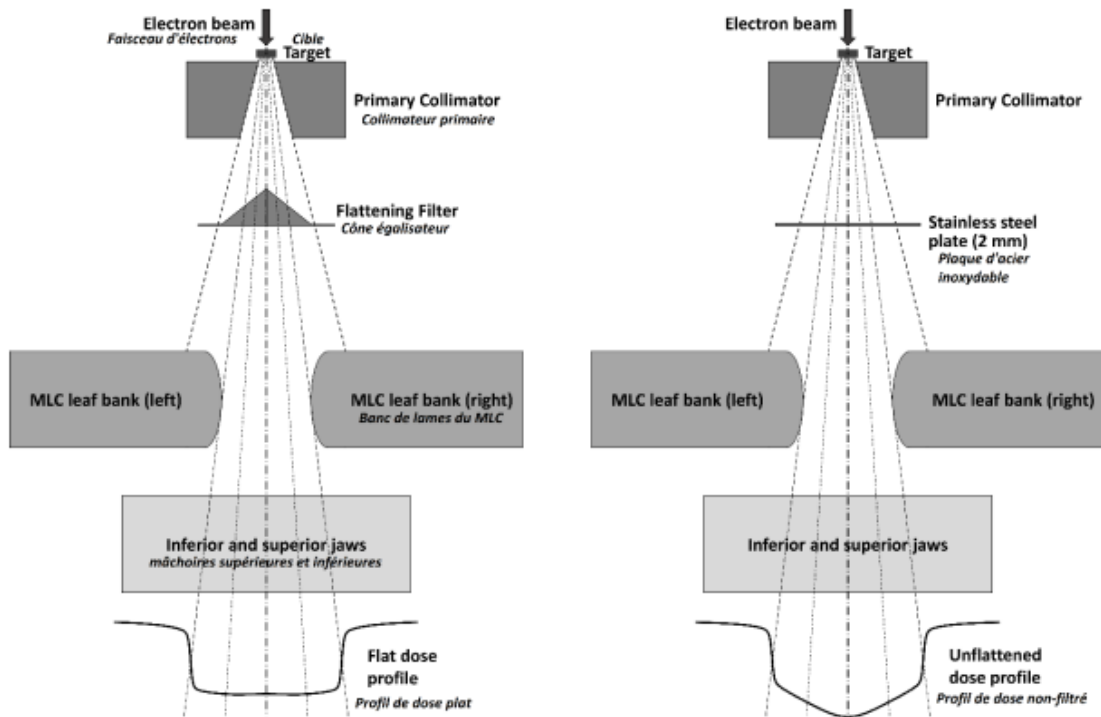


FIGURE 4.5 – Structure d'un accélérateur linéaire. Effet du cône égalisateur : image de gauche pour un faisceau filtré ; image de droite pour un faisceau non filtré. [18]

Avec l'introduction des techniques dynamiques et des algorithmes d'optimisation, la limitation de la fluence homogène tombe et l'utilisation de faisceau non filtré devient possible. On indique ce type de faisceau par la sigle FFF, de l'anglais *Flattening Filter Free*.

4.3 Propriétés dosimétriques

La première différence que l'on peut remarquer est qu'un faisceau filtré traverse des épaisseurs différentes de cône en fonction de la distance à l'axe, donc la filtration n'est pas la même en fonction de la position dans le champ. À cause de cela les photons sont plus mous en périphérie du champ : ceci provoque une variation du profil avec la profondeur au niveau du bord de la région homogène, qui est accentuée par la normalisation.

L'absence de filtration produit un faisceau avec une énergie moyenne égale au centre et en périphérie : la variation du profil avec la profondeur est fortement réduite en absence du cône (voir fig.4.6).

Dans la figure 4.7 on remarque les changements sur le profil causés par l'absence du cône égalisateur sur plusieurs tailles et qualités de champ. Le pic se montre de plus en plus prononcé au fur et à mesure que les mâchoires sont ouvertes, car elles laissent sortir une plus grande partie de la fluence inhomogène.

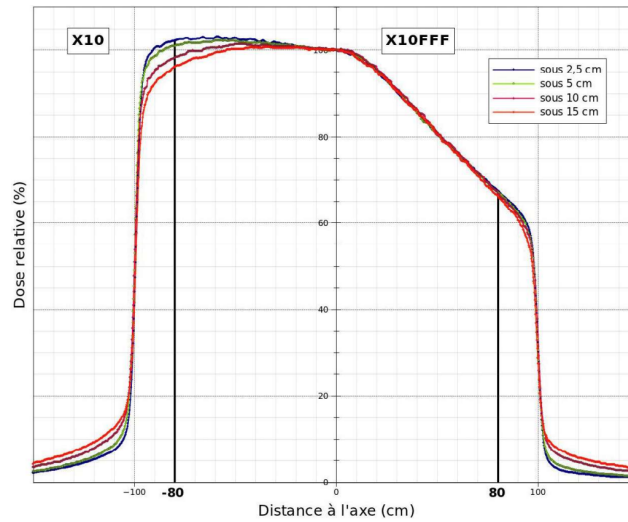


FIGURE 4.6 – Variation avec la profondeur du profil pour un faisceau filtré, à gauche de l'image, et non filtré, à droite. [19]

Le même comportement se manifeste à l'augmenter de l'énergie du faisceau. Ceci s'explique par le fait que l'angle d'ouverture du faisceau diminue avec l'accroissement de la qualité de faisceau (voir Fig. 4.2), mais aussi par la diminution du rayonnement diffusé par la tête accélératrice.

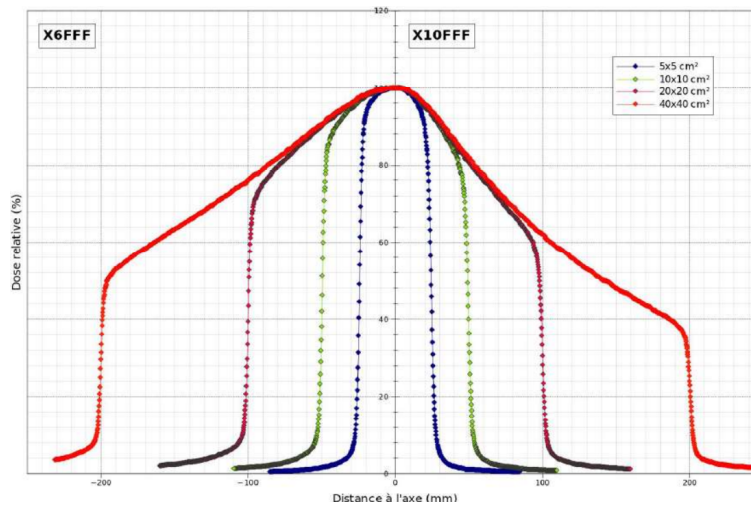


FIGURE 4.7 – Variation du profil pour différentes tailles de champ. À gauche 6X FFF, à droite 10X FFF. [19]

Pour des champs jusqu'à $3 \times 3 \text{ cm}^2$, les profils des champs filtrés et non filtrés sont pratiquement identiques, car la taille de la région homogène est pratiquement nulle. L'effet est visible sur la figure 4.8 .

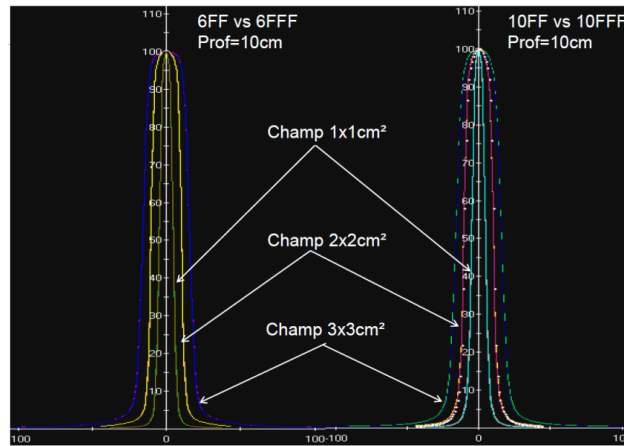


FIGURE 4.8 – Comparaison de profils pour champs de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ à $3 \times 3 \text{ cm}^2$, 6X - 6X FFF, à gauche, et 10X - 10X FFF, à droite. [8]

Si d'un côté, la forme du faisceau est différente, son spectre énergétique l'est aussi. Un faisceau filtré est effectivement durci par le passage à travers du cône : un faisceau non filtré possède une énergie moyenne plus basse.¹

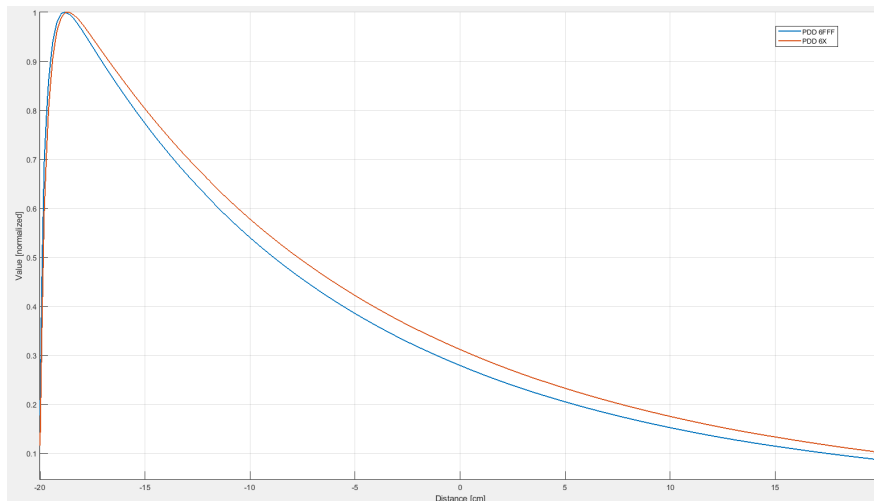


FIGURE 4.9 – Comparaison des PDD des faisceaux 6X (en rouge) et 6X FFF (en bleu), pour un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$. [19]

On note dans la figure 4.9 que, puisque l'énergie moyenne est inférieure, un faisceau FFF apporte une dose à la surface majeure et il a une pénétration moindre d'un faisceau filtré, ce qui se reflète par un pic de rendement en profondeur plus proche de la surface et un dépôt d'énergie inférieur à haute profondeur.

L'indice de qualité du faisceau est également influencé : on rappelle (voir l'équation 1.4) que l'indice de qualité se définit par un rapport de dose à différentes profondeurs. Le durcissement du faisceau par la filtration a un grand impact : l'indice de qualité d'un faisceau filtré est plus important que celui d'un faisceau FFF.

1. Ceci n'est vrai que pour les machines Varian.

La moindre énergie moyenne du faisceau implique aussi une moindre diffusion dans l'eau, donc la variation de la valeur des FOC n'est pas aussi importante que dans les faisceaux filtrés, comme montré dans en figure 4.10

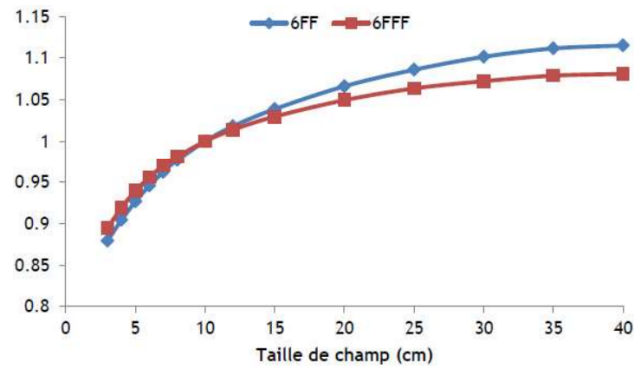


FIGURE 4.10 – Différence de variation des FOC avec la taille de champ pour un faisceau filtré et un non filtré. 6X en bleu, 6X FFF en rouge. [19]

Chapitre 5

Détecteurs

Les mesures relatives à l'étude ont été réalisées à l'aide de différents détecteurs comme suggéré par le protocole NCS 25 [2].
Les principes physiques de ces instruments sont décrits dans cette section.

5.1 Chambre de Farmer

La chambre de Farmer est une chambre d'ionisation cylindrique et est le détecteur généralement utilisé pour la détermination de la dose en condition de référence. Elle est caractérisée par une cavité remplie d'air, contenant une électrode centrale et contenue par une électrode externe ; un isolant et une électrode de garde empêchent tout courant de fuite lors de la polarisation.

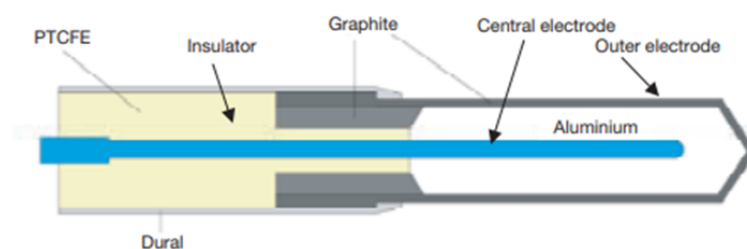


FIGURE 5.1 – Schéma d'une chambre de Farmer. [20]

Le volume sensible est, donc, défini par ces trois électrodes. Généralement, le matériau de la paroi externe est eau équivalent (par exemple la graphite) et confère à la chambre de Farmer une meilleure stabilité et uniformité de réponse, tout en assurant une robustesse apte aux contrôles périodiques. Au vu de ses dimensions, la chambre de Farmer n'est pas un détecteur apte au domaine des petits champs, à cause d'un effet de volume important.

Le principe de fonctionnement d'une chambre d'ionisation est très simple : une certaine différence de potentiel est appliquée aux deux électrodes (entre 300 V et 500 V).

Les radiations qui traversent la chambre peuvent ioniser le gaz à l'intérieur du volume et générer deux charges de signe opposé. Celles-ci sont alors séparées par effet du champ électrique induit par la tension.

On mesure, donc, la quantité de charge qui est produite dans la chambre à l'aide d'un électromètre, ce qui revient à quelque dizaine de nC.

La réponse d'un détecteur à gaz varie en fonction de la géométrie de la cavité, mais aussi de la tension appliquée : on peut distinguer plusieurs régions d'opération comme présenté dans la figure 5.2.

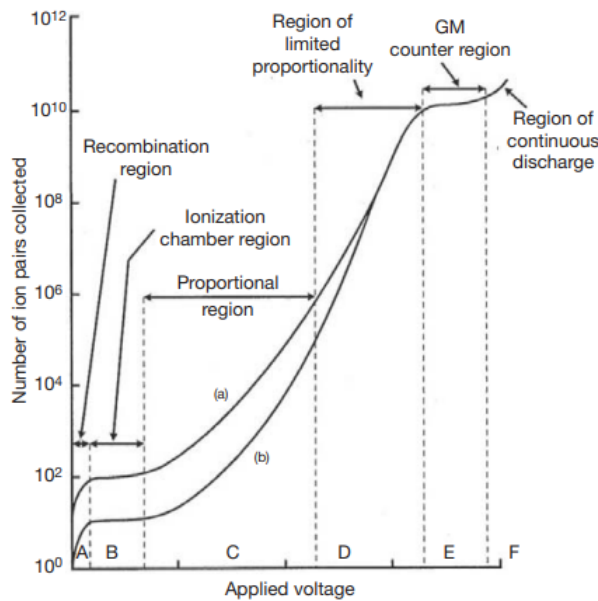


FIGURE 5.2 – Régions d'opération des détecteurs à gaz : collections des charges en fonction de la tension appliquée. [20]

Comme indiqué dans la figure, la chambre de Farmer fonctionne dans ce qu'on appelle la *région d'ionisation*.

Cette dernière est caractérisée par un plateau : la tension est assez élevée pour que la recombinaison des paires soit négligeable, mais elle n'est pas suffisante pour induire une ionisation secondaire.

Avant d'utiliser la valeur de charge mesurée pour évaluer la dose (au moyen de l'équation 3.6, par exemple), la valeur M_Q doit être corrigée par un certain nombre de facteurs qui influencent le comportement de la chambre :

— *Pression, température* :

Les chambres d'ionisation sont affectées par les variations atmosphériques, particulièrement celle qui ne sont pas scellées. Le facteur de correction¹ est défini en fonction

1. La réponse de la chambre dépend du nombre d'ionisation dans la cavité, donc du nombre de particules. Ce dernier est donné par $n = \frac{PV}{RT}$, de la loi des gaz parfaits. La variation de n avec les conditions atmosphériques dans ce volume, par rapport aux conditions de référence T_0 et P_0 , devient : $\frac{PV}{RT} \frac{RT_0}{P_0V}$ qui se réduit en $\frac{TP_0}{T_0P}$.

des conditions de référence $T_0 = 20^\circ C$, $P_0 = 101.3 \text{ kPa}$ [1] :

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)P_0}{(273.2 + T_0)P} \quad (5.1)$$

— *Humidité* :

Ce coefficient corrige pour les variations d'humidité de l'air ambiant. On peut considérer que ce facteur est unitaire a nos latitudes ².

