

Mémoire

Auteur : Mercanti, Nicolas

Promoteur(s) : 25269

Faculté : Faculté des Sciences

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

Année académique : 2024-2025

URI/URL : <http://hdl.handle.net/2268.2/23886>

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.



UNIVERSITÉ DE LIÈGE
FACULTÉ DES SCIENCES
DÉPARTEMENT DE PHYSIQUE

**Impression 3D d'un fantôme pour un
test end-to-end pour les traitements
SRT et SBRT pelvis**

Auteur : NICOLAS MERCANTI

Promoteur :
LUCA PELLEGRI

Comité de lecture :
MICHEL MATHOT
LAURENT DREESEN
GAUTHIER COUSSEMENT
HERMINE MABOUFIN TCHUISSEU

Travail présenté en vue de l'obtention du grade de Master en
Sciences Physiques

ANNÉE ACADEMIQUE 2024–2025

“Nothing in life is to be feared, it is only to be understood. Now is the time to understand more, so that we may fear less.”

Marie Skłodowska Curie

Remerciements

Alors que ce travail touche à sa fin, je tiens à exprimer ma reconnaissance envers tous ceux sans qui cela n'aurait pas été possible.

En premier lieu, je remercie sincèrement mon promoteur et maître de stage, Luca Pellegrini, qui a supervisé ce travail. Lors de cette année, que j'ai principalement passée à ses côtés au CHU de Tivoli à la place des habituels bancs de l'université, j'ai acquis une expérience inestimable grâce à sa pédagogie, sa patience et ses innombrables connaissances en physique médicale. Mes remerciements s'adressent également à Valérie Jarbinet, Vanessa Deshayes (que je remercie de plus pour la relecture) et Gabriele De Gaetano pour leur accueil chaleureux et tous les conseils qu'ils m'ont également donnés. Je considère que cette année de stage en hôpital et de mémoire m'a changée pour le mieux, et je les remercie tous pour ça.

Je manifeste de plus toute ma gratitude envers les membres de mon comité de lecture pour avoir accepté cette tâche. J'espère que mon investissement dans ce travail transparaîtra tout au long du manuscrit et que la lecture en sera appréciable.

Merci également à Nicolas Vandewalle et au GRASP de m'avoir laissé utiliser leur imprimante pour les pièces les plus conséquentes, malgré les temps d'impression farouchement demandés par ces mêmes pièces. Merci aussi à Silvana Infantino d'avoir gentillement accepté que j'aille analyser les films de mesure dans le service de radiothérapie de l'hôpital de Jolimont, sans quoi l'analyse des résultats aurait été une tâche bien ardue.

Je remercie profondément mes parents, qui m'ont toujours soutenu tout au long de ma vie et de mes études et qui ont toujours cherché à me donner un maximum de cartes en main pour favoriser ma réussite. Je ne manquerai pas non plus de remercier ma soeur, dont la compagnie m'a toujours été indispensable et que je n'échangerai pour rien au monde. Merci aussi à ma cousine/marraine par adoption d'avoir accepté de relire ce manuscrit.

J'ai également une pensée pour tous mes amis, ceux qui sont là depuis bien longtemps comme ceux que j'ai rencontrés tout au long de ce parcours. Je suis certain que leur influence positive a fait de moi ce que je suis aujourd'hui et pour cela, je leur dis merci.

Enfin, je remercie infiniment Ambre pour son soutien indéfectible tout au long de cette année et d'avoir toujours été là pour moi envers et contre tout. Je lui dédie ce mémoire car je n'y serai pas arrivé sans elle.

Table des matières

Introduction	1
1 Impression 3D	3
1.1 Introduction	3
1.2 Historique et impression par extrusion	4
1.3 Radiothérapie et impression 3D	7
2 Petits Champs	13
2.1 Introduction	13
2.2 Définition des petits champs	14
2.2.1 Perte de l'équilibre électronique latéral	14
2.2.2 Occlusion de la source	17
2.2.3 Taille du détecteur	18
2.3 Durcissement du faisceau	20
2.4 Dosimétrie	20
2.4.1 Théorie des cavités	20
2.4.2 Détermination des facteurs d'ouverture du collimateur	22
3 Faisceaux FFF	25
3.1 Intérêt des faisceaux FFF	25
3.2 Description mathématique	26
3.3 Dosimétrie	27
3.3.1 Profil	27
3.3.2 Rendement en profondeur et énergie moyenne	29
3.3.3 Facteur d'ouverture du collimateur	31
4 Stéréotaxie	33
4.1 Intérêt et premiers systèmes	33
4.2 Systèmes frame-based non invasif et frameless	34
4.3 Machines adaptées à la stéréotaxie	36
5 DéTECTEURS	39
5.1 Chambre d'ionisation de Farmer	39
5.2 Détecteur à diamant	43
5.3 Film radiochromique	45

TABLE DES MATIÈRES

6 Matériel	47
6.1 Accélérateur linéaire	47
6.2 Simulateur CT	51
6.3 Eclipse	52
6.4 Impression 3D	54
6.5 DéTECTEURS	55
7 Méthodes	57
7.1 Test end-to-end	57
7.2 Conception du fantôme	58
7.3 Préparation des plans testés	61
7.4 PDIP	62
7.5 Manipulation des détecteurs	63
7.5.1 MicroDiamond	63
7.5.2 Film	64
7.6 Analyse des résultats	66
8 Résultats	69
8.1 Positionnement avec le CBCT et Identify	69
8.2 Stéréotaxie cérébrale	70
8.2.1 MicroDiamond	70
8.2.2 PDIP	71
8.2.3 Film radiochromique	72
8.3 SBRT Prostate	73
8.3.1 MicroDiamond	73
8.3.2 PDIP	73
8.3.3 Film radiochromique	74
8.4 Discussion des résultats	75
8.4.1 Positionnement	75
8.4.2 SRT	75
8.4.3 SBRT	76
Conclusion	79

Introduction

Le cancer, dont les méthodes de traitement sont en permanente évolution, est une problématique majeure de la médecine moderne. Parmi les traitements existants, la radiothérapie s'est au fil du temps imposée comme un des acteurs principaux dans la guérison des patients, avec plus de la moitié des patients diagnostiqués d'un cancer y ayant recours. Depuis sa création, la radiothérapie n'a eu de cesse de s'améliorer, tant au niveau des équipements et des méthodes utilisées que du point de vue des connaissances physiques et biologiques sur l'impact des radiations ionisantes dans le corps humain.

De nos jours, les services de radiothérapie sont pourvus d'accélérateurs linéaires d'électrons afin de traiter les patients par voie externe, le plus souvent grâce au flux de rayons X engendrés par le freinage de ces électrons. Les machines actuelles sont d'une grande fiabilité mécanique comme dosimétrique, ce qui permet de les utiliser pour une technique hypofractionnée de haute précision : la stéréotaxie. De base destinée au traitement de petites lésions cérébrales, la stéréotaxie est apparue à une époque où les machines de traitement habituelles étaient bien moins performantes, nécessitant donc des équipements particuliers. Cependant, vu la précision des machines modernes, une grande partie des centres est aujourd'hui capable de réaliser des traitements stéréotaxiques dans le cerveau mais aussi dans d'autres parties du corps, comme les poumons ou la région abdomino-pelvienne.

En 2021, le service de radiothérapie du CHU de Tivoli a acquis deux nouveaux Truebeam, accélérateurs linéaires de la marque Varian. Ces machines sont spécialement conçues pour délivrer des traitements par arcthérapie, où la source de radiations tourne autour du patient, avec une adaptation dynamique de l'ouverture du collimateur pendant l'irradiation. Cette fonctionnalité est d'une grande aide dans la réalisation des traitements stéréotaxiques, permettant de conformer au mieux la dose à la cible tout en réduisant celle reçue par les tissus sains. Les deux Truebeam du CHU de Tivoli sont identiques, si ce n'est que l'un d'eux possède des options supplémentaires, que sont la table 6D et les faisceaux FFF, offrant la possibilité de réaliser des traitements stéréotaxiques. Dès l'achat de ces machines, il y avait donc une volonté claire d'implémenter la stéréotaxie dans le service.