— *Calibration de l'électromètre* ³ :

Ce facteur, défini comme k_{elec} , s'applique dans le cas où le détecteur et l'électromètre n'ont pas été calibrés ensemble.

— *Polarisation* :

L'effet de polarisation, bien que presque négligeable pour faisceaux de photons à haute énergie, se manifeste comme une variation de la lecture pour des polarités opposées. Le facteur k_{pol} se définit simplement comme la valeur moyenne des deux lectures effectuées à une polarité opposée [1] :

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2|M|} \quad (5.2)$$

Où :

- M_+ est la mesure obtenue avec une polarisation positive ;
- M_- est la mesure obtenue avec une polarisation négative ;
- M est la mesure obtenue avec la polarisation de routine (positive ou négative qu'elle soit).

— *Recombinaison* :

Cette correction est due à la récolte incomplète des charges dans la cavité de la chambre à cause de leur recombinaison, qui se divise en deux composantes :

- la recombinaison générale, définie comme la recombinaison des ions générés par tous les parcours d'ionisations confondus. Elle dépend du débit de dose ;
- la recombinaison initiale, définie comme caractéristique des ions générés par l'effet d'un seul rayonnement ionisant. Elle n'a donc pas de dépendance du débit de dose.

Le facteur de correction, nommé k_s , est calculable via deux mesures M_1 et M_2 avec voltage respectif V_1 et V_2 (prises dans les mêmes conditions d'irradiation) en supposant une proportionnalité directe entre l'inverse de la mesure $\frac{1}{M}$ et l'inverse de la tension $\frac{1}{V}$ ⁴. Où V_1 est la différence de potentiel utilisé par défaut et V_2 est une inférieure. On obtient alors [1] :

$$k_s = a_0 + a_1\left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2\left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2 \quad (5.3)$$

Les facteurs a_i sont des constantes tabulées, par exemples, dans le protocole TRS 398 [22].

2. Pour être plus précis, ce coefficient vaut 1 pour des humidités comprises entre 20% et 80%. Si cela n'est pas le cas, on peut trouver les facteurs dans le report [21].

3. Généralement on calibre la chambre en association avec l'électromètre utilisé pour les mesures.

4. Cette proportionnalité peut ne pas être respectée pour de hauts débits de dose qui peuvent être produits pour les faisceaux FFF. Dans ce cas cette proportionnalité doit être vérifiée à l'aide d'un Jaffé plot.

5.2 Détecteur à diode

Le détecteur à diode est constitué par une couche de semi-conducteur de type N et une de type P, qui forment une jonction P-N, comme montré dans la figure 5.3⁵.

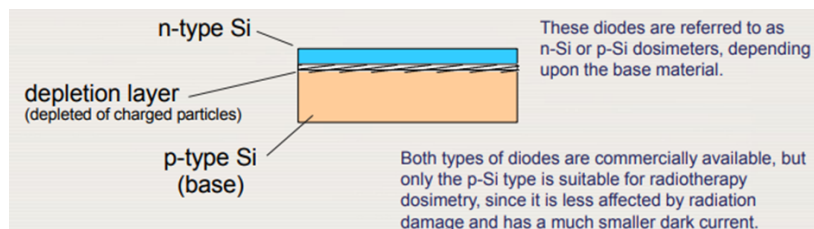


FIGURE 5.3 – Schéma d'un détecteur à diode de silicium. [20]

Le silicium de type N dopé avec des atomes pentavalents présente un excès de charges négatives, le silicium de type P, dopé avec des atomes trivalentes, présente un déficit de charges négatives.

Une fois la jonction réalisée il y a un déplacement des électrons vers la région P et des trous vers la région N.

À cause de cela il reste des charges positives ou négatives fixées dans le réseau cristallin qui forment un champ électrique s'opposant à cette dérive. La région centrale, de quelques micromètres, où se trouvent ces charges, prend le nom de *depletion layer*.

Lors de l'irradiation des paires électron-trou sont ici produites : les charges se déplacent sous la force du champ électrique, ce qui génère un courant électrique proportionnel à l'ionisation et mesurable à l'électromètre.

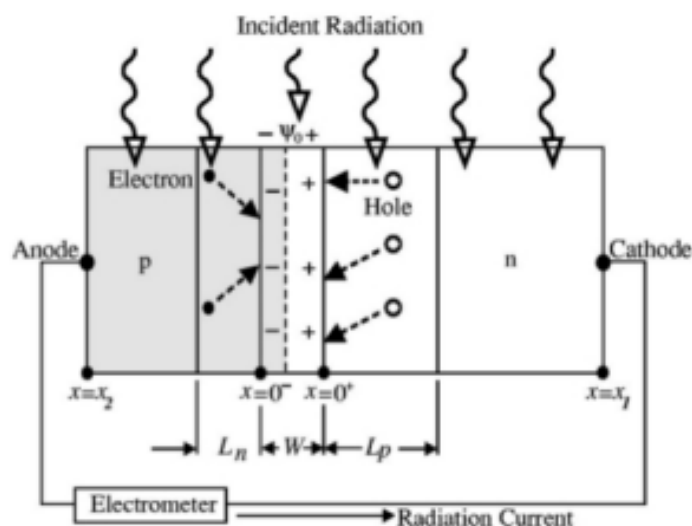


FIGURE 5.4 – Principe de fonctionnement d'un détecteur à diode. [19]

5. Dans le domaine de la radiothérapie, on utilise exclusivement des diodes P-Si (P-Si étant le matériau de base), en raison de la meilleure résistance aux rayons et un courant de fuite moins significatif.

L'épaisseur W de la zone de déplétion est définie comme suit [23] :

$$W = \sqrt{\frac{2\epsilon_s}{q} \left(\frac{N_A + N_D}{N_A N_D} \right) V_{bi}} \quad (5.4)$$

Où :

- ϵ_s est la constante diélectrique du matériau qui forme la diode ;
- q est la charge élémentaire ;
- N_A et N_D sont les nombres d'atomes dopants (tri- et penta-valents) par unité de longueur ;
- V_{bi} est le voltage intrinsèque à la diode⁶.

Pour ce qui est de l'utilisation dosimétrique, on peut distinguer des diodes électrons et des diodes photons, qui se différencient par la présence d'un blindage à la surface (diode-p) ou son absence (diode-e). Celui-ci consiste en une couche entourant le volume sensible du détecteur faite avec un matériel de haut nombre atomique Z , afin de réduire l'impact de la contamination électronique sur la mesure.

5.3 Détecteur à diamant

Ce type de détecteur utilise un cristal de diamant synthétique CVD (*Chemical Vapor Deposition*, une technique de production de diamants en laboratoire) dans une configuration à diode très particulière (voir la figure 5.5).

On emploie ce qu'on appelle un *contact de Schottky* : ce système se base sur une jonction entre une électrode métallique et un semi-conducteur type-N⁷, comme représenté dans la figure 5.5.

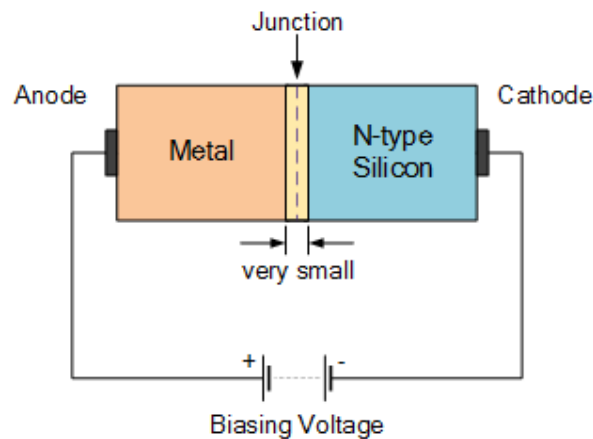


FIGURE 5.5 – Schéma de construction d'une diode Schottky. [24]

6. Typiquement à température ambiante il vaut entre 0.6 et 0.7 V pour le silicium et entre 0.3 et 0.35 V pour le germanium.

7. Dans ce contexte, le semi-conducteur d'une diode est toujours identifié comme *silicium* par convention et par raisons historiques. Cependant, à l'intérieur d'un détecteur à diamant, le semi-conducteur est bien du carbone, mais la structure cristalline tétraédrique et les propriétés électriques sont les mêmes pour la triade carbone-silicium-germanium.

La nature métallique d'une électrode implique que le facteur N_A est très élevé. L'équation 5.4 avec les mêmes conventions et avec $N_A \rightarrow \infty$ devient :

$$W = \sqrt{\frac{2\epsilon_s}{q} \left(\frac{N_A}{N_A N_D} \right) V_{bi}} \quad (5.5)$$

$$= \sqrt{\frac{2\epsilon_s}{q} \left(\frac{V_{bi}}{N_D} \right)} \quad (5.6)$$

Dans ce cas la valeur de V_{bi} est de l'ordre de 4 V [25].

La concentration électronique est très élevée du côté du semi-conducteur N par rapport à l'autre, donc, un grand nombre d'électrons diffuse vers le côté métallique. Cependant, lorsque l'état d'équilibre est atteint, la région de vide apparaît seulement du côté du silicium, à cause de l'opposition du métal à la formation du champ électrique par sa nature conductrice.

Le principe de détection est le même que pour une diode standard : l'ionisation dans la région de déplétion crée des charges positives et négatives qui sont emportées par le champ électrique intrinsèque. Ce courant est proportionnel au nombre de charges produites par les radiations et peut se mesurer à l'aide d'un électromètre sans la nécessité d'appliquer une polarisation externe.

5.4 Film radio-chromique

Les films radiochromiques sont un type de détecteur passif, consistant en une feuille sensible aux rayonnements. Le principe réside dans une couche de cristal monomérique radiosensible posée entre deux couches de polyester (entourés d'un revêtement transparent) comme on peut voir dans la figure 5.6.

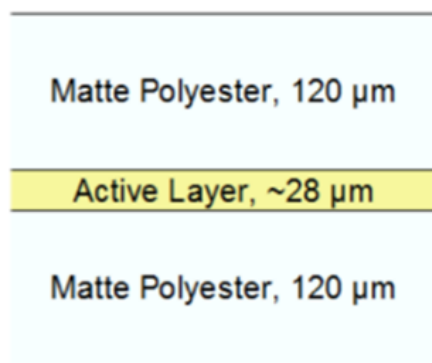


FIGURE 5.6 – Composantes principales d'un film radio-chromique. [26]

Lorsque les rayonnements traversent la matrice centrale, les molécules actives subissent des changements chimiques qui provoquent une polymérisation qui induit, à son tour, un changement de couleur. L'intensité du changement, dit densité optique, est proportionnelle

à la dose absorbée :

$$OD = -\log \frac{\phi}{\phi_0} \quad (5.7)$$

Avec ϕ le flux au-delà du film, ϕ_0 le flux avant le film et ϕ/ϕ_0 la transmittance du film. L'analyse des films se fait au moyen d'un simple scanner et d'un logiciel adapté mais les temps de mesures sont longs et la manipulation se doit d'être diligente. Les films radiochromiques sont auto-développants et s'affranchissent de tous les traitements chimiques qui étaient une fois indispensables, ils nécessitent, par contre, de 24h post-irradiation pour que la réponse moléculaire se stabilise et pendant ce temps ils doivent être conservés dans le noir, car la lumière visible a toujours un impact sur la coloration du film, bien que très réduit.

Cependant, avec une résolution spatiale de quelque dizaine de micromètres, le film reste l'outil le plus recommandé pour des mesures de précision. De plus, ces expériences sont facilement reproductibles, la réponse est presque indépendante de l'énergie et linéaire à la dose et les films sont presque eau équivalents.

5.5 Utilisation pratique des différents détecteurs

Tous ces détecteurs, à part la chambre de Farmer, trouvent leur application dans la mesure des propriétés dosimétriques des petits champs : cette chambre a un volume trop important et, dans le cadre de ce travail, a été utilisée seulement pour la mesure de la dose dans la détermination des FOC, pour le champ de 10x10 cm² et le champ intermédiaire.

Un détecteur qui est largement utilisé pour la mesure des petits champs est la diode : grâce à la modulabilité des dimensions du volume actif, elle peut atteindre des tailles assez réduites. Un des problèmes des diodes est qu'elles sont constituées d'un matériau dense qui tend à surestimer la dose pour les photons de basse énergie, effet auquel le blindage apporte une contribution non négligeable [1].

La partie active se révèle être sensible aux radiations, ce qui comporte une perte de sensibilité du détecteur avec l'usage.

La réponse dépend de son orientation, jusqu'à un maximum de 3%, mais aussi de la température (d'environ 0.30%/°C) [27] et de l'énergie, jusqu'à un maximum de 3% pour photons d'énergie supérieure à 10 MeV [28]. Toutefois, le rapport signal/bruit reste constant et la réponse reproductible, stable et linéaire avec l'irradiation [20].

Un deuxième détecteur conseillé pour les mesures des petits champs est le détecteur à diamant : en changeant le matériau actif on obtient un détecteur pratiquement eau équivalent et très résistant aux radiations, ce qui a comme conséquence, que l'appareil a une durée de vie de supérieure et une sensibilité qui reste invariée dans le temps [1].

Les lectures sont reproductibles, stables dans le temps et linéaires avec l'irradiation.

La réponse ne dépend ni de l'énergie du faisceau ni de sa direction, cependant, elle varie avec le débit de dose, jusqu'à 1% de déviation [29][20].

Le détecteur à diamant est apte aux mesures dans tout type de champ, mais il se démarque dans les manipulations dans les petits, car la taille réduite de son volume sensible donne une très haute sensibilité [30].

Pour finir, les films radiochromiques sont un instrument dont le mode d'emploi est bien dif-

diffèrent des autres : ils requièrent des procédures et des systèmes de lecture bien spécifiques et nécessitent de beaucoup de précautions puisque ils sont sensibles à plusieurs facteurs, tels que les rayons UV (ondes en dessous de 300 nm) ou la température (5% pour un changement de 20° à 40°)[31]. Il faut aussi mentionner des temps de mesures qui peuvent être longs et un temps d'attente d'au moins 24h avant de la lecture. [1]

Malgré une manipulation plus compliquée, les résultats sont caractérisés par une très haute résolution spatiale, ils ne dépendent pas de l'énergie⁸, la réponse est linéaire à la dose et en plus le film est eau équivalent [32].

Dans le tableau 5.1 on trouve un résumé des avantages et inconvénients principaux des différents détecteurs utilisés dans le cadre de ce travail.

8. On remarque qu'ils existent plusieurs modèles adaptés aux différentes énergies.

Détecteurs	Avantages	Désavantages
<u>Chambre de Farmer</u> [20][30]	Parois eau équivalentes	Pas adaptée aux mesures dans les petits champs
	Dépendance à l'énergie et au débit de dose négligeable	
	Réponse à la dose reproductible, stable et linéaire	
<u>Diodes</u> [8][20][26][30][32][28]	Se trouvent en petite taille (entre 0,6 mm et 1,2 mm)	Dépendance avec l'orientation de la diode, la température et l'énergie
	Rapport signal/bruit reste correct pour des temps d'expositions raisonnables	Matériau avec un nombre atomique élevé : surestimation dans la détermination de la dose pour des photons de basse énergie
	Bonne reproductibilité, stabilité et linéarité de la réponse en dose	Perte de sensibilité liée aux dommages des radiations
<u>Diamant</u> [8][20][25][30][32]	Matériau actif presque tissu équivalent et radio-résistant	Dépendance au débit de dose
	Dépendance en énergie négligeable	
	Très haute sensibilité	
	Bonnes reproductibilité, stabilité et linéarité de la réponse en dose	
	Indépendance directionnelle et à la taille de champ	
<u>Films Radiochromiques</u> [20][31][33]	Très haute résolution spatiale (limitée seulement par le système de scan du film)	Précautions d'utilisation particulières (utilisation des gants, orientation, scan...)
	Assez bien reproductible	Temps de mesure important
	Presque indépendant de l'énergie	Temps d'attente d'au moins 24h entre la mesure et l'analyse
	Presque équivalent tissu	
	Réponse en dose linéaire	

TABLE 5.1 – Tableau récapitulatif des avantages et inconvénients principaux des détecteurs utilisés dans cet étude.

PARTIE II
MATÉRIEL ET MÉTHODES

Chapitre 6

Matériel

6.1 Accélérateur linéaire

Le service de radiothérapie du CHU Tivoli possède deux Linacs (*Linear Accelerator*) jumelés, appelés Romulus et Remus. Ceux-ci sont deux True Beam de Varian installés en 2021 : le premier est capable de délivrer des traitements en photons filtrés et non filtrés et le deuxième de traiter en photons filtrés et électrons.

On a réalisé les mesures nécessaires à ce travail sur l'accélérateur Romulus (figure 6.1).



FIGURE 6.1 – TrueBeam, CHU Tivoli. (Image personnelle)

Un schéma général d'un accélérateur est visible dans la figure 6.2.

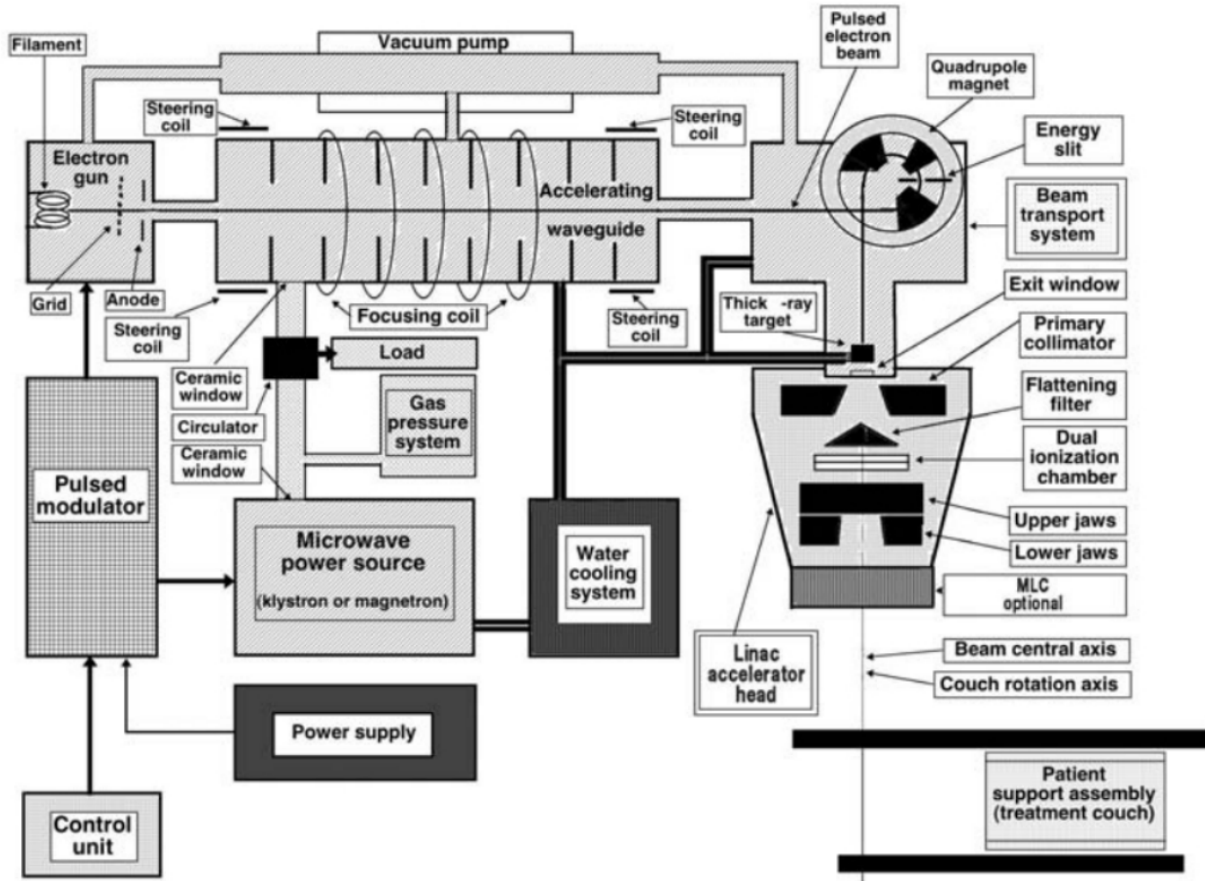


FIGURE 6.2 – Schema des composants principales d'un linac. [19]

On peut y distinguer les composantes principales :

- *Electron Gun* : siège de la production des électrons à accélérer. Il est constitué d'une cathode qui, chauffée, émet des électrons par effet thermoionique et d'une anode (dont la forme sert de première focalisation) qui produit une tension qui déplace ces particules.
- *Section accélératrice* : siège de l'accélération des particules. Cette partie est composée par un certain nombre de cavités résonantes couplées où se trouve une onde RF (*Radio frequency*)¹. Des aimants sont disposés le long de ce tube afin de focaliser les électrons pendant leur accélération et maintenir le faisceau sur l'axe du guide.
- *Système de déviation du faisceau* : le faisceau est dévié de 270° au moyen d'aimants afin de pouvoir assurer le changement de direction des particules de la section accélératrice vers le patient positionné sur la table.

On remarque que dans un TrueBeam la déviation se fait de façon légèrement différente de celle schématisée en figure 6.2 : l'aimant est toujours divisé en trois parties qui produisent des déviations de $49^\circ + 172^\circ + 49^\circ$, comme montré dans le schéma de la figure 6.3, au lieu de $90^\circ + 90^\circ + 90^\circ$ ².

- *Cible* : le faisceau d'électrons accéléré et dévié frappe une cible d'un matériau dense (du cuivre pour le TrueBeam) et produit un faisceau de photons comme détaillé dans

1. Dans un accélérateur Varian l'onde est générée au moyen d'un *RF driver* et amplifiée par un *klystron*.

2. Ancienne configuration des clinacs.

des images planaires avec la source de l'accélérateur et un faisceau de 2.5X FFF⁴. On remarque qu'avec l'imageur portal on peut réaliser des mesures de la fluence délivrée lors d'une irradiation, ce qui permet de vérifier l'exactitude de la délivrance du plan.

- la table de traitement, qui est capable de mouvements 6D (en latérale, verticale et longitudinale, mais aussi de mouvement de rotation, pitch et roll) ;
- un plateau Orfit qui se pose sur la table et sert comme support d'installation des moyens de contention utilisés dans les traitements ;
- le système de détection Identify, qui est un système de reconnaissance surfacique utilisé dans le positionnement des patients ;
- un système mural de lasers aux côtés de la machine, positionné de façon telle que deux couples de lasers, horizontaux et verticaux, opposés, se croisent à l'isocentre de la machine, avec un troisième laser vertical coplanaire à l'axe de la section accélératrice. Ce repère lumineux permet d'identifier la position de l'isocentre de la machine et est un repère important dans le positionnement des patients et des fantômes.

6.2 Aria et Eclipse

Les processus liés à la radio-oncologie sont gérés collectivement avec la suite de programmes Aria.

Aria est un système de *Record and Verify* qui s'occupe d'enregistrer toutes les informations des patients du début à la fin de leur traitement et de tout le workflow administratif lié à l'organisation des traitements.

À l'intérieur de la suite on retrouve aussi Eclipse, le TPS Varian qui permet la planification et la préparation des plans de traitement.

Le calcul de dose est fait au moyen de Acuros XB, un algorithme de calcul qui exploite des méthodes déterministes pour résoudre les équations de transport de Boltzmann (LBTE) [35] et déterminer les interactions des particules produites par l'irradiation.

Cet algorithme fournit un résultat très proche de celui d'un algorithme Monte Carlo, mais avec de temps de calcul réduits.

On peut voir dans la figure 6.4 qu'il apporte aussi un gain conséquent par rapport à ceux précédemment utilisés (comme le AAA⁵), en particulier pour les calculs dans les milieux hétérogènes et dans le cadre des petits champs.

Dans la figure 6.4 on peut visualiser les différents comportements de ces différents algorithmes.

4. Ce faisceau n'est pas utilisable en mode clinique.

5. *Anisotropic Analytical Algorithm*

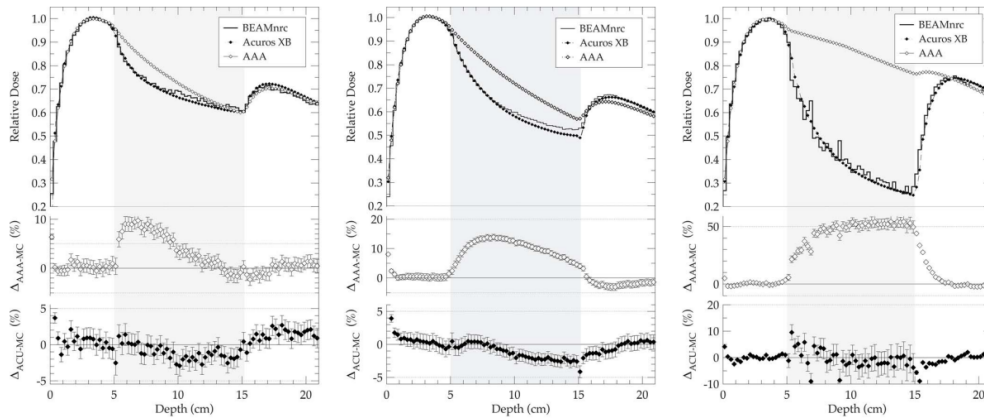


FIGURE 6.4 – PDD d’un champ $4 \times 4 \text{ cm}^2$ calculé par Monte Carlo (trait continu), Acuros XB (pointillé noir) et AAA (pointillé blanc). La région centrale correspond à une région avec une densité correspondant à celle d’un poumon, poumon de densité inférieure et air dans le graphique de gauche, milieu et droite respectivement. [36]

6.3 Détecteurs

Dans cette section on présente les modèles et les propriétés des détecteurs qu’on a utilisé dans le cadre de ce travail, dont nous avons discuté les principes physiques dans le chapitre 5 :

1. Chambre de Farmer

La chambre de Farmer utilisée est une PTW 30012.

Ses parois extérieures sont en graphite, ce qui lui donne un caractère eau-équivalent, l’électrode centrale est en aluminium.

Le volume sensible est de 600 mm^3 , avec un diamètre de 6.1 mm et une longueur de 23 mm.

Le point de mesure effectif est situé dans le milieu géométrique de la chambre.

Elle est le détecteur de référence pour les mesures de dosimétrie et pour cette raison elle a été calibrée par le *Dutch Metrology Institute*.

2. Détecteur à diode blindé

Le détecteur à diode blindée, appelé aussi *Diode P*, est le PTW 60016.

C’est une diode en silicium P dont le blindage évite l’influence de la contamination électronique sur la mesure.

Le volume sensible est de 0.03 mm^3 , avec un diamètre de 1.13 mm et une épaisseur de 0.25 mm

Le point de mesure effectif se trouve à 2.4 mm en dessous de la surface, juste en dessous du blindage.

3. Détecteur à diode non blindé

Le détecteur à diode non blindée, appelé aussi *Diode E*, est le PTW 60017.

C’est une diode adaptée à la mesure de particules peu pénétrantes, comme les électrons, au

vu de l'absence du blindage.

Le volume sensible est de 0.03 mm^3 , avec un diamètre de 1.13 mm et une épaisseur de 0.03 mm.

Le point de mesure effective est situé à 1.3 mm de profondeur à l'axe.

4. Détecteur à diode non blindé pour petits champs

La diode non blindée pour petit champ est la microSilicon PTW 60023.

L'absence du blindage permet une meilleure acquisition avec les faisceaux d'électrons et les champs de petites tailles.

Le volume sensible est de 0.03 mm^3 , avec un diamètre de 1.5 mm et une épaisseur de 0.018 mm.

Le point de mesure effectif se trouve à 0.9 mm de profondeur à l'axe.

5. Détecteur à diamant

Le détecteur à diamant utilisé est la microDiamond PTW 60019.

Ce détecteur est une diode dont le matériau sensible est un diamant synthétique qui est très résistant aux radiations et eau-équivalent.

Le volume sensible est de 0.004 mm^3 avec un diamètre de 2.2 mm et une épaisseur de 0.001 mm.

Le point de mesure effectif se trouve à 1 mm de profondeur à l'axe.

6. Film radiochromique

Les films radiochromiques utilisés sont les Gafchromic EBT3.

La couche active a une épaisseur de 0.028 mm et elle est comprise par deux bases de 0.125 mm de polyester.

Le modèle utilisé a une réponse stable pour des doses entre 0.1 et 20 Gy.

La dépendance à l'énergie est inférieure à 5% pour des faisceaux de 100 keV à 18 MeV.

<i>Détecteurs</i>	Volume sensible	Épaisseur sensible	Point effectif (profondeur à l'axe)	Voltage
Chambre Farmer PTW 30012	600 mm^3	6.1 mm (diamètre)	13 mm	400 V
Diode E PTW 60017	0.03 mm^3	0.25 mm	1.3 mm	0 V
Diode P PTW 60016	0.03 mm^3	0.03 mm	2.4 mm	0 V
microSilicon PTW 60023	0.03 mm^3	0.018 mm	0.9 mm	0 V
microDiamond PTW 60019	0.004 mm^3	0.001 mm	1 mm	0 V
Film Gafchromic EBT3	/	0.028 mm	0.12 mm	/

TABLE 6.1 – Tableau récapitulatif des caractéristiques physiques des détecteurs employés.

Les caractéristiques principales sont résumées dans le tableau 6.1.

6.4 Cuve à eau

6.4.1 Beamscan PTW

Le Beamscan de PTW est la cuve à eau qu'on a utilisé pour nos mesures de profil et PDD (figure 6.5).

L'appareil a une capacité de 701 mm x 633 mm x 704 mm (volume utile aux mesures : 500 mm x 500 mm x 415 mm) avec des parois en PMMA de 15 mm d'épaisseur et comprend un support pour détecteur motorisé, un support fixe et des capteurs de niveau d'eau.



FIGURE 6.5 – Beamscan, PTW. Cuve à eau automatisée. [37]

La cuve est contrôlable à distance par un iPod et elle est capable de plusieurs tâches automatisées comme, par exemple :

- remplissage et vidange ;
- évaluation du niveau d'eau et correction des inclinaisons ;
- détection des conditions atmosphériques.

La cuve est reliée à un ordinateur sur lequel on retrouve un logiciel de contrôle du système. Le système peut réaliser les mesures de deux façons :

- continue : le détecteur est en mouvement continu pendant la mesure ;
- point par point : le détecteur se déplace d'un certain pas, il effectue la mesure dans un point et celle-ci est intégrée pendant un temps défini.

6.4.2 Cuve Med-Tec

La cuve Med-Tec (figure 6.6) est un fantôme d'eau plus petit, avec un volume de 400 mm x 400 mm x 400 mm et des parois en PMMA.

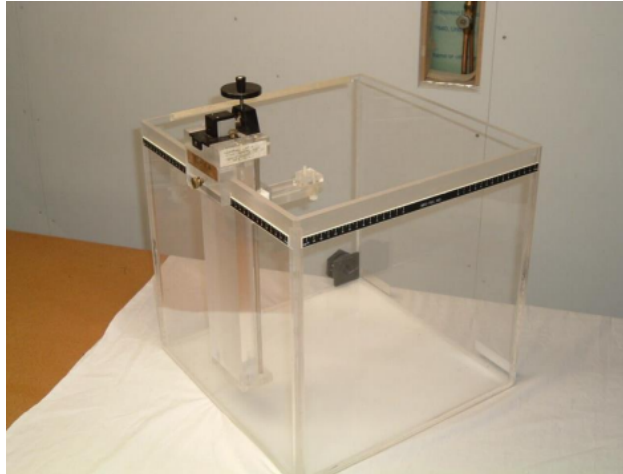


FIGURE 6.6 – Fantôme d'eau, Med-Tec. (Photo personnelle)

Elle dispose d'un support pour détecteur manoeuvrable manuellement (au dixième de millimètre près) sur lesquels se fixent plusieurs détecteurs. Le système est montré dans la figure 6.7⁶.

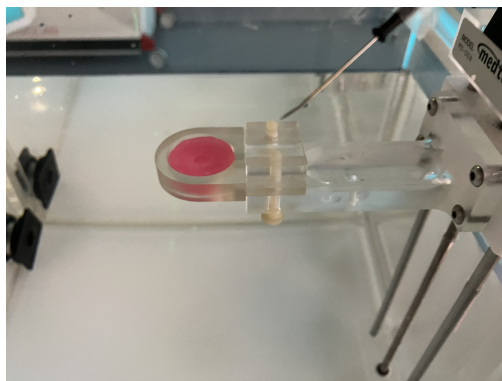


FIGURE 6.7 – Support pour détecteurs à diode ou diamant, cuve Med-Tec. (Photo personnelle)

Cette cuve a été utilisée pour la mesure des FOC.