Précédemment, il avait déjà été démontré que l'on pouvait, grâce à l'ancienne machine du CHU de Tivoli, traiter les patients avec des champs jusqu'à des tailles de $2 \times 2 \text{ cm}^2$ en stéréotaxie pulmonaire [1]. Après le commissioning des Truebeam, un test end-to-end avait

INTRODUCTION

été réalisé, à l'aide de fantômes anthropomorphiques prêtés par un autre centre et par la firme PTW, confirmant qu'il était effectivement possible avec ces nouvelles machines, bien plus performantes que l'ancien Clinac, de réaliser des traitements stéréotaxiques [2]. Dans le but de traiter des lésions encore plus petites avec le Truebeam, une validation clinique des champs de taille $1 \times 1 \text{ cm}^2$ a également été réalisée à la suite du premier test end-to-end [3]. Il restait donc à confirmer que les traitements réels utilisant des champs de taille $1 \times 1 \text{ cm}^2$ pouvaient être délivrés aux patients de façon précise, comme prévu par le logiciel de préparation des traitements.

C'est dans ce contexte que vient s'insérer ce travail, où l'on souhaitait de base vérifier s'il était possible de réaliser des traitements stéréotaxiques crâniens à l'aide de champs $1 \times 1 \text{ cm}^2$, vérification effectuée par l'intermédiaire d'un test end-to-end. Cependant, les radiothérapeutes du CHU de Tivoli avaient aussi la volonté grandissante de réaliser des traitements stéréotaxiques sur la prostate, qu'il fallait donc tester également. Ainsi, au lieu d'acheter de nouveaux fantômes, dont le prix est souvent fort élevé, l'idée est venue de recourir à une imprimante 3D afin d'imprimer un fantôme pouvant être utilisé pour réaliser un test end-to-end de ces deux modalités de traitement.

Ce travail porte donc sur l'impression 3D d'un fantôme et de son utilisation dans le cadre d'un test end-to-end de traitements stéréotaxiques du cerveau et de la prostate. La suite de ce manuscrit peut être séparée en deux parties : d'abord une partie introductory comprenant des chapitres sur l'impression 3D, les petits champs, les faisceaux FFF, la stéréotaxie et les détecteurs, qui servira de base et permettra d'effectuer des rappels par rapport à ce qui est par la suite utilisé. Ensuite, la seconde partie se consacrera au projet réalisé à proprement parler, avec le matériel, les méthodes, les résultats obtenus ainsi qu'une conclusion qui permettra de résumer l'ensemble de ce travail.

Chapitre 1

Impression 3D

1.1 Introduction

L'impression 3D est une technique de fabrication additive dont la popularité n'a cessé de croître au cours de la dernière décennie. Le processus de fabrication consiste en la création d'un objet tridimensionnel, résultant de l'apposition successive de couches d'un matériau, liées entre elles par différentes réactions physico-chimiques dépendant du type d'imprimante. Au départ imaginée afin d'augmenter les capacités de production industrielle à moindre coût, la technique s'est popularisée au grand public et a fini par s'imposer dans tous les domaines, chacun y trouvant un intérêt croissant pour réaliser ses projets. Le principal attrait que l'impression 3D représente est la grande liberté d'action qu'elle permet d'avoir sur les caractéristiques finales de l'objet à fabriquer telles que sa forme, sa taille, sa composition, sa rigidité, etc. L'objet réalisé peut être spécifique à souhait, comme représenté sur la figure 1.1, pour peu que les contraintes techniques de la machine permettent sa synthèse.

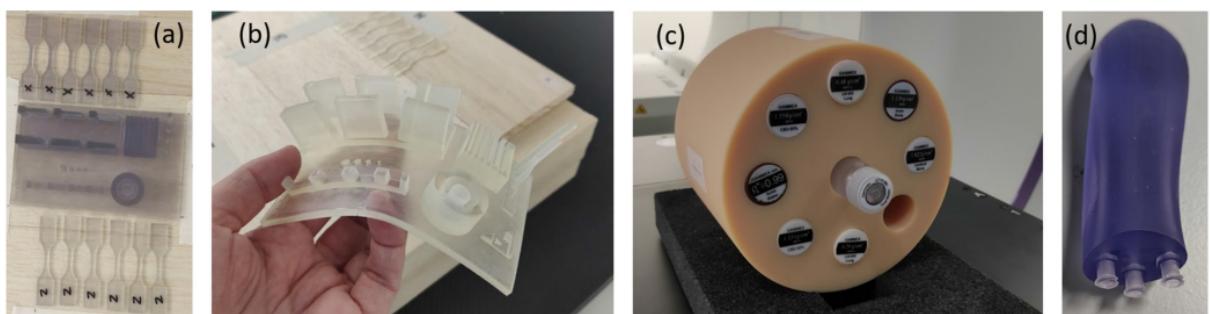


FIGURE 1.1 – Exemples de différents dispositifs imprimés par des équipes de radiothérapie. a) et b) Test d'impression pour un photopolymère rigide et flexible. c) Fantôme pour la calibration d'un CT. d) Applicateur pour la curiethérapie [4].

L'essor de la technique s'explique aussi par son accessibilité du point de vue financier : même si les imprimantes 3D plus sophistiquées sont toujours à un prix assez élevé et nécessitent des matériaux très spécifiques, il n'en reste pas moins que pour de simples imprimantes à extrusion, il existe sur le marché des offres abordables, permettant ainsi la diffusion à grande échelle de la technologie. Le fonctionnement assez simple de ces machines les rend faciles d'utilisation, nécessitant peu d'étapes de préparation ou de post-processing et utilisant des matériaux accessibles. Ces raisons font que ces imprimantes se sont diffusées partout dans le monde, autant auprès d'équipes spécialisées que chez des particuliers curieux, cherchant à développer leurs idées dont la mise en place est grandement facilitée par de tels outils.

1.2 Historique et impression par extrusion

D'un point de vue historique, l'impression 3D prend naissance en 1986 avec la publication d'un brevet de Charles Hull dans lequel est décrite la technique d'impression par stéréolithographie [5]. Cette dernière consiste à faire durcir couche par couche de la résine avec un faisceau de rayonnement ultraviolets afin d'obtenir au final l'objet désiré. Des techniques de photopolymérisation de résines étaient apparues bien avant dans les années 60-70, mais Hull est le premier à automatiser le processus avec un ordinateur, ce qui est considéré comme la genèse de l'impression 3D. Dans la continuité de son travail, d'autres brevets ont été publiés au fur et à mesure des années, si bien qu'aujourd'hui l'impression 3D représente une famille de techniques diversifiées permettant la synthèse d'objets, en utilisant des processus de fabrication et de matériaux bien distincts, comme le montre la figure 1.2.

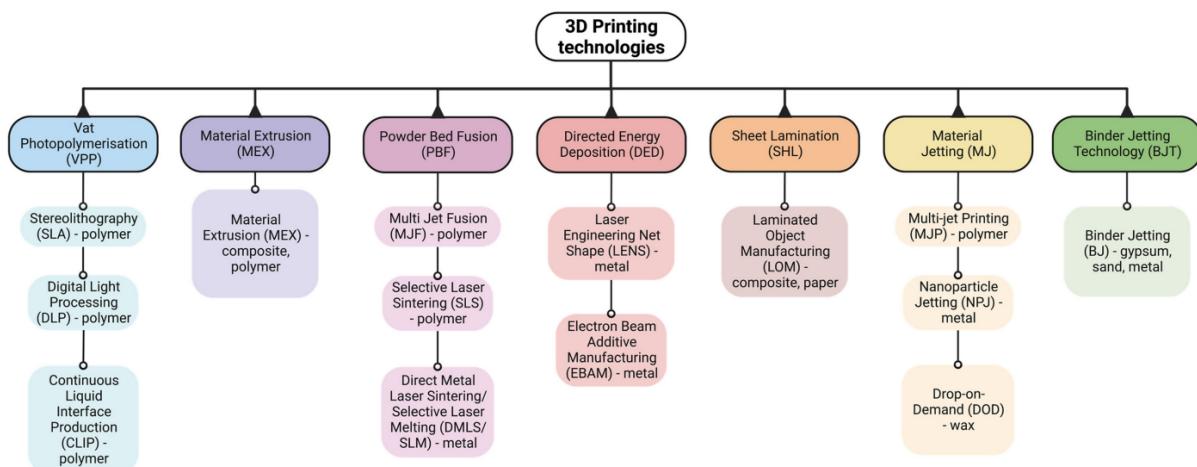


FIGURE 1.2 – Représentation des différentes méthodes d'impression 3D [4].