6. On remarque que le support en cire rosée est un support personnalisé, réalisé pour l'installation verticale des différents détecteurs dans la cuve.

6.5 Profeel

Profeel est un logiciel Open Source d'analyse de données dosimétriques [38] : ce programme fonctionne dans un environnement Matlab qui est proposé complémentaiement. Il propose des outils de visualisation et traitements des données (normalisation, translations...), afin de pouvoir observer et comparer plusieurs groupes de données à la fois. Ce logiciel permet de générer des profils et PDD à partir d'une distribution de dose 3D et d'exécuter des analyses gamma (voir paragraphe 7.2.2) entre deux courbes. On remarque également que l'analyse gamma effectuée est de type local.

Chapitre 7

Méthodes

7.1 Orientation des détecteurs

Les résultats des mesures sont influencés par l'orientation du détecteur utilisé, comme détaillé dans le protocole du TRS 483 [1].

En règle générale, un détecteur est positionné de façon telle que la plus petite dimension du volume sensible soit orthogonale à la direction de mesure et que la perturbation de la présence du câble et du manche soit minimisée.

Pour l'emploi des diodes et du diamant, la position conseillée est celle avec l'axe du détecteur vertical et perpendiculaire aux déplacements, comme montré dans la figure 7.1.

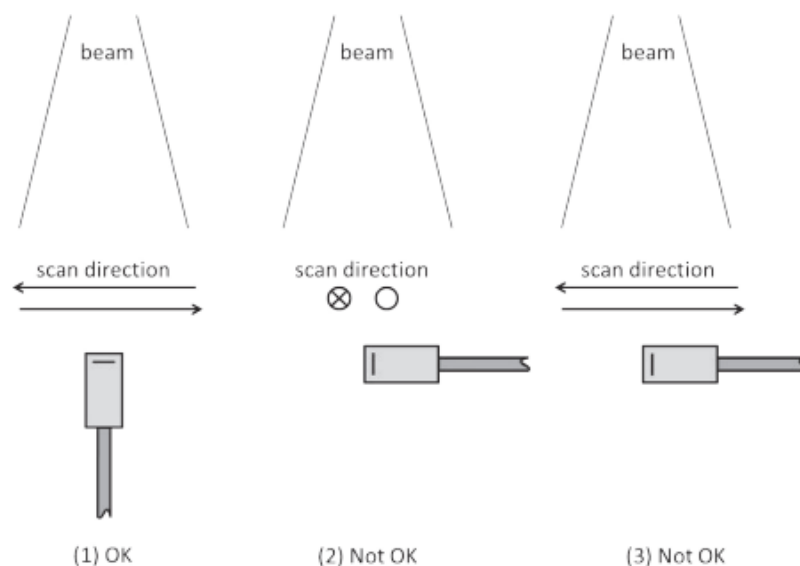


FIGURE 7.1 – Orientations possibles d'une diode ou diamant : (1) conseillée, (2) et (3) déconseillées. [1]

Ceci est dû à la forme en disque du volume sensible qui produit des effets d'asymétrie si l'axe détecteur est orienté perpendiculairement à l'axe du faisceau.

De plus, la position verticale est aussi la meilleure configuration pour réduire les effets de câble et de manche qui représentent une importante perturbation dans les mesures des petits champs.

7.2 Validation du champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$

7.2.1 Les mesures

Pour la validation du champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ nous avons mesuré des profils, des PDD et des FOC. Pour la réalisation des deux premières acquisitions, comme expliqué dans le chapitre 1, il faut deux mesures : une de champ et une de référence.

Toutefois, le champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$ ne permet pas de positionner un deuxième détecteur sans qu'il perturbe la fluence du faisceau et, donc, la mesure du détecteur de champ : pour cette raison l'on a décidé d'utiliser le seul détecteur de champ sans référence, comme conseillé aussi dans le TRS 483 [1], et l'on a utilisé le mode de mesure point par point, avec un temps de mesure de 0.5 s par point et 1 mm de pas.

PROFILS ET RENDEMENTS EN PROFONDEUR : Installation de la cuve et préparation

On installe le Beamscan en dessous de la tête accélératrice de Romulus, comme montré dans la figure 7.2, et on le centre à l'aide des lasers et du réticule du champ lumineux¹.



FIGURE 7.2 – Installation Beamscan. (Photo personnelle)

Les détecteurs sont individuellement installés sur le support mobile, de façon telle à avoir le

1. Dans la tête de l'accélérateur se trouve une ampoule qui produit un champ lumineux qui simule le champ irradié.

point effectif de mesure à la surface de l'eau (voir la figure 7.3), et reliés à un électromètre.

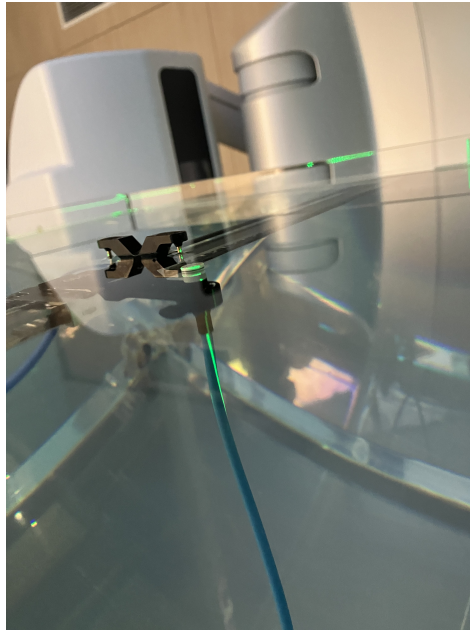


FIGURE 7.3 – Positionnement de la microDiamond sur le support du Beamscan. (Photo personnelle)

La position du détecteur est contrôlée et finement corrigée au moyen d'un premier rendement en profondeur, comme celui dans la figure 7.4 : la surface de l'eau se situe là où la dose commence à se déposer.

Avec un processus itératif on peut, donc, trouver de la façon la plus précise possible la surface de l'eau.

PROFILS ET RENDEMENTS EN PROFONDEUR : Détails des mesures

Nous avons mesuré les profils dans la direction inline et crossline et les rendement en profondeur au moyen des détecteurs détaillés dans la section 6.3 (à l'exception de la chambre de Farmer), pour les énergies 6X et 6X FFF.

On a mesuré les profils à DSP de 100 cm et à profondeur de 10 cm² et les PDD à l'axe en allant du fond de la cuve jusqu'à 5 mm au-dessus de la surface³.

FACTEURS D'OUVERTURE DU COLLIMATEUR : Installation de la cuve et préparation

Les mesures de FOC ont été réalisées à l'aide de la cuve Med-Tec, installée sur un trépied pour la mise à niveau : une fois celle-ci remplie, on installe un thermomètre sur la paroi pour contrôler la stabilité de la température de l'eau et on utilise un baromètre externe pour vérifier celle de la pression.

2. On remarque que les mesures ont été réalisées de façon similaire à celles du commissioning des machines, afin de pouvoir garder une cohérence dans les données.

3. Le fait de mesurer du fond de la cuve vers la surface permet de minimiser les perturbations du milieu d'aussi bien que les erreurs dûs à la tension superficielle de l'eau.

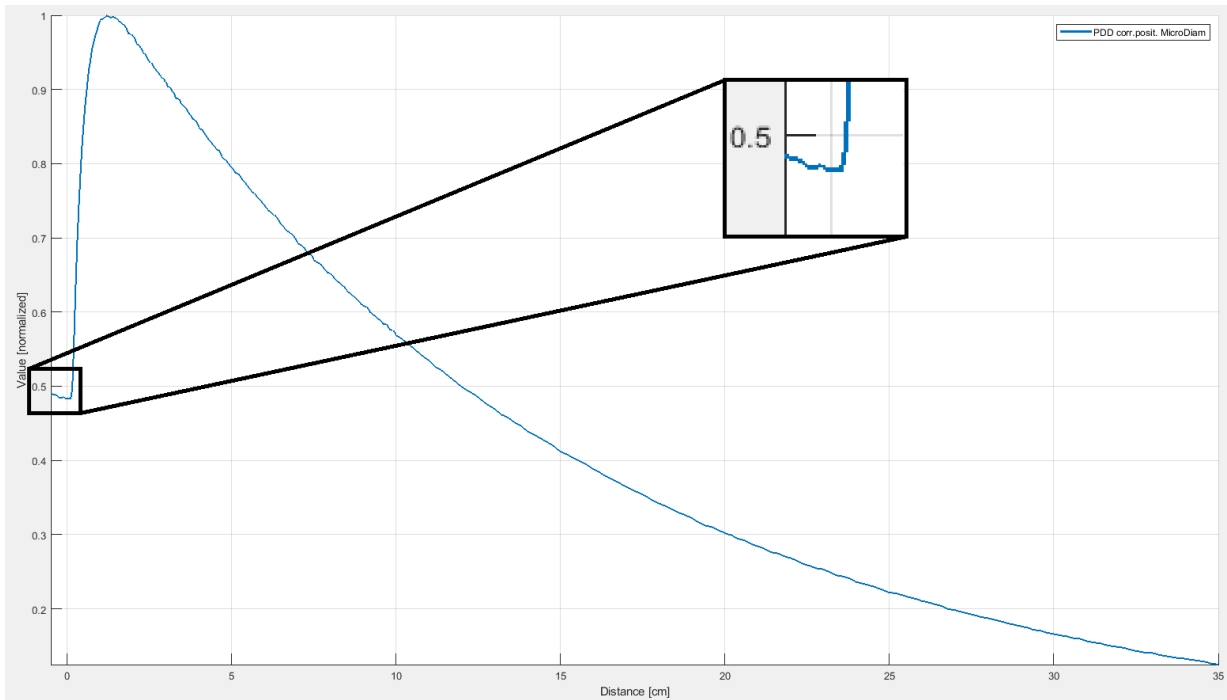


FIGURE 7.4 – PDD de correction de la position du détecteur. (Image personnelle)

On a installé les détecteurs (comme montré dans la figure 7.5) en utilisant les supports appropriés, à l'aide du repère laser, du système mécanique gradué et d'un flottant qui nous aide à déterminer la distance de la source à la surface de l'eau.

Chaque détecteur a été lié à l'électromètre, la chambre de Farmer a été préchauffée avec 1200 UM et un zéro électronique a été fait avant chaque acquisition de données.

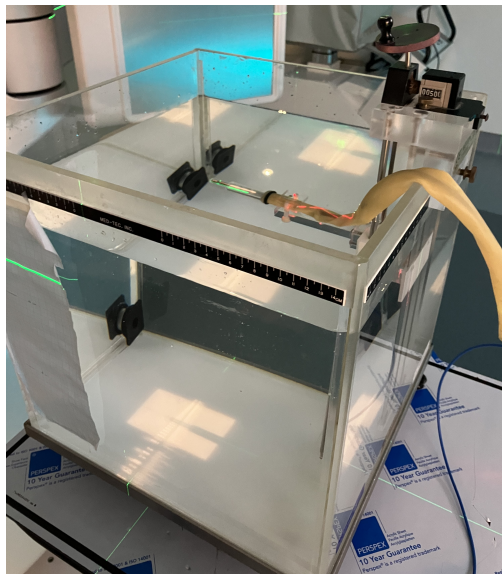


FIGURE 7.5 – Installation de la chambre de Farmer dans le système Med-Tec. (Photo personnelle)

Les films ont été disposés sur la table de traitement avec 15 plaques d'eau solide de 1 cm : 5 au-dessus et 10 en dessous, ce qui équivaut à 5 cm de profondeur et à 10 cm pour produire du rétro-diffusé). Le système a été mis à niveau en utilisant le trépied de la cuve Med-Tec (figure 7.6).

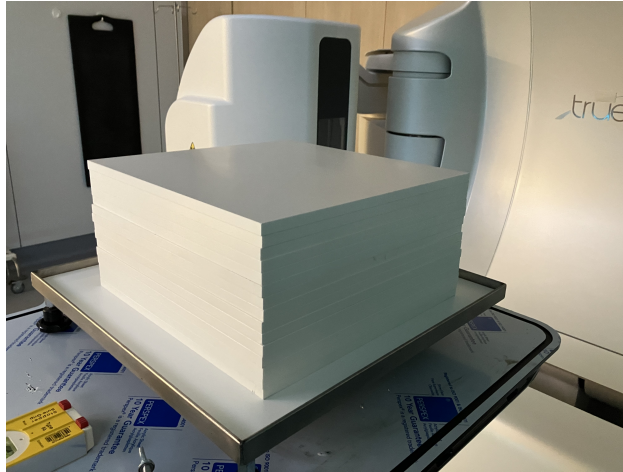


FIGURE 7.6 – Installation des films radiochromiques. (Photo personnelle)

FACTEURS D'OUVERTURE DU COLLIMATEUR : Détails des mesures

On a mesuré les facteurs d'ouverture de collimateur pour les énergies 6X et 6X FFF à l'aide des détecteurs détaillés dans la section 6.3.

Les manipulations ont été faites avec le point de mesure effectif à l'isocentre, avec une profondeur de mesure de 5 cm et dans un environnement atmosphérique stable dans le temps ($P = 998.5$ hPa, $T = 21.3^\circ$).

La chambre de Farmer a été utilisée pour mesurer la dose à l'axe d'un champ 10×10 cm² et d'un champ 5×5 cm², les autres détecteurs ont été utilisés pour mesurer la dose à l'axe d'un champ 5×5 cm² et d'un champ 1×1 cm². Trois lectures ont été faites avec 300 UM pour la chambre de Farmer, pour chaque champ mesuré, avec 600 UM pour les autres détecteurs dans le champ 5×5 cm² et, pour finir, avec 1200 UM dans le champ 1×1 cm²⁴.

On a finalement irradié les films avec les champs 10×10 cm² et 1×1 cm² avec 500 UM.

7.2.2 Analyse des résultats

On a comparé les mesures précédemment exposées avec les calculs d'Eclipse, dans la même configuration des mesures.

Pour les profils et les PDD nous avons utilisé une analyse γ , exécutée dans le logiciel Profeel (voir la section 6.5).

D'abord nous avons manié les distributions pour :

- faire coïncider les centres de deux profils et les renormaliser à 100% à ce point, ou bien

4. Un nombre d'UM plus important pour les diodes était nécessaire pour avoir une réponse suffisamment importante, étant donnée la taille réduite de leur volume sensible. Le même raisonnement vaut pour l'augmentation du nombre d'UM pour le champ de 1×1 cm².

— faire coïncider les deux maximum des PDD et les renormaliser à ce point.

L'indice gamma est une quantité couramment utilisée pour comparer deux distributions de doses (1D, 2D ou bien 3D) et elle est, généralement, employée pour vérifier la correspondance d'une mesure au calcul généré par un TPS.

Pour construire un indice γ on analyse deux courbes selon un critère de distance (dit aussi DTA) et un de différence de dose (DD) : pour chaque point d'une des deux distributions à comparer (dite *de référence*), on regarde si dans un cercle de rayon DTA, centré dans le point correspondant de la deuxième distribution, il y a un point qui présente la même dose, à moins de la valeur du DD, comme montré dans la figure 7.7.

Le motif de cette combinaison est à rechercher dans le fait que les deux parties de l'indice γ sont utiles dans les différentes régions qui peuvent se trouver dans une distribution de dose : la différence de dose est utile dans les régions homogènes, tandis que la DTA est utile dans les régions qui présentent un gradient de dose important.

On évalue, donc, pour chaque point r_m et r_c des deux distributions mesurée et calculée, une quantité Γ définie comme (figure 7.8) :

$$\Gamma(r_m, r_c) = \sqrt{\frac{r^2(r_m, r_c)}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(r_m, r_c)}{\Delta D_M^2}}$$

Où :

- $r(r_m, r_c) = |r_c - r_m|$,
- $\delta(r_m, r_c) = D_c(r_c) - D_m(r_m)$,
- ΔD_M est la différence de dose,
- Δd_M est la DTA.

Finalement on définit l'indice γ comme :

$$\gamma(r_m, r_c) = \min(\Gamma(r_m, r_c))$$

Deux points sont en accord si on a $\gamma \leq 1$ et en désaccord dans le cas contraire.