En 1992, S. Scott Crump publie un brevet intitulé : "*Apparatus and method for creating threedimensional objects*" [6], dans lequel est décrite l'impression par extrusion¹, méthode qui va nous être d'un grand intérêt et qui a, comme évoqué précédemment, rendu l'impression 3D accessible. Ici, la synthèse de l'objet est réalisée en déposant successivement des couches de plastique fondu, chauffé dans une tête mobile, qui va dessiner

1. MEX ou FDM en anglais, pour *Material Extrusion* et *Fused Deposition Modeling*.

l'objet tranche par tranche sur un plateau (Figure 1.3). Lorsque le plastique refroidit, les couches fusionnent entre elles, ce qui finit, donc, par donner un objet rigide tridimensionnel. L'avantage de cette méthode est que l'impression est assez directe, l'objet désiré est obtenu, souvent au bout de plusieurs heures, avec une quantité plutôt minimale de matériel de support. Ce dernier étant indispensable car vu la méthode d'impression, l'imprimante a besoin d'avoir une base solide pour pouvoir déposer le plastique. Le processus est conceptuellement assez simple, telle la construction d'un mur, que l'on réalise simplement par une superposition de briques couche par couche, de bas en haut. Pour le simple objectif de produire un objet, sans trop de spécificités ou de résolution demandée, l'impression par extrusion se révèle être une méthode très efficace et fiable, le tout à un coût modéré en comparaison à d'autres techniques.

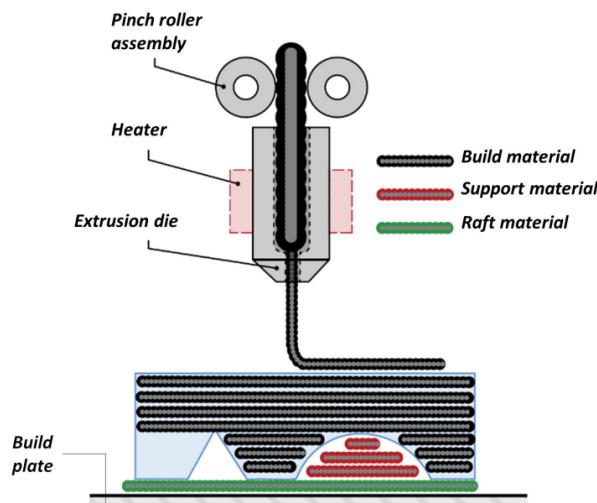


FIGURE 1.3 – Représentation schématique du fonctionnement d'une imprimante par extrusion [4].

L'utilisation de ce type d'imprimante requiert néanmoins un nettoyage régulier de la tête et du plateau, mais surtout demande d'utiliser des températures de fusion optimales propres à chaque plastique. Une tête surchauffée peut donner un objet déformé et instable et à l'inverse, si elle est trop froide, le plastique, encore trop solide, va boucher la sortie et empêcher l'impression de se dérouler comme elle le devrait. De plus, pour assurer une adhésion efficace de la première couche, le plateau doit lui aussi être chauffé à la bonne température, sinon il en résultera une mauvaise adhésion, cette dernière se replie alors en se décollant du plateau, phénomène connu sous le nom de repliage thermique.

Les techniques d'impression 3D sont pensées autour de types de matériaux bien précis et souvent forts différents d'une technique à l'autre (Figure 1.4). On peut citer notamment les thermoplastiques, les résines, ou encore les poudres métalliques. Les imprimantes à extrusion, quant à elles, vont simplement utiliser des polymères, stockés sous forme de fils, que l'imprimante va consommer au fur et à mesure de l'impression. Ces filaments sont, du moins pour les plus répandus, faciles à produire et peu coûteux.

Il existe une immense variété de plastiques pouvant être utilisés pour une impression par extrusion. Les plus populaires dans des applications propres à la radiothérapie sont

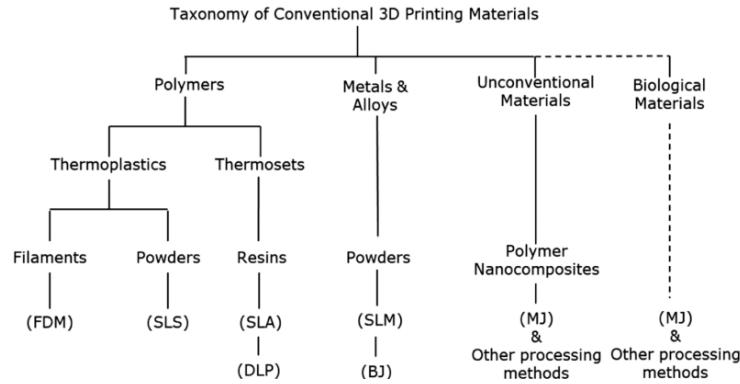


FIGURE 1.4 – Matériaux utilisés par les différentes techniques d'impression [7].

l'acide polylactique (PLA) et l'acrylonitrile butadiène styrène (ABS). D'autres plastiques ont également été cités dans la littérature, comme le high impact polystyrene (HIPS), le polyméthacrylate de méthyle (PMMA), le polyuréthane (TPU) ou différents matériaux composites pour des applications plus particulières. L'objet produit en utilisant de tels plastiques est structurellement stable, si l'impression est bien réalisée, et est assez résistant à un environnement externe, ne nécessitant pas de stockage particulier. En outre, certains plastiques, comme le TPU, présentent un intérêt particulier pour des applications médicales car ils s'avèrent biocompatibles et faciles à stériliser en plus d'être assez souple par rapport au PLA, assez rigide. En radiothérapie interne, par exemple, ces propriétés sont cruciales si l'on envisage d'imprimer des applicateurs pour la curiethérapie. En radiothérapie externe, d'autres caractéristiques, comme la composition et la densité de ces plastiques, seront d'un plus grand intérêt pour des applications dosimétriques.

En général, pour créer un objet avec une imprimante 3D, la méthode la plus simple est de demander à la machine de l'imprimer directement, sans passer par d'autres étapes. Néanmoins, il est à noter que certains ont parfois préféré, généralement pour gagner du temps, d'imprimer un moule qu'ils remplissent ensuite de silicium ou de polychlorure de vinyle (PVC) notamment afin d'obtenir l'objet (Figure 1.5).

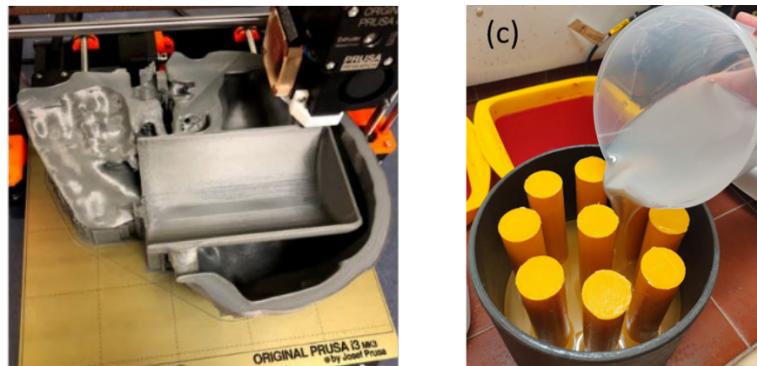


FIGURE 1.5 – Exemples de moyens alternatifs d'obtenir des objets pleins. A gauche, le creux a été rempli d'eau puis scellé et le cylindre central a permis d'insérer un gel pour un test dosimétrique [8]. À droite, le moule est utilisé pour couler un fantôme de calibration en PVC pour un CT [4].

Cette méthode plus indirecte nécessite cependant de l'expérience et une bonne maîtrise des techniques associées afin d'obtenir un résultat de qualité, ce qui est moins simple que de laisser ce travail à l'imprimante. Notons également qu'un moule permet, si nécessaire, de produire plusieurs pièces identiques en n'ayant recours qu'une fois à l'imprimante.