Généralement on utilise 3% comme différence de dose et 3 mm comme DTA : si la valeur de la différence de dose nous a paru adaptée pour la comparaison dans le cadre de cette étude, la valeur standard du DTA nous a paru trop importante par rapport à la marge typique du PTV des traitements en stéréotaxie, qui est, on le rappelle, de 1 mm.

Dans cette étude on a, donc, utilisé des indices γ avec une DTA de 1 mm pour nous uniformer à la marge du PTV et une différence de dose de 3%.

L'on a aussi décidé d'effectuer une deuxième analyse en d'augmentant la valeur de la différence de dose à 5%, ce qui est motivé par la prise en compte des toutes les incertitudes de mesure, qui restent, toutefois, difficiles à évaluer.

Traditionnellement, on use aussi distinguer entre gamma global et gamma local :

- Une analyse γ globale est faite en considérant la déviation de dose par rapport à un point pour toute la distribution à comparer, par exemple le maximum.
- Une analyse γ locale est faite en considérant la déviation de dose par rapport à la dose dans chaque point.

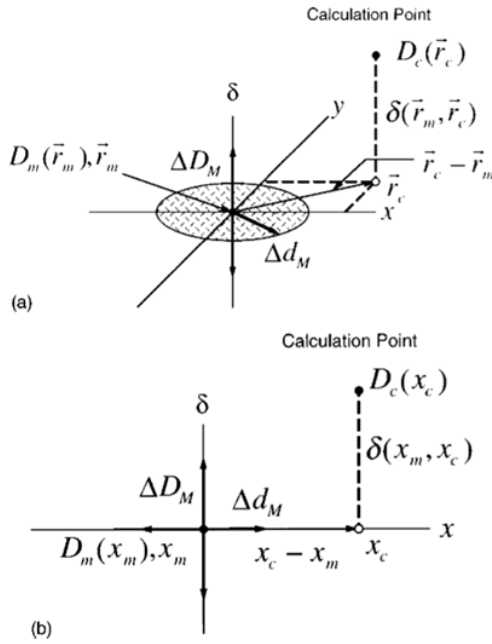


FIGURE 7.7 – Représentation 2D(a) et 1D(b) des critères de différence de dose et DTA. [39]

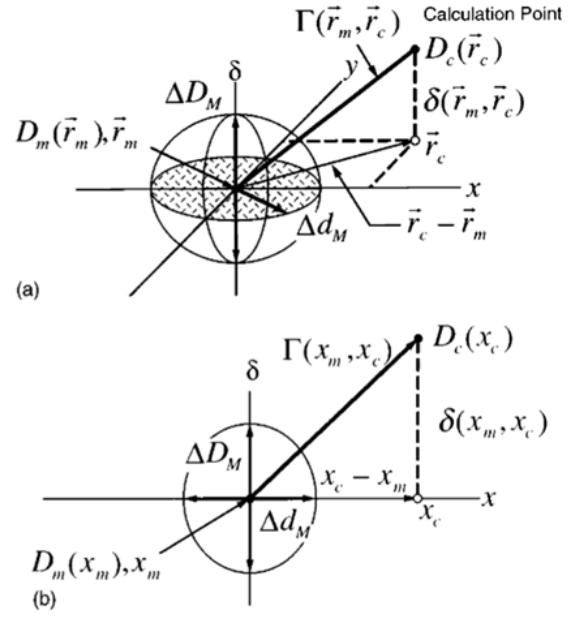


FIGURE 7.8 – Représentation 2D(a) et 1D(b), évaluation de l'indice Γ . [39]

Le deuxième type est une analyse avec des critères plus stricts que ceux du premier. La différence entre les deux est visible surtout dans les régions de basses doses (l'ombre d'un profil, par exemple) où une faible différence de dose comporte un changement relatif de dose important, souvent plus haut que la tolérance utilisée dans l'analyse, ce qui implique des valeurs $\gamma > 1$ dans ces régions.

Nous avons calculé la valeur des FOC en utilisant l'équation 3.11 et les facteurs de correction à partir de l'équation 3.12 avec les facteurs proposés dans le TRS 483 [1] et de l'article de Ann-Britt Schönfeld et al. [40].

Ces derniers sont reportés dans le tableau 7.1⁵.

Detecteurs	Facteurs
MicroDiamond	0.984
MicroSilicon	0.995
Diode E	0.986
Diode P	0.940

TABLE 7.1 – Facteurs de corrections des FOC pour les petits champs [1] [40]

Les valeurs des FOC ainsi calculées sont alors comparées avec les valeurs calculées par Eclipse, listées dans le tableau 7.2 :

5. Le facteur de correction de la diode P a été interpolé sur base des autres données du chapitre 6 du protocole TRS 483[1], car seulement ceux en dessous de 5% ont été tabulés.

Faisceaux	FOC TPS
6X	0.738
6X FFF	0.749

TABLE 7.2 – Valeurs de FOC calculées par Eclipse.

7.3 Comparaison RapidArc-HyperArc

Afin de comparer l'efficacité de la nouvelle licence HyperArc en comparaison au RapidArc d'usage courant, on a réalisé plusieurs plans en utilisant les deux techniques. Pour ce faire, on a sélectionné un patient test qui présente 5 lésions crâniennes avec un diamètre de 1 cm positionnées à des endroits distincts du cerveau, comme visible dans la figure 7.9.

Nous nous sommes limités au traitement de 3 lésions simultanées, car nous voulions tester les deux possibilités sur des cas assez simples qui pourraient se présenter au début de l'implémentation des stéréotaxies dans la routine clinique.

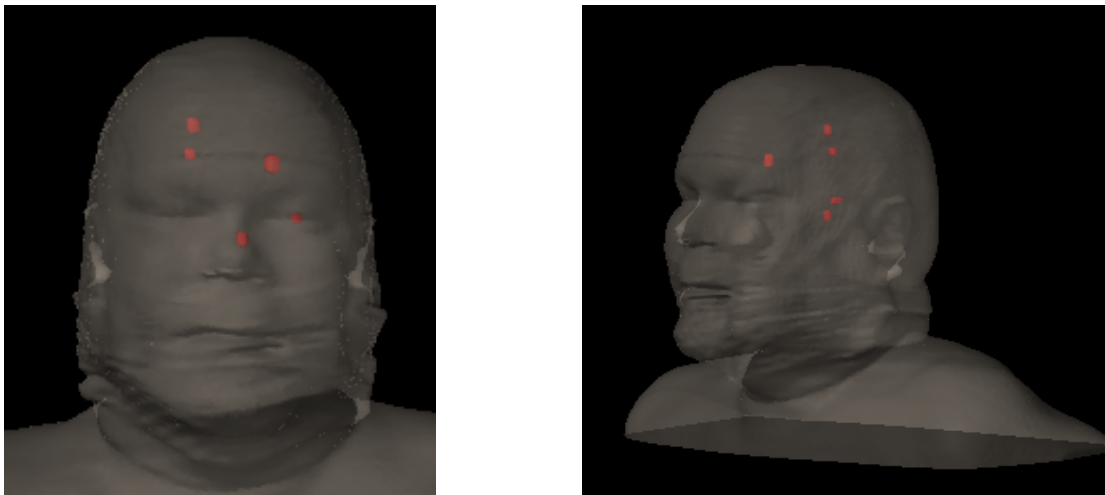


FIGURE 7.9 – Image 3D du patient de test avec les 5 lésions visibles en rouge. Image frontale à gauche, image de profil à droite. (Image personnelle)

7.3.1 Planification

On a réalisé les 7 plans suivants :

- Plans à 1 lésion :
 - BC (cible en position Base Centrale)
 - AAG (cible en position Apicale Antérieure Gauche)
 - AXPD (cible en position ApeX Postérieur Droit)

- Plans à 2 lésions :
 - BC + MG (cibles en position Base Centrale et Milieu Gauche)
 - BC + AXP (cibles en position Base Centrale et ApeX Postérieur Droit)
 - AAG + APD (cibles en position Apicale Antérieure Gauche et Apicale Postérieure Droite)
- Plan à 3 lésions :
 - MG + AAG + AXP (cibles en position Milieu Gauche et Apicale Antérieure Gauche et ApeX Postérieur Droit)

La réalisation des dosimétries a été effectuée en utilisant les normes de pratique clinique du service, afin de se rapprocher le plus possible de l'application réelle, on note en particulier que :

- dans les plans BC et BC+MG on a optimisé la dose au tronc cérébral, car la lésion BC y est très proche,
- lorsque le PTV a une position latéralisée dans une ou plusieurs directions, ceci est pris en compte dans le choix des angles de balistique afin de traverser le moins de tissus sains possible,
- les gradients de dose sont obtenus au moyen de plusieurs *ring* : des anneaux concentriques au PTV. On a réalisé trois ring par lésion, à 5 mm, 10 mm et 15 mm.
- la fonction NTO^6 utilisée dans les plans RapidArc est manuelle et définie par :
 - distance au bord du PTV : 0.2 cm
 - dose initiale du gradient : 80%
 - dose finale du gradient : 40%
 - *fall-off*⁷ : 0.10

De contre, dans les plans HyperArc on a utilisé la fonction *NTO SRS* avec les paramètres automatiques.

Chaque plan a été créé avec l'intention de délivrer 20 Gy aux cibles : le 100% de dose est défini à 25 Gy et la normalisation est telle que 80% de la dose (20 Gy) recouvre 100% du PTV⁸.

La conformation au PTV est obtenue en gardant 2 mm entre le bord du MLC et le bord du volume, cette distance permet de sélectionner principalement la fraction centrale du profil et, donc, de produire le gradient de dose prononcé qu'on recherche.

La balistique est caractérisée par un ensemble de demi-arcs (allant de 5 à 7) non coplanaires, avec des rotations de table⁹ de 315°, 0°, 45°, 90°, ou alors de 300°, 330°, 0°, 30°, 60°, 90°. On peut en voir un exemple dans la figure 7.10

6. *Normal Tissue Objective*

7. Le *fall-off* est un paramètre qui définit la pente du gradient, le plus il augmente le plus fort sera le gradient.

8. En pratique, la normalisation a été faite sur 99.9% du volume pour éviter des pourcentages de normalisation trop élevés, dus à des pixels périphériques du PTV qui ne pourraient être pas bien couverts.

9. Pour une rotation de table nulle on place un arc complet.

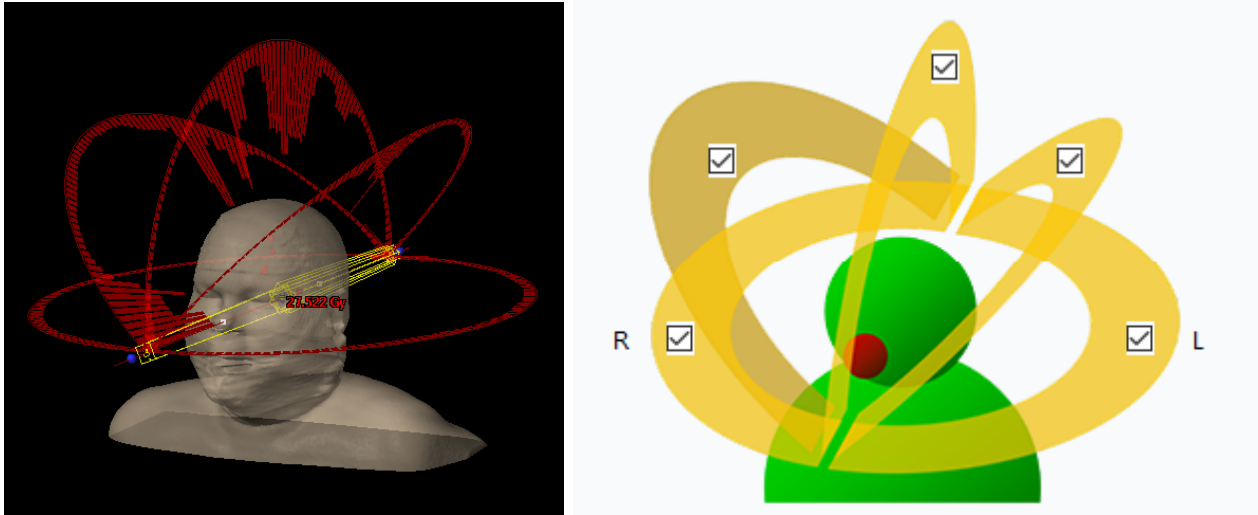


FIGURE 7.10 – Balistique pour stéréotaxie intracrânienne, arcs non coplanaires avec 45° d'écart. Disposition des arcs proposée par HyperArc. (Image personnelle)

7.3.2 Indices de comparaison

La qualité des plans réalisés est évaluée au moyen des indices suivants :

- RTOG CI : indice de conformité défini par l'étude du *Radiation Therapy Oncology Group* [41] comme

$$CI_{RTOG} = \frac{V_{RI}}{TV} \quad (7.1)$$

où V_{RI} est le volume de l'isodose de prescription et TV le volume de la cible.

Un plan avec une couverture idéale a, clairement, $CI_{RTOG} = 1$: cette situation est très difficile à atteindre. L'on considère, donc, les plans pour lesquels $1 < CI_{RTOG} \leq 2$ comme conformes, les plans pour lesquels $2 < CI_{RTOG} \leq 2.5$ ou bien $0.9 \leq CI_{RTOG} < 1$ comme comportant des déviations mineures et les plans avec $CI_{RTOG} > 2.5$ ou bien $CI_{RTOG} < 0.9$ comme présentant des déviations importantes.

Le problème de cet indice est que, du moins théoriquement, l'isodose de prescription peut ne pas se superposer au PTV et avoir toujours des valeurs proches ou égales à l'unité, comme montré en figure 7.11.

- Paddick CI : indice de conformité révisé par Paddick [43] et défini comme :

$$CI_{Paddick} = \frac{TV_{RI}^2}{TV \times V_{RI}} \quad (7.2)$$

Où TV est le volume de la cible, TV_{RI} est le volume de la cible recouvert par l'isodose de prescription et V_{RI} est le volume de l'isodose de prescription.

Cet indice ne souffre pas de l'indétermination du CI_{RTOG} (comme montré dans la figure 7.12) et il est toujours compris entre 0 et 1, cette dernière valeur correspondant à une couverture idéale.

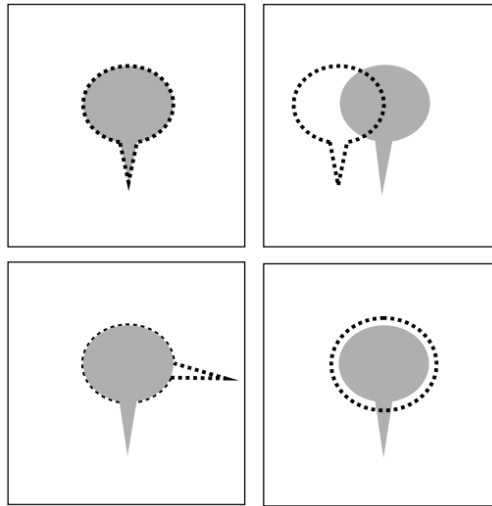


FIGURE 7.11 – Quatre possibilités pour avoir $CI_{RTOG} = 1$. Le PTV est en gris et l'isodose de prescription est en trait hachuré. [42]

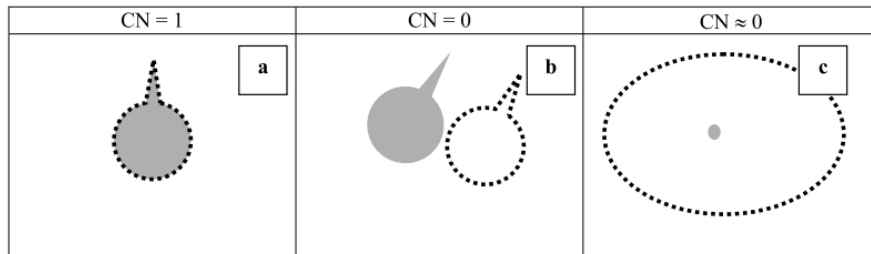


FIGURE 7.12 – Trois possibilités extrêmes pour l'évaluation de la conformation : (a) idéale, (b) pas de concordance, (c) cas d'irradiation d'un grand volume environnant. Dans la figure, le $CI_{Paddick}$ est indiqué avec CN. [42]

— GI : indice de gradient défini par Paddick et Lippitz [44] comme :

$$GI = \frac{V_{50\%RI}}{V_{RI}} \quad (7.3)$$

avec $V_{50\%RI}$ le volume couvert par le 50% de la dose de prescription.