1.3 Radiothérapie et impression 3D

Depuis quelques années, l'intérêt pour l'impression 3D en radiothérapie n'a cessé de croître et les publications à ce sujet sont en constante augmentation [9]. En effet, la radiothérapie nécessite en pratique l'utilisation d'une large gamme d'outils permettant de traiter les patients mais aussi de s'assurer de la qualité de ces traitements. L'inclusion de l'impression 3D en radiothérapie pourrait présenter à cet égard une grande avancée car elle permettrait la synthèse de nouveaux outils, parfois plus spécifiques et personnalisés que ceux disponibles dans le commerce, qui pourraient alors permettre d'avoir des résultats à minima équivalents, le plus souvent à moindre coût. Il est donc tout naturel que l'impression 3D rencontre une grande popularité avec les spécialistes du domaine car elle leur permet de pouvoir matérialiser leurs idées. Elle peut s'inclure à différentes étapes du workflow, de la simulation au traitement en passant par les contrôles de qualité.

Pour des traitements proches de la peau, par exemple, il est parfois utile d'utiliser un bolus, afin que le pic de dose soit bien localisé en surface et que l'irradiation des organes en profondeur soit moindre. Ce dispositif devrait être en théorie accolé à la peau afin de permettre une conformation maximale de la dose et d'éviter les interfaces entre le bolus et l'air. Cette tâche est aisément réalisable sur des zones assez plates et peu sinueuses, comme un bras.



FIGURE 1.6 – Bolus produit par imprimante 3D permettant de s'adapter aux irrégularités de l'oreille. Sur l'image (D), on voit le bolus sur le patient auquel il correspond [10].

La complexité est tout autre lorsqu'il s'agit par exemple du nez ou encore des oreilles qui présentent une forme très particulière à laquelle accolter parfaitement le bolus est impossible. L'impression 3D peut toutefois répondre à ces exigences (Figure 1.6), pour peu que les informations anatomiques sur la zone à couvrir lui soit transmises, ce qui est

possible avec des logiciels ou des scripts qui convertissent la structure bolus dans le TPS² en fichiers utilisables par l'imprimante. Le bolus est l'exemple idéal pour démontrer à quel point l'impression 3D est utile pour obtenir un dispositif adapté et personnalisé de manière efficace et rapide.

La curiethérapie est un pan de la radiothérapie qui profite lui aussi de la liberté de conception offerte par l'impression 3D. En effet, les traitements en radiothérapie interne dépendent principalement du choix de l'applicateur car la dose sera fortement impactée par la disposition géométrique de la source dans ce dernier. Cependant, les applicateurs sur le marché correspondent à des anatomies standards, il se peut donc qu'ils ne soient pas adaptés à certaines variations anatomiques ou pathologies particulières, rendant alors le traitement plus difficile à réaliser. L'impression 3D permet alors de développer de nouveaux applicateurs (Figure 1.7) afin de permettre une irradiation plus précise chez des patients pour lesquels les applicateurs normaux ne conviennent pas. Il est bien entendu nécessaire pour ce genre d'applications d'utiliser des matériaux biocompatibles, stérilisables et ne provoquant pas de complications importantes liées à leur présence. Néanmoins des solutions existent et plusieurs centres ont déjà imprimés eux-mêmes leurs applicateurs afin de répondre à des exigences particulières.

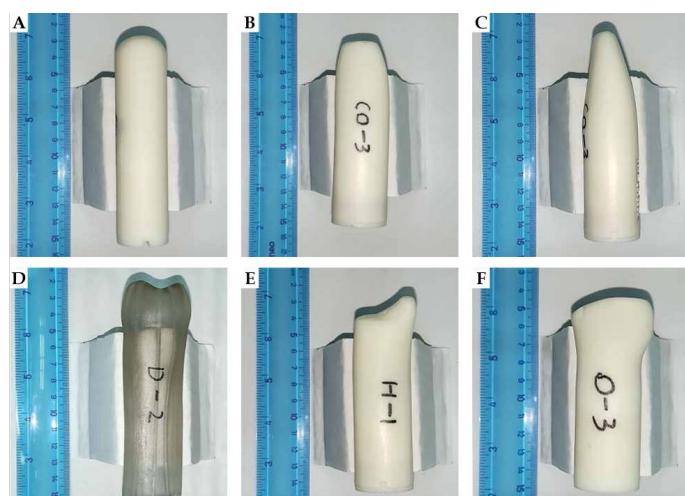


FIGURE 1.7 – (B) - (F) Exemples d'applicateurs gynécologiques pour des patientes incompatibles avec l'applicateur standard (A) [7].

Bien que cela reste une application mineure, il existe tout de même plusieurs publications exposant l'utilité de l'impression 3D pour créer des moyens d'immobilisation spécifiques aux différents patients. Les innovations se sont notamment concentrées sur le développement de masques ORL en utilisant les examens d'imagerie comme base pour l'impression afin que le masque se conforme directement au patient. Aussi, pour les traitements des extrémités, le développement de moyens de contentions spécifiques est bienvenu : les membres étant fort mobiles, il est souvent compliqué de déterminer une position simple qui soit reproductible pendant les séances de traitement avec les moyens de conten-

2. Treatment Planning System : logiciel utilisé dans les services de radiothérapie afin d'organiser et de préparer le traitement du patient.

tion standards. Avec des moyens d’immobilisation adaptés au corps du patient (Figure 1.8), sa mise en place deviendrait tout de suite une tâche moins ardue et chronophage.

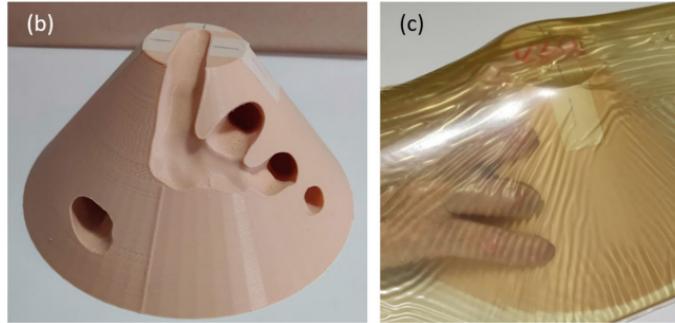


FIGURE 1.8 – Moyen de contention spécifique pour une irradiation de l’index [7].

Actuellement, la majeure partie de l’attention, quant à l’utilisation de l’impression 3D en radiothérapie, est tournée vers la conception de fantômes³ [9]. Les fantômes ont toujours occupé une place importante en radiothérapie, permettant, entre autres, de vérifier la qualité des traitements et d’attester la cohérence entre le calcul du TPS et ce que la machine de traitement délivre réellement. Les fantômes vendus dans le commerce correspondent à des modèles bien définis et standardisés, permettant de vérifier certains paramètres, comme, par exemple, la dose en un point. Cette rigidité dans la conception ne permet que d’effectuer une mesure précise dans un cadre précis, pour un prix souvent élevé. L’impression 3D permet d’outrepasser ces contraintes vu la liberté d’action qu’elle offre. Même une simple imprimante à extrusion peut être utilisée pour produire des fantômes fiables, possédant d’autres spécificités souhaitées par l’utilisateur. Les imprimantes à extrusion présentent une caractéristique intéressante d’un point de vue dosimétrique : les matériaux qu’elles utilisent. De fait, les plastiques, comme le PLA ou l’ABS, ont une densité très proche de celle de l’eau. Ainsi, il est très simple avec une imprimante 3D de former un objet plein équivalent à un tissu mou, dont la structure est adaptable à souhait afin d’effectuer la mesure désirée, le fantôme pouvant être adapté afin de laisser des creux pour une chambre, une diode ou alors pour un film.

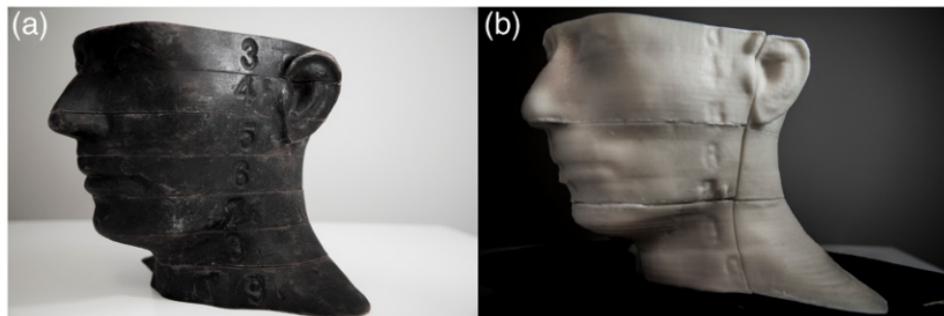


FIGURE 1.9 – Comparaison entre le fantôme (a) et le résultat de l’impression (b) [11].

3. Un fantôme correspond, dans le cadre de la radiothérapie, à tout appareil ou dispositif expérimental permettant d’effectuer des contrôles de qualité.

Sur la figure 1.9 est présenté le résultat d'une impression 3D basée sur un fantôme anthropomorphique utilisé comme référence. Le fantôme a été imprimé partiellement avec de l'ABS pour délimiter le contour et rempli d'une substance de densité proche. On constate qu'une imprimante 3D est capable d'effectuer une transcription très précise du modèle qui lui est donné et que les auteurs ont prévu de pouvoir ouvrir le fantôme en différentes parties afin d'effectuer des mesures avec un film dans différents plans. L'impression 3D permet donc de créer des fantômes géométriquement très complexes, potentiellement basés sur des patients, afin d'effectuer des vérifications de traitements.

Un autre point sur lequel il est possible d'apporter des modifications est la composition du fantôme. Comme évoqué précédemment, les imprimantes à extrusion sont capables d'imprimer des objets avec toutes sortes de plastiques possédant des propriétés fort variées. Bien sûr, pour représenter un tissu mou relativement simple dans sa constitution, utiliser uniquement de l'ABS ou du PLA pour imprimer un fantôme de composition homogène est parfaitement suffisant, ces polymères présentant une atténuation des rayons similaire à celle de l'eau⁴.

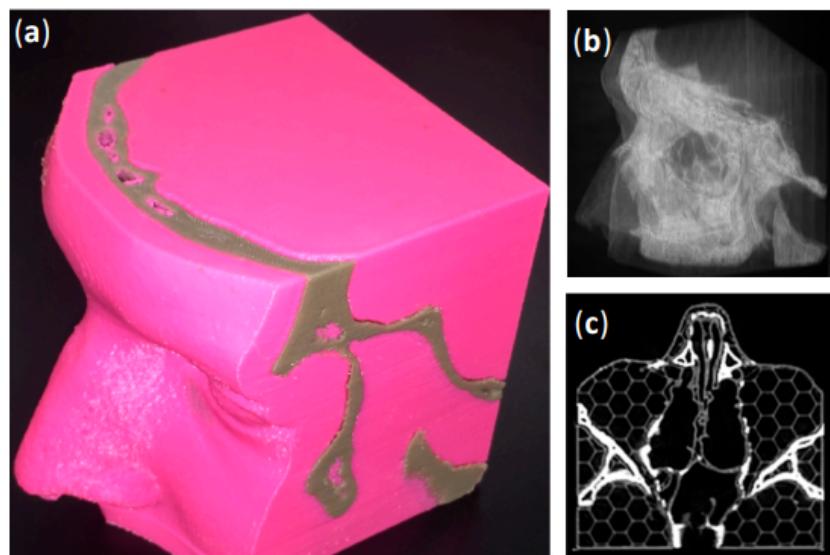


FIGURE 1.10 – a) Photographie d'un fantôme anthropomorphique dédié à l'imagerie en ABS (rose) et en ABS mélangé à du bismuth (gris). (b) Image radiographique planaire du fantôme. (c) Coupe transversale provenant d'un scanner CT [13].

Pour des zones anatomiques plus particulières toutefois, ou pour vouloir tester l'impact dû à la présence d'une interface entre tissus, il est parfois souhaitable d'imprimer un fantôme de composition variée. Pour vouloir simuler du tissu pulmonaire par exemple, de densité plus faible que l'eau, l'utilisation du HIPS au lieu des habituels PLA et ABS peut se révéler plus appropriée. Dans la gamme des densités plus élevées, il existe aussi des matériaux composites sous forme de filament, mélanges d'ABS et de bismuth par exemple (Figure 1.10), qui atteignent des densités semblables à celles de l'os.

4. 0.920 et 1.175 g/cm³ pour du PLA à 80% et 100% de remplissage, par exemple [12].

La figure 1.11 permet de constater la grande richesse de polymères disponibles pour l'impression, qui présentent des densités très variables.

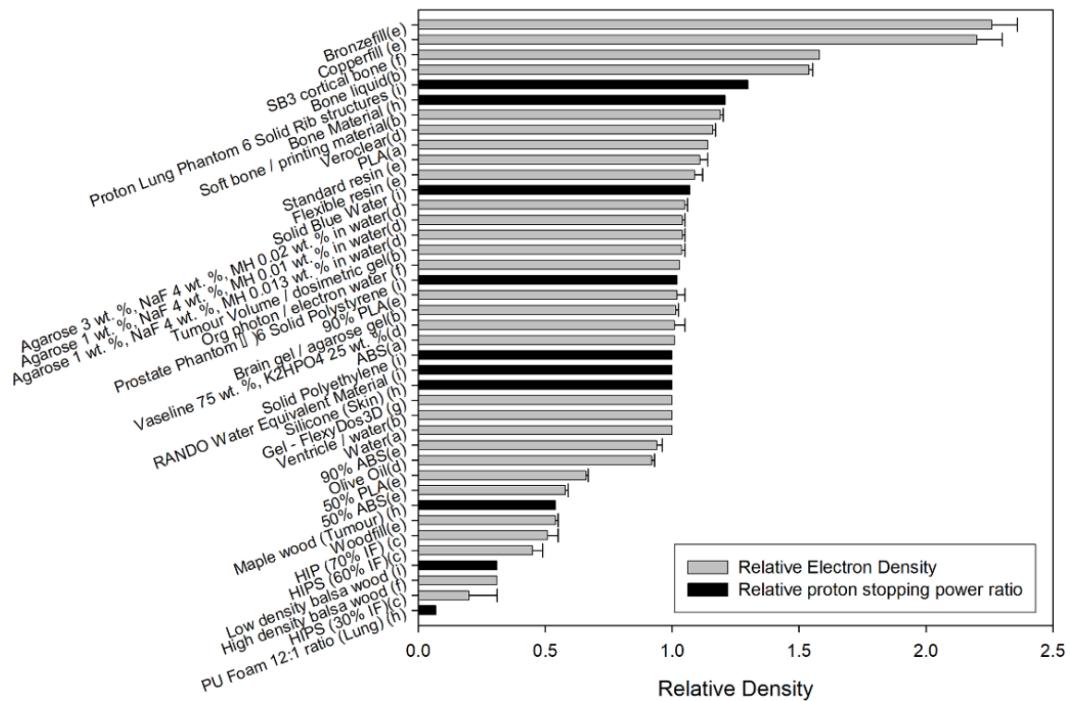


FIGURE 1.11 – Liste de différents polymères utilisables pour un impression et leur densités relatives par rapport à l'eau [14].

En résumé, l'impression 3D présente un intérêt particulier pour la radiothérapie. Cette technologie, relativement aisée à manipuler et accessible d'un point de vue financier, offre une grande liberté pour la fabrication des outils intervenant dans la préparation et le déroulement des traitements. Les imprimantes sont capables de conceptions de qualité et offrent la possibilité de personnaliser les résultats de l'impression à souhait pour répondre aux besoins spécifiques demandés par certains traitements.

Chapitre 2

Petits Champs

2.1 Introduction

Il est fréquent de voir, notamment chez des patients présentant des lésions pulmonaires ou cérébrales, que le volume à traiter soit relativement petit, nécessitant donc une ouverture du collimateur réduite (Figure 2.1). Cette notion de "petit" peut paraître au premier abord assez subjective, n'apportant qu'une complication supplémentaire dans le positionnement du patient : le moindre décalage de quelques millimètres implique que l'on peut manquer partiellement ou totalement la cible. Toutefois, les petits champs correspondent aussi à une situation pour laquelle les protocoles de dosimétrie, établis pour des grands champs¹, ne sont plus valables. Il a donc été nécessaire de construire un nouveau formalisme et de nouvelles règles sur base des données et de la littérature existante en vue d'appréhender de la meilleure façon possible la dosimétrie des petits champs.