Le plus petit est la valeur de l'indice, le plus fort sera le gradient de dose.

— ICRU83 HI : indice d'homogénéité défini par le ICRU 83 [45] comme :

$$HI = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}} \quad (7.4)$$

où $D_{X\%}$ indique la dose recouvrant X% du volume du PTV.

Pour $HI = 0$ la distribution de la dose est homogène sur le PTV.

PARTIE III
DISCUSSION DES RÉSULTATS ET
CONCLUSION

Chapitre 8

Validation du champ 1x1 cm²

Dans ce chapitre, nous reportons les résultats obtenus et en discuterons l'importance dans le cadre de ce travail.

8.1 Profils

Dans le tableau 8.1 on expose les résultats de l'analyse des profils : on a inséré les intervalles de concordance entre calcul et mesure, pour les profils inline des différentes acquisitions, qui sont définis, on le rappelle, par un indice $\gamma < 1$.

Les résultats obtenus pour les profils crossline sont identiques.¹

PROFILS	6X		6X FFF	
Paramètres γ	3%, 1mm	5%, 1mm	3%, 1mm	5%, 1mm
Détecteur				
microDiamond	-1.6 ↔ 1.6	-1.6 ↔ 1.6	-1.6 ↔ 1.7	-1.6 ↔ 1.7
microSilicon	-2.7 ↔ 2.7	-2.7 ↔ 2.7	-2.1 ↔ 1.9	-2.1 ↔ 1.9
diode E	-1.6 ↔ 1.7	-1.6 ↔ 1.7	-1.7 ↔ 1.7	-1.7 ↔ 1.7
diode P	-1.7 ↔ 1.7	-1.7 ↔ 1.7	-1.7 ↔ 1.8	-1.7 ↔ 1.8
Gafchromic film	-0.9 ↔ 1.1	-0.9 ↔ 1.1	-0.9 ↔ 0.9	-0.9 ↔ 0.9

TABLE 8.1 – Intervalles de validité, en cm, résultants de l'analyse des profils inline d'un champ 1x1 cm² pour les faisceaux 6X et 6X FFF. L'origine est fixée à l'axe du champ.

1. Un profil inline se distingue d'un crossline exclusivement par une divergence légèrement accrue à cause de la position surélevée de la mâchoire Y dans l'accélérateur : dans un champ de taille 1x1 cm², l'effet de divergence est imperceptible.

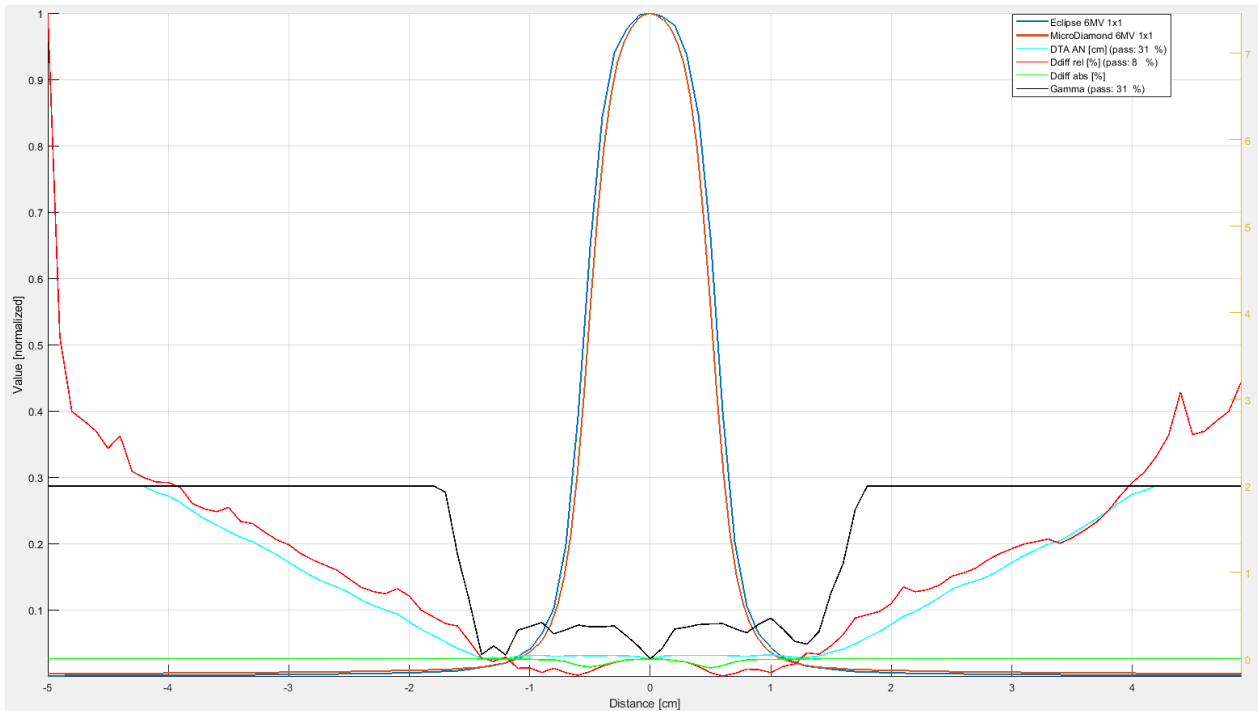


FIGURE 8.1 – Exemple d’une analyse gamma d’un profil inline d’un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$, pour un faisceau 6X et mesuré avec le microDiamond. La courbe d’Eclipse est en bleu, la mesure est en orange et les valeurs de l’indice γ sont en noir. (Image personnelle)

Un exemple d’analyse d’un profil² est visible dans la figure 8.1.

On peut immédiatement remarquer que la différence entre les données pour une différence de dose de 3% et 5% est négligeable : ce paramètre n’influence pas grandement l’étude des profils puisque, on le rappelle, celui-ci trouve son utilité dans des régions homogènes.

Pour un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$, comme on peut voir dans la figure 4.8, le profil ne possède pas de région homogène et c’est, donc, le paramètre DTA qui a une influence supérieure.

En moyennant les résultats des détecteurs, on peut affirmer que le calcul d’Eclipse est correct dans l’intervalle $-1.7 \text{ cm} \leftrightarrow 1.8 \text{ cm}$, pour un faisceau 6X, et $-1.6 \text{ cm} \leftrightarrow 1.6 \text{ cm}$, pour un faisceau 6X FFF.

En considérant que l’on étudie un champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$, la partie d’intérêt du profil de dose (comportant essentiellement la région centrale et la pénombre) se situe dans l’intervalle spatial $-0.7 \text{ cm} \leftrightarrow 0.7 \text{ cm}$: la partie en accord a une dimension plus que deux fois supérieure.

De plus, une valeur de γ mauvaise au-delà de l’intervalle de correspondance n’est pas étonnante puisque, comme expliqué précédemment, Profeel utilise une analyse γ locale, qui donne des résultats hors tolérance dans ces régions.

Nous pouvons, donc, conclure que les profils mesurés présentent un bon accord avec les calculs.

2. La courbe de l’indice γ atteint un plateau à une valeur de deux, à cause d’un paramétrage propre à Profeel.

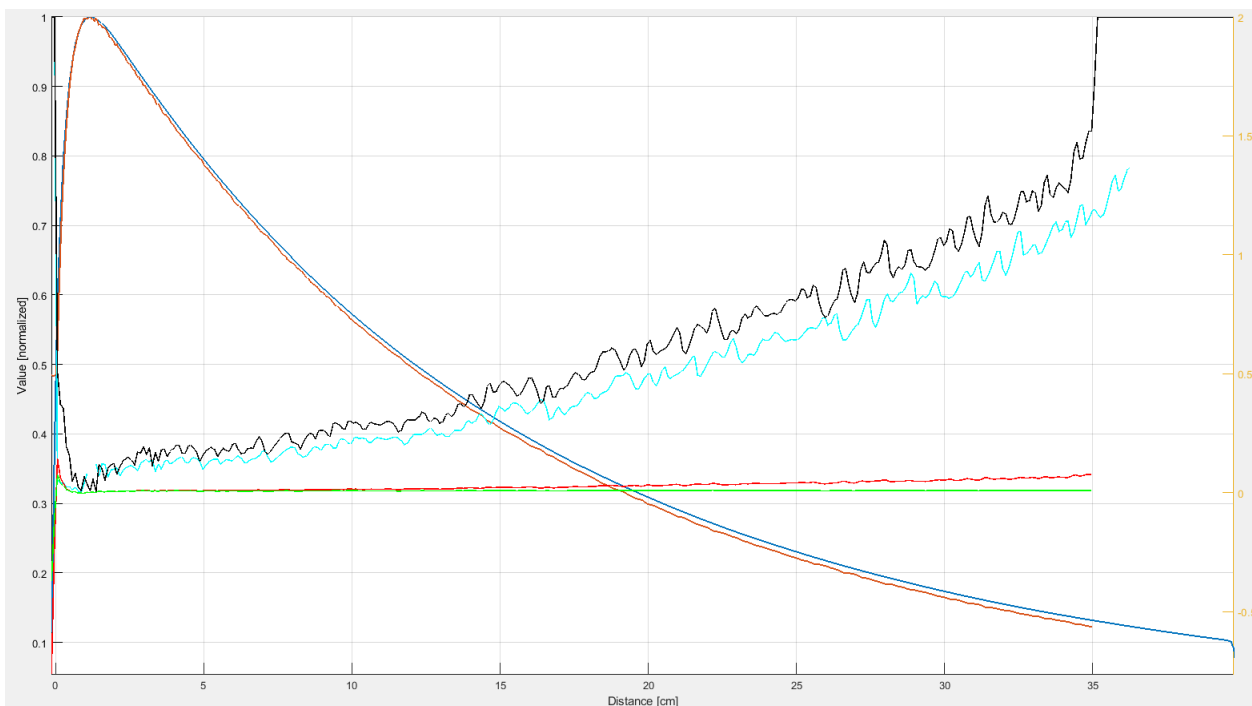


FIGURE 8.2 – Exemple d’une analyse gamma d’un rendement en profondeur d’un champ 1×1 cm^2 , pour un faisceau 6X et mesuré avec le microDiamond. La courbe d’Eclipse est en bleu, la mesure est en orange et les valeurs de l’indice γ sont en noir. (Image personnelle)

8.2 PDD

Dans le tableau 8.2 on expose les résultats de l’analyse des PDD et on peut en voir un exemple en figure 8.2.

PDD	6X		6X FFF	
	3%, 1mm	5%, 1mm	3%, 1mm	5%, 1mm
Paramètres γ				
Détecteur				
microDiamond	0 \rightarrow 20.6	0 \rightarrow 29.7	0 \rightarrow 16.6	0 \rightarrow 23.3
microSilicon	0 \rightarrow 13.8	0 \rightarrow 20.3	0 \rightarrow 11.1	0 \rightarrow 17.1
diode E	0 \rightarrow 11.7	0 \rightarrow 17.6	0 \rightarrow 10.8	0 \rightarrow 15.7
diode P	0.4 \rightarrow 19	0.2 \rightarrow 23.9	0 \rightarrow 14.2	0 \rightarrow 20.8

TABLE 8.2 – Intervalles de validité, en cm, résultants de l’analyse des PDD d’un champ 1×1 cm^2 pour les faisceaux 6X et 6X FFF. L’origine est à la surface de l’eau.

On peut remarquer que, cette fois, le paramètre de différence de dose employé dans l’ana-

lyse gamma influence le résultat : la décroissance du PDD avec la profondeur est assez lente, ce qui implique que le gradient de dose est faible, donc la différence de dose peut influencer de façon importante l'analyse.

On note également que la diode P donne des résultats, à l'apparence, meilleurs de la diode E : cela avait déjà été remarqué lors du travail de Mela [26], dans l'étude du champ $2 \times 2 \text{ cm}^2$. Ce phénomène est dû à la présence du blindage : la haute densité de celui-ci comporte un coefficient d'absorption d'énergie important qui induit une augmentation de la fluence des électrons secondaires vers la partie active [1]. Une diode blindée fournit donc une surréponse proportionnelle à la contribution des photons de basse énergie, présents en profondeur, qui contrebalance la différence entre le calcul et la mesure.

En moyennant les résultats des détecteurs, on peut affirmer que le calcul d'Eclipse correspond aux mesures jusqu'aux profondeurs suivantes :

- pour une analyse $\gamma(3\%, 1 \text{ mm})$:
 - 16.3 cm un faisceau 6X ;
 - 13.2 cm un faisceau 6X FFF.
- pour une analyse $\gamma(5\%, 1 \text{ mm})$:
 - 22.9 cm un faisceau 6X ;
 - 19.2 cm un faisceau 6X FFF.

Pour la discussion des résultats, il faut d'abord considérer que la largeur moyenne d'un crâne humain est de l'ordre de 15/20 cm.

Nous pouvons, donc, affirmer que les calculs du TPS donnent un résultat cohérent avec les mesures, du moins pour une situation clinique courante, à moins de 3% pour le faisceau 6X et 5% pour le 6X FFF.

8.3 FOC

Les valeurs des facteurs d'ouverture du collimateur mesurées sont exposées dans le tableau 8.3, pour les faisceaux 6X et 6X FFF ; dans le même tableau, on présente la valeur moyenne résultante pour chaque faisceau, avec l'écart maximum comme erreur.

	microDiamond	microSilicon	diode E	diode P	film	Moyenne
6X	0.732	0.728	0.722	0.700	0.765	0.729 ± 0.036
6X FFF	0.755	0.751	0.744	0.719	0.804	0.754 ± 0.050

TABLE 8.3 – Valeurs des FOC du champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$, mesurées avec les différents détecteurs, pour un faisceau 6X et un faisceau 6X FFF.

Les écarts les plus importants sont liés aux mesures effectuées avec la diode P et les films Gafchromic.

Premièrement, on remarque que les valeurs de FOC données par la diode blindée sont inférieures à la moyenne : comme expliqué dans le paragraphe précédent, le blindage installé à la surface induit une réponse plus haute aux photons diffusés, présents en plus grande quantité

dans le champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$. On obtient, donc, une sous-estimation de la valeur du FOC.

Deuxièmement, à l'inverse, les mesures par film nous donnent des valeurs supérieures à la moyenne : ce résultat est probablement dû à une erreur de manipulation, de conservation ou bien lié à la qualité des films.

On peut revoir la moyenne en excluant les deux valeurs extrêmes : les résultats obtenus diffèrent de 0.3% pour le faisceau 6X et 0.5% pour le 6X FFF : les écarts à la moyenne des deux valeurs extrêmes se contrebalancent et donnent une variation des moyennes globales inférieure à 1% et négligeable.

On remarque, finalement, que les valeurs moyennes des FOC mesurées concordent avec celles calculées par Eclipse et présentées dans le tableau 7.2 :

- on a un écart de -1.2%, pour le faisceau 6X,
- on a un écart de +1.1%, pour le faisceau 6X FFF.

Cet écart est inférieur à la tolérance généralement admise pour la variation de ce paramètre, qui est de 2% [46] : on peut affirmer que cette dernière quantité dosimétrique est correctement modélisée par le TPS.

Chapitre 9

Comparaison des plans RapidArc vs HyperArc

Dans ce chapitre je vais exposer les valeurs des différents indices évalués dans les différents plans et on en discutera la signification.

9.1 Indices de conformité

Dans le tableau 9.1 on a reporté les indices de conformité RTOG et dans le tableau 9.2 ceux de Paddick pour les différents plans réalisés.

INDICES DE QUALITÉ	CI (RTOG)	
	RapidArc	HyperArc
Technique Plan		
1.1 BC	1.39	1.32
1.2 AAG	1.36	1.62
1.3 AXP	1.49	1.34
2.1 BC+MG	1.23	1.64
2.2 BC+AXP	1.42	1.20
2.3 AAG+APD	1.64	1.33
3 MG+AAG+APD	1.33	1.70

TABLE 9.1 – Tableau des indices de conformité CI_{RTOG} des plans réalisés au moyen des options RapidArc et HyperArc.

INDICES DE QUALITÉ		CI (Paddick)	
Plan	Technique	RapidArc	HyperArc
	1.1 BC		0.72
1.2 AAG		0.73	0.62
1.3 AXPB		0.67	0.74
2.1 BC+MG		0.82	0.61
2.2 BC+AXPB		0.70	0.84
2.3 AAG+APB		0.61	0.75
3 MG+AAG+APB		0.75	0.59

TABLE 9.2 – Tableau des indices de conformité $CI_{Paddick}$ des plans réalisés au moyen des options RapidArc et HyperArc.