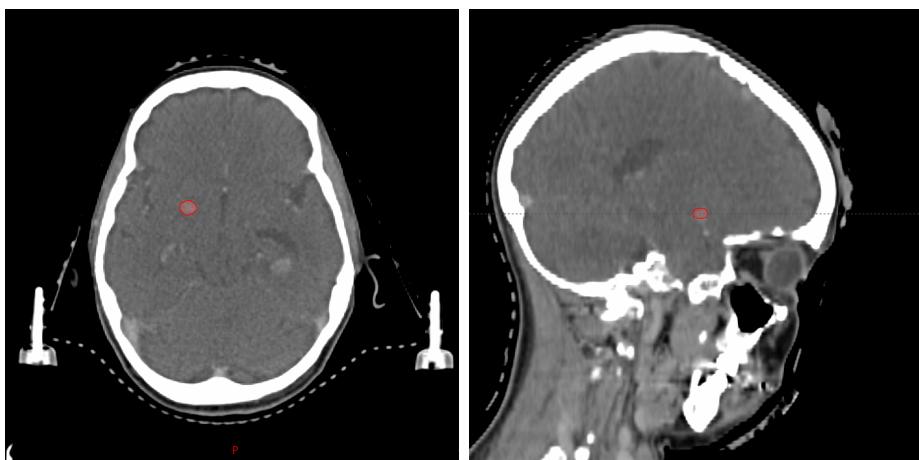


FIGURE 2.1 – Coupe transverse et sagittale d'un patient présentant une lésion (rouge) de taille réduite. Pour le traitement de ce patient, la plus petite ouverture des mâchoires utilisée lors d'un arc est de $1,9 \times 1,6 \text{ cm}^2$. Image personnelle.

1. En général, on dit qu'un champ est grand lorsque sa taille vaut au moins $4 \times 4 \text{ cm}^2$.

C'est dans cet esprit que l'IAEA a publié le *Technical Reports Series No. 483 Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy* [15]². Cet ouvrage, reconnu comme la référence quant à la dosimétrie des petits champs, regroupe toutes les informations utiles et le formalisme propre à ce domaine.

2.2 Définition des petits champs

Dans cet ouvrage, un champ est qualifié de petit lorsqu'il vérifie au moins une des trois conditions présentées ci-dessous qui seront détaillées dans les sections suivantes :

- Perte de l'équilibre électronique latéral,
- Occlusion de la source,
- Taille du détecteur importante par rapport aux dimensions du champ.

2.2.1 Perte de l'équilibre électronique latéral

Dans tout volume, une irradiation par un faisceau de photons va engendrer une ionisation de la matière, principalement par effet Compton aux énergies utilisées en radiothérapie. Le kerma³ K est un paramètre qui va quantifier cet effet, défini comme le transfert moyen d'énergie des photons, particules indirectement ionisantes, aux électrons du milieu, directement ionisants. Dans cette discussion, seule une partie du kerma nous intéresse⁴ : le kerma collisionnel K_{col} , défini comme l'énergie transmise des photons aux électrons qui sera libérée sous forme de collisions. Ces électrons libérés dans le milieu sont les vecteurs de la dose D , quantité physique définie comme l'énergie moyenne déposée dans un volume par unité de masse. Comme les électrons ont un certain parcours dans la matière, l'énergie transmise par les photons n'est pas forcément déposée au même endroit. Autrement dit, vu les définitions introduites précédemment, le kerma collisionnel n'est pas forcément égal à la dose en toute circonstance. Cela signifie que les électrons sortent du volume d'intérêt et vont déposer de la dose ailleurs, auquel cas le kerma collisionnel est donc supérieur à la dose.

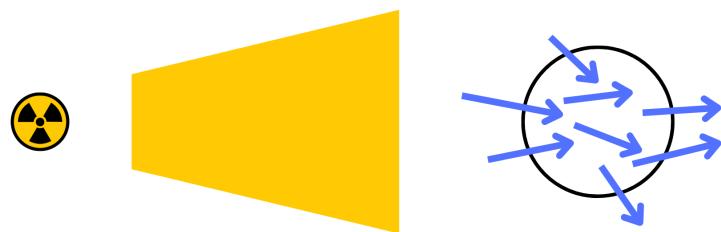


FIGURE 2.2 – Schéma d'une situation d'équilibre électronique. Les électrons mis en mouvement par les photons, dont le parcours est représenté par les flèches bleues, sortent et rentrent en nombre égal dans le volume. Image personnelle.

2. Notons que récemment, le NCS a créé un groupe de travail en vue de produire un rapport intégrant les nouvelles données publiées après la sortie du TRS 483.

3. Pour *Kinetic Energy Released per Mass unit*.

4. L'autre partie du kerma est le kerma radiatif K_{rad} , correspondant à l'énergie transférée des photons aux électrons qui sera libérée sous forme de rayonnement de freinage. Ces rayons sortant généralement du volume, ils ne participent pas à la dose et ne sont pas considérés.

Cependant, si autant d'électrons rentrent dans le volume pour compenser l'absence de ceux qui en sortent, alors le volume se trouve dans une situation d'équilibre électronique (Figure 2.2), où la dose et le kerma sont égaux. L'équilibre électronique est une des hypothèses principales de la théorie des cavités de Bragg-Gray, ce qui signifie que pour effectuer une mesure de dose correcte, il faut placer l'instrument de mesure dans une région où l'équilibre électronique est établi.

Notons que, dans le cadre du formalisme des petits champs, l'équilibre électronique est considéré comme provenant de deux contributions différentes : l'équilibre électronique longitudinal, dans l'axe du faisceau, et le latéral, perpendiculaire à cet axe. Cette distinction est réalisée dans ce cas car ce n'est que dans le plan orthogonal à l'axe du faisceau que le manque d'équilibre électronique apparaîtra, d'où la nécessité de les différencier.

Dans le cas d'un grand champ, pour la région centrale du moins, la condition d'équilibre électronique latéral est respectée. Le champ est en effet assez grand que pour avoir, à proximité de l'axe, une compensation pour l'absence des électrons sortant du volume de mesure par la diffusion latérale. Lorsque la taille du champ est sous un certain seuil, cette compensation n'est plus garantie, résultant ainsi en une perte d'équilibre électronique latéral. Dans le TRS483, un paramètre nommé r_{LCPE} ⁵ est utilisé pour quantifier la taille limite que peut avoir un champ avant de présenter un manque d'équilibre électronique latéral. Ce paramètre, évalué via des simulations Monte Carlo, peut être interprété comme le libre parcours moyen des électrons dans la matière et dépend de l'indice de qualité du faisceau :

$$\begin{aligned} r_{LCPE} &= 8,369 \times TPR_{20,10} - 4,382 \\ r_{LCPE} &= 77,97 \times 10^{-3} \times \%dd(10) - 4,112 \end{aligned} \quad (2.1)$$

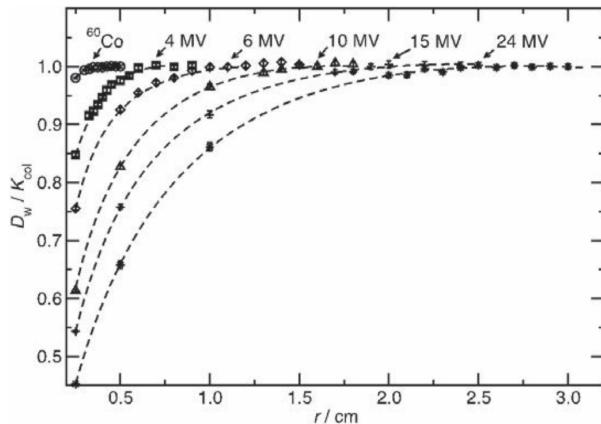


FIGURE 2.3 – Rapport entre la dose dans l'eau et le kerma collisionnel en fonction de la taille du champ pour différentes énergies⁶. On constate que la perte d'équilibre électronique arrive d'autant plus vite que l'énergie du faisceau est grande [15].

5. Pour *Lateral Charged Particle Equilibrium Range*.

6. Bien que ce soit leur énergie qui est mentionnée, on constate sur la figure 2.3 que les faisceaux sont caractérisés par une tension et non pas par une énergie. Il s'agit en réalité d'un abus de langage, où le faisceau de photons est nommé d'après la tension accélératrice des électrons qui l'engendre, tout en parlant en réalité de leur énergie.