On peut remarquer tout de suite que, étant donné que la planification est à chaque fois normalisée de façon telle que 20 Gy couvrent 100% du PTV, le volume TV_{RI} équivaut au TV.

L'indice de conformité défini par Paddick se simplifie :

$$CI_{Paddick} = \frac{TV_{RI}^2}{TV \times V_{RI}} = \frac{TV}{V_{RI}} \quad (9.1)$$

Avec l'équation 7.1 on trouve que :

$$CI_{Paddick} = \frac{1}{CI_{RTOG}} \quad (9.2)$$

Dans le cadre de cet étude, les deux indices de conformité sont, donc, équivalents : nous pouvons discuter uniquement les indices de Paddick.

Pour comparer plus aisément les deux possibilités, nous pouvons effectuer la moyenne des indices pour les plans de la même modalité. On trouve que :

# Lésions	RapidArc	HyperArc
1	0.71 ± 0.04	0.71 ± 0.09
2	0.71 ± 0.11	0.73 ± 0.12

TABLE 9.3 – Tableau des moyennes des indices de conformités (Paddick) des groupes de plans réalisés.

À partir du tableau 9.3 on peut dire que :

- pour les plans à 1 lésion, le CI moyen vaut 0.71 pour les deux options, avec des intervalles d'erreur comparables ;

- pour les plans à 2 lésions, le CI moyen vaut 0.71 pour RapidArc et 0.73 pour HyperArc et en considérant la superposition des intervalles d'erreur, la différence entre les deux valeurs est peu significative ;
- pour le plan à 3 lésions, le CI vaut 0.75 pour RapidArc et 0.59 pour HyperArc (différence de 27.1%).

On en conclut que :

- pour les plans à une ou deux lésions, puisque les CI trouvés sont équivalents, il n'y pas de prédominance d'une technique sur l'autre ;
- pour le plan à trois lésions, la différence est significative : le plan RapidArc est meilleur que le plan HyperArc ;

9.2 Indice de gradient

Dans le tableau 9.4 on a reporté les indices de gradient pour les différents plans réalisés.

INDICES DE QUALITÉ	GI	
	RapidArc	HyperArc
Technique Plan		
1.1 BC	4.19	5.93
1.2 AAG	5.12	4.65
1.3 AXP	4.50	5.64
2.1 BC+MG	6.14	6.02
2.2 BC+AXP	5.71	6.81
2.3 AAG+APD	5.78	6.13
3 MG+AAG+APD	5.56	5.37

TABLE 9.4 – Tableau des indices de gradient des plans réalisés au moyen des options RapidArc et HyperArc.

En effectuant la moyenne des indices pour les plans de la même modalité, on trouve que :

# Lésions	RapidArc	HyperArc
1	4.6 ± 0.5	5.4 ± 0.8
2	5.9 ± 0.3	6.3 ± 0.5

TABLE 9.5 – Tableau des moyennes des indices de gradient des groupes de plans réalisés.

À partir du tableau 9.5 on peut dire que :

- pour les plans à 1 lésion, le GI moyen vaut 4.6 pour RapidArc et 5.4 pour HyperArc. Le recouvrement partiel des intervalles d'erreur indique que la différence peut être considérée comme non significative ;
- pour les plans à 2 lésions, le GI moyen vaut 5.9 pour RapidArc et 6.3 pour HyperArc. Le recouvrement partiel des intervalles d'erreur indique que, dans ce cas aussi, la différence n'est pas significative ;
- pour le plan à 3 lésions, le GI vaut 5.6 pour RapidArc et 5.4 pour HyperArc (différence de 3.5%).

De manière générale, on en conclut que les deux options atteignent des niveaux de gradient de dose semblables pour la totalité des plans examinée.

9.3 Indice d'homogénéité

Dans le tableau 9.6 on a reporté les indices d'homogénéité pour les différents plans réalisés.

INDICES DE QUALITÉ		HI	
Plan	Technique	RapidArc	HyperArc
	1.1 BC		0.16
1.2 AAG		0.12	0.17
1.3 AXP		0.04	0.22
2.1 BC+MG		0.06	0.22
2.2 BC+AXP		0.06	0.22
2.3 AAG+APD		0.07	0.19
3 MG+AAG+APD		0.05	0.21

TABLE 9.6 – Tableau des indices d'homogénéité des plans réalisés au moyen des options RapidArc et HyperArc.

# Lésions	RapidArc	HyperArc
1	0.11 ± 0.07	0.21 ± 0.04
2	0.06 ± 0.01	0.21 ± 0.02

TABLE 9.7 – Tableau des moyennes des indices d'homogénéité des groupes de plans réalisés.

À partir du tableau 9.7 on peut affirmer que :

- pour les plans à 1 lésion, le HI moyen vaut 0.11 pour RapidArc et 0.21 pour HyperArc, avec des intervalles d'erreur clairement distincts ;

- pour les plans à 2 lésions, le HI moyen vaut 0.06 pour RapidArc et 0.21 pour HyperArc, avec des intervalles d'erreur clairement distincts ;
- pour le plan à 3 lésions, le HI vaut 0.05 pour RapidArc et 0.21 pour HyperArc (différence de 420%).

Tout ceci nous conduit à dire que l'homogénéité obtenue dans les plans faits en RapidArc est nettement meilleure que dans ceux fait en HyperArc, cela pour toutes les configurations examinées.

9.4 Discussion générale

Souvent, dans la planification d'un traitement en radiothérapie, il est nécessaire de faire des compromis entre plusieurs demandes, la plupart du temps inconciliables, ce qui implique un choix entre plusieurs options.

À cet égard, l'expérience du physicien est essentielle pour pouvoir discerner les meilleures options qui donnent le résultat voulu.

Dans l'évaluation globale il faut, donc, résumer ce que nous avons trouvé avec les différents indices avec un regard clinique :

- Au niveau, de la conformité on ne décerne aucune différence entre les plans dans des configurations simples. Seulement dans le cas le plus compliqué, le RapidArc semble meilleur que HyperArc.
- La différence au niveau du gradient n'est pas significative.
- L'indice HI est toujours inférieur dans les plans réalisés en RapidArc.

On en conclut que, pour des traitements stéréotaxiques avec un nombre limité de lésions de 1 cm, les techniques RapidArc et HyperArc s'équivalent au niveau de la conformité du plan ou du gradient de dose, mais différente de façon nette dans l'homogénéité de la couverture, où la première apporte de meilleurs résultats.

Finalement, pour notre utilisation routinière, la licence HyperArc n'apporte pas des bénéfices dans la planification.

Chapitre 10

QA et Conclusion

Pour clôturer le projet, on a aussi testé la faisabilité clinique des plans stéréotaxiques calculés et on exposera ensuite les conclusions de ce travail.

10.1 QA

La pratique commune en radiothérapie prévoit la vérification du plan avant le début du traitement. Dans le CHU Tivoli ceci est fait, principalement, par PDIP.

L'imageur portal, qu'on a mentionné dans le chapitre 6, est en effet composé par une matrice de photodiodes qui peut être utilisée pour mesurer la distribution de la fluence délivrée par chaque arc, comme décrit dans la littérature par Ma Yangguang [47] et Ann Van Esch [48]. On a mesuré tous les arcs des plans qu'on a utilisés dans le travail et on a réalisé des analyses γ entre la dose mesurée et la dose prédite par Eclipse. Un exemple de dosimétrie portale est reporté en figure 10.1.

De manière générale, les résultats n'ont pas satisfait tous les critères d'assurance qualité. En prenant les plans BC, BC+MG et MG+AAG+APD et, en calculant les moyennes des surfaces avec $\gamma(3\%, 3mm) < 1$, on obtient :

	BC	BC+MG	MG+AAG+APD
RA	99.8	96.5	87.7
HA	99.5	99.0	90.4

TABLE 10.1 – Valeurs moyennes (en %) des analyses gamma des arcs des plans sélectionnés, pour RapidArc et HyperArc.

On remarque que :

- le nombre de lésions a une influence importante sur le résultat,
- les mesures des plans fait par HyperArc présentent une meilleure cohérence au calcul,

- la plupart des régions rejetées par l'analyse sont caractérisées par des lames principalement fermées (effet également visible dans la figure 10.1).

Cette expérience supplémentaire nous confirme que cette mesure n'est pas suffisante pour des traitements stéréotaxiques.

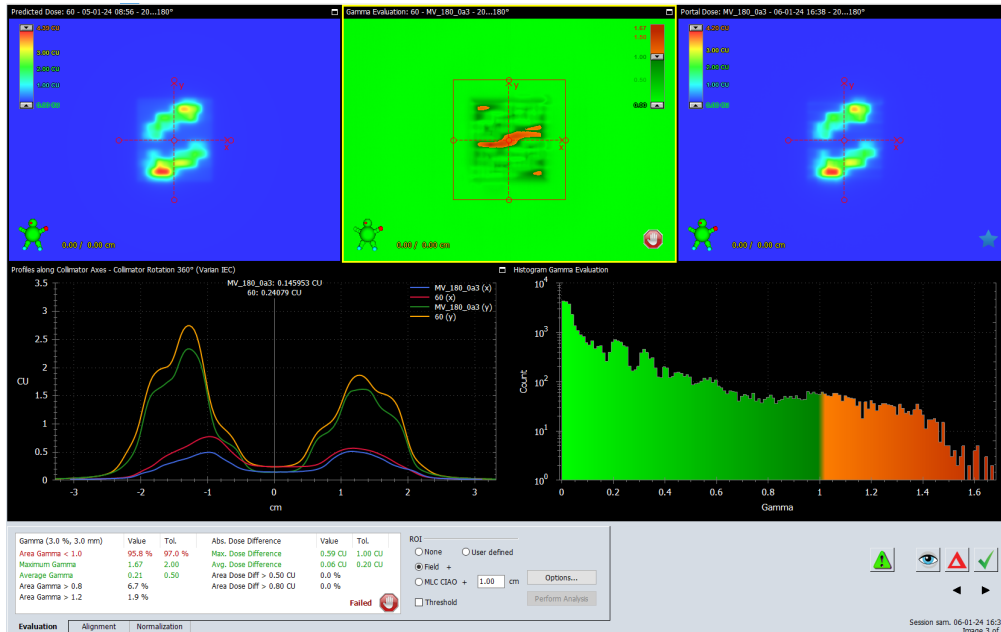


FIGURE 10.1 – Exemple d'analyse des résultats de QA par PDIP. (Image personnelle)

10.2 Conclusion

L'objectif primaire de ce travail était d'effectuer une évaluation qualitative de la modalité HyperArc, proposée par Varian, dans le cadre des traitements en radiothérapie stéréotaxique, où le CHU Tivoli désire progresser.

Pour faire cela, on a d'abord dû valider l'application clinique du champ $1 \times 1 \text{ cm}^2$, important dans le traitement des lésions de taille réduite.

Au moyen de plusieurs types et modèles de détecteurs, on a analysé les propriétés dosimétriques de ce champ, produit par un TrueBeam avec un faisceau d'énergie 6X et un d'énergie 6X FFF, et vérifié l'exactitude du calcul du TPS.

On a mesuré les profils (inline et crossline), les PDD et les facteurs d'ouverture du collimateur dans un fantôme d'eau et on a calculé les mêmes quantités dans le TPS Eclipse (version 16, avec l'algorithme Acuros XB). Toutes les mesures ont été faites dans les mêmes conditions du commissioning, qui ont été détaillées dans le chapitre 6.

Nous avons comparé le calcul et la mesure correspondante dans le logiciel d'analyse dosimétrique Profeel, avec un indice γ (3%, 1mm) ou γ (5%, 1mm), pour établir des intervalles spatiaux de correspondance : ces derniers définissent les régions pour lesquelles on considère le calcul du TPS comme fiable et conforme à la réalité.

Nous avons trouvé que les profils correspondent aux mesures jusqu'à la région de l'ombre, où, le fait d'avoir utilisé un index γ local produit souvent des valeurs supérieures à l'unité.

Les PDD sont correspondants du moins pour les profondeurs rencontrées dans la pratique clinique, de l'ordre de 15/20 cm.

Pour finir, on a trouvé que la valeur mesurée des FOC correspond à celle calculée à environ 1% près, ce qui est la moitié de la tolérance demandée lors du contrôle de ce paramètre.

L'ensemble des résultats est correct et on peut conclure que la distribution de la dose est bien calculée par le TPS pour des profondeurs typiques des traitements intracrâniens, et ce pour les deux énergies examinées.

Ensuite nous sommes passés à l'évaluation de la licence HyperArc.

Avec HyperArc, Varian nous propose un outil de planification dédié à la radiothérapie stéréotaxique, avec principalement des nouveaux algorithmes d'optimisation ad hoc.

L'intérêt ici est d'estimer le gain en qualité des traitements que ce dernier pourrait nous apporter.

Pour ce faire on a préparé des plans avec 1, 2 et 3 lésions, pour un total de 7, sur un patient test : chacune de ces dosimétries a été réalisée par aussi bien RapidArc, avec le protocole habituel, que par HyperArc, en maintenant les paramètres proposés.

Une fois prêts, on a étudié la qualité des plans au moyen de quatre indices : les indices de conformité CI_{RTOG} et $CI_{Paddick}$, celui de gradient GI et celui d'homogénéité HI_{ICRU83} .

En examinant tels résultats on n'a constaté aucune différence au niveau de la conformité de l'irradiation au volume de la cible ou du gradient de dose.

Cependant, on a trouvé une différence remarquable au niveau de l'homogénéité de la dose : les plans réalisés via HyperArc présentent une dose moins homogène que ceux réalisés en utilisant RapidArc.

Au niveau de la qualité de planification de traitement, on peut affirmer que la licence HyperArc n'apporte pas au service du CHU Tivoli un gain important.

En concluant ce travail on peut observer que, dans le cadre de la validation des petits champs, il serait intéressant d'ajouter des résultats obtenus par simulation Monte Carlo : ce projet est déjà en cours. En utilisant le logiciel EGS et les espaces de phases fournis par Varian, on obtiendra un calcul pour un champ de 1x1 cm² dans l'eau, à comparer aux calculs d'Eclipse. Ce projet requiert une certaine connaissance du programme et un temps considérable de préparation.

Ensuite, les résultats du QA devront être à nouveau évalués avec la nouvelle version d'Eclipse : le service de radiothérapie du CHU Tivoli a programmé l'upgrade d'Aria v.16 vers Aria v.18, dans les prochains mois. Dans la nouvelle version il y a, en particulier, une nouvelle modélisation des lames du MLC, décrite par Ann Van Esch et al. [49].

Dans la figure 10.2 on peut voir la différence entre le simple modèle binaire couramment employé et le nouveau modèle avec une reproduction plus précise de la transmission des lames. Cette innovation apportera, en principe, une correction significative au calcul, en particulier dans les petites ouvertures de champ et dans les régions hors de l'axe du faisceau, jusqu'à 10% de différence.

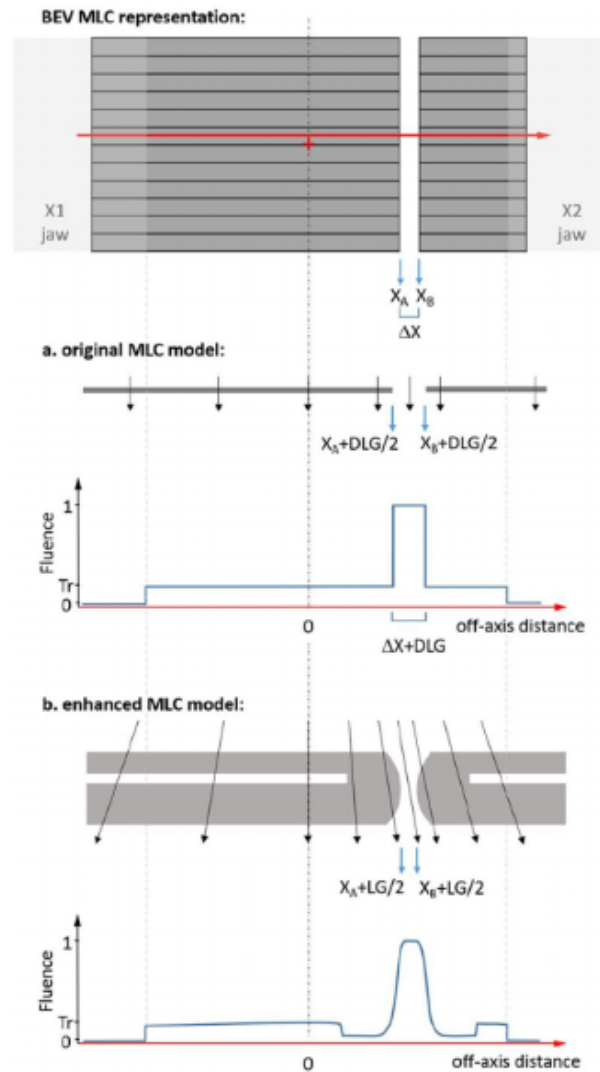


FIGURE 10.2 – Modélisation du MLC, courante de Eclipse v.16 (a) et améliorée de Eclipse v.18 (b). [49]

En considérant cela, il sera, alors, intéressant de vérifier en quelle mesure les résultats de QA de HyperArc seront influencés et si la conclusion ici atteinte sera toujours valable. Les mesures par PDIP nous ont également confirmé qu'il sera nécessaire de mettre en place une nouvelle procédure pour la vérification des traitements stéréotaxiques, par exemple les systèmes Octavius SRS, qui est basé sur une matrice 2D de petites chambres d'ionisations espacées de 2.5 mm, pour des champs de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ au maximum. Pour finir, on pourra aussi évaluer le gain potentiel qu'on obtiendrait en utilisant un modèle MLC HD : celui-ci est équipé avec des lames de largeur de 2.5 mm à l'isocentre et une collimation aussi fine produira sûrement une fluence plus adaptée à des volumes si petits.