Cet indice de qualité est défini à partir du *Tissue Phantom Ratio*, dont l'expression est :

$$TPR_z = \frac{D_z}{D_{z_{ref}}}$$

où la profondeur de référence z_{ref} correspond le plus souvent à celle du maximum. Cette courbe est réalisée en variant la profondeur z du détecteur dans l'eau mais en gardant une distance source-chambre constante. De la courbe du TPR est défini l'indice de qualité $TPR_{20,10}$, correspondant au rapport entre la valeur du TPR à 20 cm et 10 cm de profondeur :

$$\begin{aligned} TPR_{20,10} &= \frac{TPR_{20}}{TPR_{10}} \\ &= \frac{D_{20}}{D_{z_{ref}}} \frac{D_{z_{ref}}}{D_{10}} \\ &= \frac{D_{20}}{D_{10}} \end{aligned} \quad (2.2)$$

Constatons donc que le $TPR_{20,10}$ ne dépend pas du maximum de la courbe du TPR , ce qui permet de s'affranchir de toute variation qui découlerait de l'incertitude sur sa localisation. En pratique, vu l'expression 2.2, le $TPR_{20,10}$ est simplement estimé en calculant le rapport des doses mesurées à 20 cm et 10 cm de profondeur, pour une distance à la source constante de 100 cm . Ainsi, comme la distance à la source reste constante, le $TPR_{20,10}$ n'est ni impacté par la variation du flux en $1/r^2$, ni par la divergence du faisceau et ne reflète que la manière dont le faisceau est atténué, propriété étroitement liée à son énergie. En effet, on peut dans ce cas raisonnablement écrire la variation de la dose en profondeur comme :

$$D(z) \propto e^{-\mu_p z} + a e^{-\mu_e z} \quad (2.3)$$

où μ_p est le coefficient d'atténuation du faisceau de photons, μ_e celui des électrons de contamination provenant de l'accélérateur et a un paramètre à ajuster. Au delà de quelques centimètres de profondeur, la contribution des électrons est négligeable et le terme correspondant dans l'équation 2.3 peut être supprimé. Ainsi le rapport des doses mesurées aux profondeurs z_1 et z_2 s'écrit :

$$\begin{aligned} \frac{D(z_1)}{D(z_2)} &= e^{-\mu_p(z_2-z_1)} \\ \Leftrightarrow \mu_p &= \frac{1}{z_1 - z_2} \ln \left(\frac{D(z_1)}{D(z_2)} \right) \end{aligned}$$

En plus du $TPR_{20,10}$, notons également qu'un autre indice de qualité peut être défini à partir du *Percentage Depth Dose*⁷, qui s'écrit :

$$\%dd(z) = \frac{D_z}{D_{max}} \cdot 100$$

7. Rendement en profondeur en français.

Ici, contrairement au TPR , la distance source-surface reste constante et le détecteur s'éloigne de la source lorsque la profondeur augmente. L'indice de qualité défini sur base de cette courbe est le $\%dd(10)$, valeur du $\%dd$ à 10 cm de profondeur. Cependant, à l'inverse du $TPR_{20,10}$, le $\%dd(10)$ dépend explicitement de la normalisation de la courbe au maximum et toute variation, due à l'incertitude expérimentale, de la position du maximum entraînera des erreurs de mesure de l'indice de qualité. Ce faisant, l'utilisation du $TPR_{20,10}$ est préférée au $\%dd(10)$.

L'équation 2.1 explique donc pourquoi les traitements avec des petits champs se font à basse énergie⁸. En effet, un faisceau de plus haute énergie aura un indice de qualité plus élevé, résultant donc en une augmentation directe de r_{LCPE} (Figure 2.3). Ainsi, pour s'épargner au maximum tout problème par rapport à la perte d'équilibre électronique latéral, il est préférable d'utiliser le faisceau possédant le plus petit indice de qualité possible.

2.2.2 Occlusion de la source

Le second problème survenant avec les petits champs est dû à la taille finie de la source de photons, qui possède en effet une certaine extension spatiale. Pour des machines modernes, sa taille est en moyenne de 5 mm . Dès lors, si la taille de champ sélectionnée est moindre, la source sera en partie cachée par le système de collimation dans la tête de l'accélérateur, induisant ainsi une réduction de l'output du faisceau et une superposition des pénombres⁹ sur le profil. Rappelons que le profil correspond à la courbe des mesures réalisées le long d'un certain axe sur un plan orthogonal au faisceau dans l'eau et normalisé au centre du faisceau. Cette situation va amener à questionner la notion de la taille du champ, qui peut être définie de deux façons différentes :

- La taille géométrique, égale à l'ouverture du collimateur qui correspond au bord des mâchoires,
- La taille du champ irradié, qui correspond à la distance entre les points à 50% du maximum, c'est à dire la largeur à mi-hauteur (FWHM en anglais) du profil.

Pour des champs plus grands ou équivalents à la dimension de la source, ces deux définitions sont parfaitement équivalentes, les points à 50% du maximum de dose coïncidant avec le bord des mâchoires. Cependant, si la taille du champ est inférieure à celle de la source, la superposition des pénombres entraîne un changement dans l'aspect du profil, de telle sorte que sa largeur à mi-hauteur s'en retrouve modifiée (Figure 2.4). Ainsi, l'ouverture du collimateur représente une sous-estimation de la taille du champ irradié. Constatons, sur base de la figure 2.3, que la perte d'équilibre électronique latéral est une condition plus contraignante qui apparaîtra bien avant que la source ne soit cachée par le système de collimation. Pour une énergie de 6 MV par exemple, la perte d'équilibre électronique survient déjà pour un champ de taille d'environ $1 \times 1\text{ cm}^2$.

Dans le TRS, il est recommandé d'utiliser la largeur à mi-hauteur du profil de dose en guise de taille de champ, bien qu'il soit aussi conseillé de prendre note de l'ouverture

8. 6 MV est souvent la plus petite énergie disponible.

9. Sur un profil de dose, la pénombre est la zone située entre les points à 80% et 20% de la dose à l'axe.

du collimateur. C'est effectivement ce paramètre que les différents logiciels utilisés pour planifier le traitement demandent, d'où l'utilité de ne pas le laisser de côté.

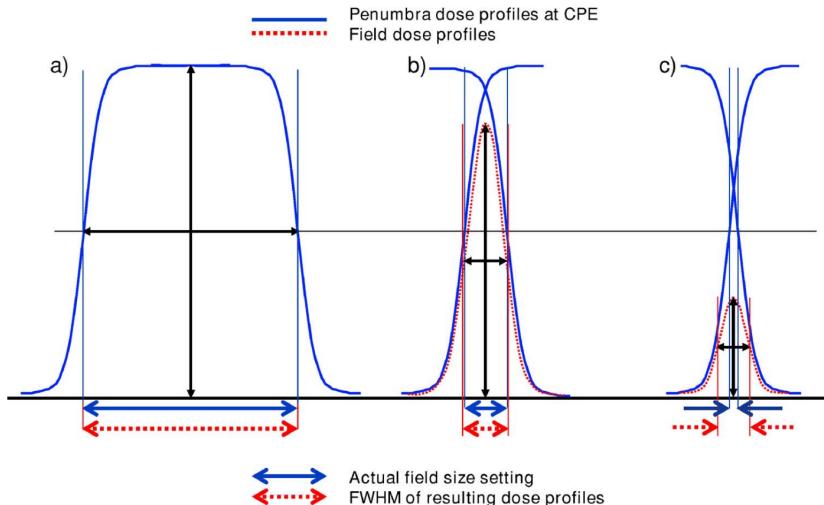


FIGURE 2.4 – a) Conditions normales, où l'ouverture du collimateur est égal à la FWHM du faisceau. b) Cas limite, où la taille du champ vaut celle de la source. c) Pour une taille de champ plus petite que la source, le champ irradié est plus grand que l'ouverture du collimateur [16].

2.2.3 Taille du détecteur

Les conditions présentées précédemment étaient en rapport avec les propriétés du faisceau et de l'accélérateur. Cette dernière condition, par contre, est d'origine purement instrumentale. Dans la pratique, la mesure de dose est souvent réalisée dans un grand champ, qui possède une région homogène¹⁰ centrale relativement importante dans laquelle il faut placer l'instrument de mesure. Dans ce cas, pour peu que la mesure soit bien réalisée, la dimension du détecteur n'impacte quasiment pas le résultat¹¹. Cet état des faits ne reste cependant d'application que pour des champs possédant une région homogène plus grande que le détecteur.