Bibliographie

- [1] *Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy*. Number 483 in Technical Reports Series. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Vienna, 2017. ISBN 978-92-0-105916-1. URL <https://www.iaea.org/publications/11075/dosimetry-of-small-static-fields-used-in-external-beam-radiotherapy>.
- [2] *Process Management and Quality Assurance for Intracranial Stereotactic Treatment*. Number 25 in Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry Subcommittee “Uniformity Dosimetry Protocols”, Delft, The Netherlands, 2015. URL <https://doi.org/10.25030/ncs-025>.
- [3] Bo Nilsson. *4 Radiation Dosimetry*, pages 137–189. De Gruyter Open Poland, Warsaw, Poland, 2015. ISBN 978-3-11-044206-9. doi : doi:10.1515/9783110442069-004. URL <https://doi.org/10.1515/9783110442069-004>.
- [4] Dr. Rossella Vidimari Department of Medical Physics Trieste Hospital. Relative dosimetry : output factors, profiles, penumbra and depth functions. In *International Centre for Theoretical Physics*, Regione Autonoma Friuli Venezia Giulia, Italia, Nov 2023. Azienda Sanitaria Universitaria Integrata di Trieste.
- [5] M. Bencheikh, A. Maghnouj, and J. Tajmouati. Percentage depth dose fragmentation for investigating and assessing the photon beam dosimetry quality. *Journal of Radiotherapy in Practice*, 18(3) :280–284, 2019.
- [6] Ganesh Narayanasamy, Daniel Saenz, Wilbert Cruz, Chul Ha, Niko Papanikolaou, and Sotirios Stathakis. Commissioning an elekta versa hd linear accelerator. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 17 :179, 01 2016. doi : 10.1120/jacmp.v17i1.5799.
- [7] J. Chavaudra and A. Bridier. Définition des volumes en radiothérapie externe : rapports icru 50 et 62. *Cancer/Radiothérapie*, 5(5) :472–478, 2001. ISSN 1278-3218. doi : [https://doi.org/10.1016/S1278-3218\(01\)00117-2](https://doi.org/10.1016/S1278-3218(01)00117-2). URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1278321801001172>.
- [8] Luca Pellegrini. Applications et techniques spéciales en radiothérapie. .
- [9] J.-J. Mazon, C.-A. Valéry, G. Boisserie, and P. Cornu. Historique de la radiochirurgie. *Cancer/Radiothérapie*, 16 :S2–S4, 2012. ISSN 1278-3218. doi :

- <https://doi.org/10.1016/j.canrad.2011.09.004>. URL
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1278321812000686>.
 Radiochirurgie et radiothérapie en conditions stéréotaxiques intracrânienne coordonné par Marc-André Mahé et Igor Latorzeff.
- [10] Dumont Chloé. *Implémentation de la radiochirurgie du nerf trijumeau : commissionnement d'un faisceau 6 MV FFF collimaté par un cône de 4 mm et proposition d'un programme d'assurance de qualité*. PhD thesis, Université de Liège, 2020.
- [11] Varian Medical Systems. Hyperarc high definition radiotherapy, Oct 2022. URL https://varian.widen.net/s/qq5n9nbb5j/hyperarc_brochure_rad11013_oct2022_singlepage. Consulté le 20 décembre 2023.
- [12] Luca Pellegrini. Communication personnelle. .
- [13] *Small Field Dosimetry Application Guide*. Technical Note. PTW, The Dosimetry Company, Freiburg, 2020.
- [14] *Code of Practice for the Absorbed Dose Determination in High Energy Photon and Electron Beams*. Number 18 in Netherlands Commission on Radiation Dosimetry. Netherlands Commission on Radiation Dosimetry Subcommittee “Uniformity Dosimetry Protocols”, Delft, The Netherlands, 2012. URL <https://doi.org/10.25030/ncs-018>.
- [15] Alemeh Sadrollahi. *Monte-Carlo simulation of the Siemens Artiste linear accelerator flat 6 MV and flattening-filter-free 7 MV beam line*. PhD thesis, 01 2018.
- [16] ManojKumar Semwal. Khan’s the physics of radiation therapy. *Journal of Medical Physics*, 45 :134, 01 2020. doi : 10.4103/jmp.JMP_17_20.
- [17] Jon David Jackson. Classical electrodynamics, 3rd edition. 1998. URL <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:119985144>.
- [18] Simon Valdenaire. *Mise en place et utilisation des faisceaux FFF en radiothérapie : radiobiologie, caractérisation physique, contrôles qualité, modélisation et planification de traitement*. PhD thesis, Aix-Marseille, 2017.
- [19] Manon Jaumot. *Commissioning et dosimétrie de faisceaux sans cône égalisateur produits par un nouvel accélérateur linéaire : le TrueBeam STx*. PhD thesis, Université de Liège, 2011-2012.
- [20] *Radiation Oncology Physics*. Non-serial Publications. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Vienna, 2005. ISBN 92-0-107304-6. URL <https://www.iaea.org/publications/7086/radiation-oncology-physics>.
- [21] COMITE CONSULTATIF DES LES ETALONS DE MESURE DES RAYONNEMENTS IONISANTS (SECTION I). *Correction d’Humidité*. Bureau International des Poids et Mesures, Sèvres, France, 1977.

- [22] *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. Number 398 in Technical Reports Series. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Vienna, 2001. ISBN 92-0-102200-X. URL <https://www.iaea.org/publications/5954/absorbed-dose-determination-in-external-beam-radiotherapy>.
- [23] T. Takahashi. Semiconductor devices. In Franco Bassani, Gerald L. Liedl, and Peter Wyder, editors, *Encyclopedia of Condensed Matter Physics*, pages 264–273. Elsevier, Oxford, 2005. ISBN 978-0-12-369401-0. doi : <https://doi.org/10.1016/B0-12-369401-9/00497-6>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B0123694019004976>.
- [24] The Schottky Diode, howpublished = <https://www.electronics-tutorials.ws/diode/schottky-diode.html>. Accessed : 2023-11-30.
- [25] Mariko Suzuki, Satoshi Koizumi, Masayuki Katagiri, Tomio Ono, Naoshi Sakuma, and Hiroaki Yoshida. *Electrical characteristics of n-type diamond Schottky diodes and metal/diamond interfaces*. Wiley Online Library, 2007. doi : 10.1002/pssa.200671124.
- [26] Mela Lorenzo. *Validation des petits champs de photons pour une utilisation en radiothérapie stéréotaxique appliquée aux régions pulmonaires*. PhD thesis, Université de Liège, 2019-2020.
- [27] Yuichi Akino, Masateru Fujiwara, Keita Okamura, Hiroya Shiomi, Hirokazu Mizuno, Fumiaki Isohashi, Osamu Suzuki, Yuji Seo, Keisuke Tamari, and Kazuhiko Ogawa. Characterization of a microSilicon diode detector for small-field photon beam dosimetry. *Journal of Radiation Research*, 61(3) :410–418, 03 2020. ISSN 1349-9157. doi : 10.1093/jrr/rraa010. URL <https://doi.org/10.1093/jrr/rraa010>.
- [28] Karin Eklund and Anders Ahnesjö. Modeling silicon diode energy response factors for use in therapeutic photon beams. *Physics in Medicine and Biology*, 54(20) :6135, sep 2009. doi : 10.1088/0031-9155/54/20/007. URL <https://dx.doi.org/10.1088/0031-9155/54/20/007>.
- [29] Zahra Harzanji, Mohamad Larizadeh, Nasim Namiranian, and Abolfazl Nickfarjam. Evaluation and comparison of dosimetric characteristics of semiflex®3d and microdiamond in relative dosimetry under 6 and 15 mv photon beams in small fields. *Journal of biomedical physics and engineering*, 12 :477–488, 10 2022. doi : 10.31661/jbpe.v0i0.2008-1160.
- [30] J. U. Wuerfel. Dose measurements in small fields. 2013. URL <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:15545821>.
- [31] Azam Niroomand-Rad, Charles Robert Blackwell, Bert M. Coursey, Kenneth P. Gall, James M. Galvin, William L. McLaughlin, Ali S. Meigooni, Ravinder Nath, James E. Rodgers, and Christopher G. Soares. Radiochromic film dosimetry : Recommendations of aapm radiation therapy committee task group 55. *Medical Physics*, 25(11) : 2093–2115, 1998. doi : <https://doi.org/10.1118/1.598407>. URL <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.598407>.

- [32] Wrya Parwaie, Soheila Refahi, Mahdieh Afkhami Ardekani, and Bagher Farhood. Different dosimeters/detectors used in small-field dosimetry : Pros and cons. *Journal of Medical Signals and Sensors*, 8(1) :195, 07 2018. ISSN 0360-3016. doi : https://10.4103/jmss.JMSS_3_18.
- [33] Slobodan Devic. Radiochromic film dosimetry : Past, present, and future. *Physica Medica*, 27(3) :122–134, 2011. ISSN 1120-1797. doi : <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2010.10.001>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1120179710000578>.
- [34] Luca Pellegrini. Dosimétrie. 2022.
- [35] Alexander Maslowski, Adam Wang, Mingshan Sun, Todd Wareing, Ian Davis, and Josh Star-Lack. *Acuros CTS : A fast, linear Boltzmann transport equation solver for computed tomography scatter - Part I : Core algorithms and validation*, volume 45. Wiley Online Library, 2018.
- [36] K. Bush, I. M. Gagne, S. Zavgorodni, W. Ansbacher, and W. Beckham. *Acuros XB : Validation dosimétrique avec les méthodes Monte Carlo pour les calculs de dose de photons*, volume 38. Wiley Online Library, 2011. URL 1.
- [37] PTW Dosimetry. Beamscan – automated 3d water phantom for linac commissioning and qa, 2023. URL <https://www.ptwdosimetry.com/en/products/beamscan>. Consulté le 7 décembre 2023.
- [38] Tomppa Pakarinen and Jarkko Ojala. Profeel—an open source dosimetry data visualization and analysis software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 212 :106457, 2021. ISSN 0169-2607. doi : <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2021.106457>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0169260721005319>.
- [39] Saadia Benhalouche. *Simulation Monte Carlo GATE en radiothérapie pour des faisceaux complexes et dynamiques en IMRT*. PhD thesis, Université de Bretagne occidentale - Brest, 2014.
- [40] Ann-Britt Schönfeld, Daniela Poppinga, Rafael Kranzer, Rudy Leon De Wilde, Kay Willborn, Björn Poppe, and Hui Khee Looe. Technical note : Characterization of the new microsilicon diode detector. *Medical Physics*, 46(9) :4257–4262, 2019. doi : <https://doi.org/10.1002/mp.13710>. URL <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/mp.13710>.
- [41] Julia Stanley, Karen Breitman, Peter Dunscombe, David P Spencer, and Harold Lau. Evaluation of stereotactic radiosurgery conformity indices for 170 target volumes in patients with brain metastases. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 12(2) : 3449, 2011.
- [42] Loïc Feuvret, Georges Noël, Jean-Jacques Mazon, and Pierre Bey. Conformity index : A review. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*Physics*, 64(2) : 333–342, 2006. ISSN 0360-3016. doi : <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2005.09.028>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360301605027197>.

- [43] Ian Paddick. A simple scoring ratio to index the conformity of radiosurgical treatment plans. *Journal of neurosurgery*, 93(3) :219–222, 2000.
- [44] Ian Paddick and Bodo Lippitz. A simple dose gradient measurement tool to complement the conformity index. *Journal of Neurosurgery*, 105(Suppl) :194–201, 2006.
- [45] Norbert Hodapp. The icru report 83 : prescribing, recording and reporting photon-beam intensity-modulated radiation therapy (imrt). *Strahlentherapie und Onkologie : Organ der Deutschen Röntgengesellschaft ... [et al]*, 188 :97–9, 01 2012. doi : 10.1007/s00066-011-0015-x.
- [46] Eric E. Klein, Joseph Hanley, John Bayouth, Fang-Fang Yin, William Simon, Sean Dresser, Christopher Serago, Francisco Aguirre, Lijun Ma, Bijan Arjomandy, Chihray Liu, Carlos Sandin, and Todd Holmes. Task group 142 report : Quality assurance of medical accelerators. *Medical Physics*, 36(9Part1) :4197–4212, 2009. doi : <https://doi.org/10.1118/1.3190392>. URL <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1118/1.3190392>.
- [47] Y Ma, X Wang, R Mai, T Wang, Y Pei, S Liu, and Y Guo. An electronic portal image device (epid)-based multiplatform rapid daily linac qa tool. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 22(1) :45–58, 2021. doi : 10.1002/acm2.13055. URL <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/acm2.13055>.
- [48] Ann Van Esch, Dominique P. Huyskens, Lukas Hirschi, Stefan Scheib, and Christof Baltes. Optimized varian asi portal dosimetry : development of datasets for collective use. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 14(6) :82–99, 2013. doi : <https://doi.org/10.1120/jacmp.v14i6.4286>. URL <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1120/jacmp.v14i6.4286>.
- [49] Ann Van Esch, Antti Kulmala, Ronan Rochford, Juha Kauppinen, and Ari Harju. Testing of an enhanced leaf model for improved dose calculation in a commercial treatment planning system. *Medical Physics*, 49(12) :7754–7765, 2022. doi : <https://doi.org/10.1002/mp.16019>. URL <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/mp.16019>.
- [50] I. Ciancaglioni, Marco Marinelli, E. Milani, G. Prestopino, C. Verona, G. Verona-Rinati, R. Consorti, A. Petrucci, and F. De Notaristefani. Dosimetric characterization of a synthetic single crystal diamond detector in clinical radiation therapy small photon beams. *Medical Physics*, 39(7Part1) :4493–4501, 2012. doi : 10.1118/1.4729739.
- [51] Maria D. Falco, Marco Marinelli, Giuseppe Prestopino, Claudio Verona, and G. Verona-Rinati. Synthetic single crystal diamond diodes for radiotherapy dosimetry. *2015 1st Workshop on Nanotechnology in Instrumentation and Measurement (NANOFIM)*, pages 172–175, 2015. URL <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:51921066>.
- [52] International Electrotechnical Commission. Medical electrical equipment. dosimeters with ionization chambers as used in radiotherapy. *IEC*, 1997.

- [53] Bureau International des Poids et Mesures. Comité consultatif des étalons de mesure des rayonnements ionisants (section i), correction d'humidité, ccmri(i) r(i)-30. Sèvres, France, 1977.
- [54] Robert Timmerman. A story of hypofractionation and the table on the wall. *International Journal of Radiation Oncology*Biophysics*, 112(1) :4–21, 2022. ISSN 0360-3016. doi : <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2021.09.027>. URL <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360301621028315>.
- [55] Suk Lee, Yuan Jie Cao, and Chul Yong Kim. Physical and radiobiological evaluation of radiotherapy treatment plan. In Mitsuru Neno, editor, *Evolution of Ionizing Radiation Research*, chapter 5. IntechOpen, Rijeka, 2015. doi : 10.5772/60846. URL <https://doi.org/10.5772/60846>.
- [56] Tatsiana A Reynolds, Andrew R Jensen, Ellen E Bellairs, and Mustafa Ozer. Dose gradient index for stereotactic radiosurgery/radiation therapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 20(1) :10–18, 2019.