Sur la figure 2.5 se trouve une situation où le détecteur est trop grand par rapport à la taille du champ : la zone active intersecte en permanence, peu importe sa position, de la pénombre. Comme la mesure est, en réalité, une valeur moyenne sur le volume de détection, on se retrouve avec un résultat faussé, ce qu'on appelle l'effet de volume. La dose sera sous-estimée à l'axe et surestimée dans la pénombre, comme si le profil mesuré était le résultat d'une convolution du profil réel par la réponse en volume du détecteur. Une opération de déconvolution peut s'avérer complexe et entachée d'erreur et l'on préférera donc utiliser un plus petit détecteur afin de réduire l'effet de volume. La taille du détecteur

10. La région homogène est définie comme la zone comprise entre les deux points à 80% des dimensions du champ de part et d'autre de l'axe central.

11. Évidemment, la mesure dans les gradients de dose, comme la pénombre, reste problématique vu la variation importante dans le volume de détection. Pour un grand champ, cette partie reste très limitée et n'a donc pas un impact global sur la mesure.

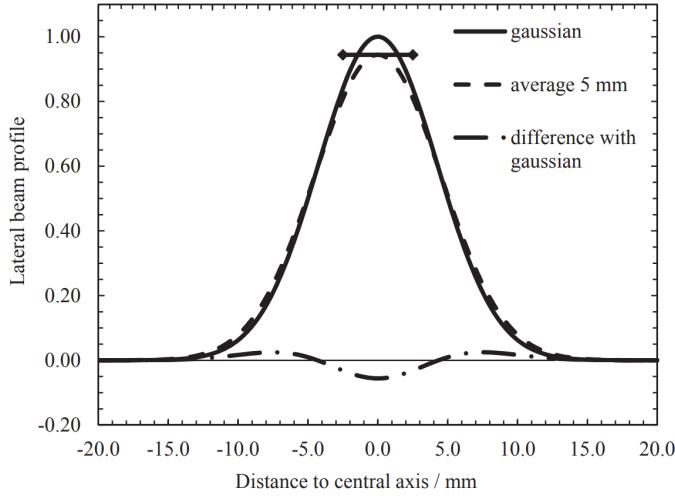


FIGURE 2.5 – Représentation graphique de la modification du profil dû à une mesure avec un instrument trop large. La courbe gaussienne en traits pleins correspond au profil théorique et celle en traits discontinus au profil mesuré. La barre noire horizontale représente le détecteur [15].

adapté à un champ est renseignée dans le TRS :

$$FWMH \geq 2r_{LCPE} + d$$

où :

- $FWMH$ est la largeur à mi-hauteur du faisceau, c'est à dire sa taille,
- r_{LCPE} est le *lateral charged particle equilibrium range*, défini dans l'équation 2.1,
- d est la plus grande dimension du détecteur.

Donc, un détecteur est adapté pour mesurer un champ si ses parois externes sont contenues dans le champ et se trouvent à une distance égale au libre parcours moyen des électrons des bords du champ.

Un facteur de correction de l'effet de volume existe dans le TRS. Il correspond au rapport entre la dose absorbée au point de référence et la dose moyenne sur le volume du détecteur. Il s'exprime de la façon suivante :

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

où :

- A est la projection de la zone sensible du détecteur sur un plan perpendiculaire à l'axe,
- OAR est l'off axis ratio, c'est à dire le profil normalisé à l'axe,
- w est une fonction de pondération prenant en compte l'extension du détecteur au delà du plan orthogonal à l'axe, dont la valeur est tabulée dans le TRS 483.

2.3 Durcissement du faisceau

À plusieurs reprises dans ce chapitre, il a été question de l'indice de qualité du faisceau de photons. Comme cela a été évoqué précédemment, l'indice de qualité est un reflet de l'énergie du faisceau, augmentant ou diminuant de concert avec cette dernière. Néanmoins, dans le cas d'un petit champ, la présence du système de collimation laisse passer moins de photons de basse énergie provenant de la diffusion dans la tête de l'accélérateur. De plus, la taille réduite du champ amène à une diminution de la diffusion dans le fantôme. Cet état des faits résulte en un décalage du spectre vers les hautes énergies et ce phénomène, de durcissement du faisceau, a un grand impact sur la forme du spectre et donc sur l'énergie moyenne du faisceau de photons (Figure 2.6).

Cependant, bien que les conséquences sur le faisceau de photons soient importantes, l'indice de qualité n'en est que très peu impacté. De fait, le calcul de l'indice de qualité est basé sur une mesure de dose, mais cette dose provient des électrons mis en mouvement par les photons, pas des photons eux-mêmes. Les électrons, eux, sont beaucoup moins impactés par le durcissement du faisceau et on constate que le rapport des pouvoirs d'arrêt eau/air varie de maximum 1% avec la taille de champ. Dès lors, la définition classiquement établie de l'indice de qualité reste valable et tout faisceau, quelque soit sa taille, sera représenté par un seul indice de qualité pour une même tension accélératrice.

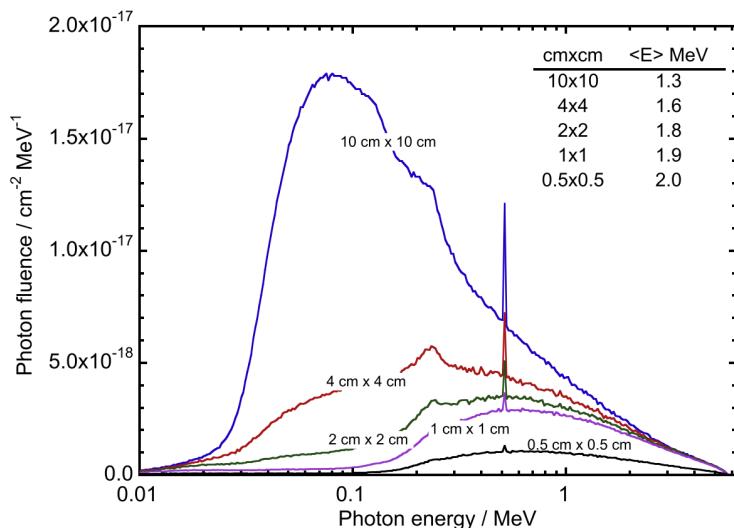


FIGURE 2.6 – Graphique du nombre de photons en fonction de l'énergie pour différentes tailles de champ d'un faisceau 6 MV. En haut à droite, un tableau montrant l'augmentation de l'énergie moyenne du spectre avec la diminution des dimensions [17].

2.4 Dosimétrie

2.4.1 Théorie des cavités

Les protocoles de dosimétrie sont fondés sur la théorie des cavités de Bragg-Gray. Cette théorie stipule que la dose dans un milieu peut être déterminée à partir de la dose mesurée dans une cavité, c'est à dire un milieu différent inséré dans le premier, en la

multipliant par le rapport des pouvoirs d'arrêt des deux milieux. En radiothérapie, le milieu est de l'eau et la mesure se fait dans de l'air, contenu dans la cavité d'une chambre d'ionisation. La dose dans l'eau s'écrit donc [18] :

$$D_{eau} = D_{air} S_{air}^{eau} \quad (2.4)$$

où $S_{air}^{eau} = S_{eau}/S_{air}$ est le rapport des pouvoirs d'arrêt eau/air.

Cette équation correspond au cas théorique, où la cavité est d'un volume négligeable et ne perturbe pas la fluence incidente. En réalité, le détecteur n'est pas infiniment petit et perturbe tout de même la fluence. Cependant, si le détecteur reste assez petit par rapport au champ, alors la perturbation qu'il provoque l'est également et peut être corrigée via l'introduction de facteurs multiplicatifs dans la formule :

$$D_{eau} = D_{air} S_{air}^{eau} \prod_i p_i$$

où $\prod_i p_i$ correspond au produit des facteurs de correction pour la présence d'air dans la cavité, l'effet de déplacement, les parois de la chambre et la présence de l'électrode centrale. Dans les grands champs, ces facteurs sont petits et indépendants.

Dans le cas d'un petit champ, le volume du détecteur n'est en aucun cas négligeable et la fluence est clairement perturbée par son insertion dans le fantôme d'eau. Les facteurs de correction de la théorie des cavités deviennent importants et ne sont plus indépendants (Figure 2.7). Il faut, dans ce cas, corriger la dose par un autre facteur évalué par des simulations Monte Carlo et disponible dans le TRS483.

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

FIGURE 2.7 – Représentation du cas théorique, du cas réel dans des conditions normales et dans des petits champs [17].

Rappelons que dans les conditions de référence, la mesure est réalisée dans une cuve à eau avec une chambre de Farmer, à 10 cm de profondeur, une distance chambre-source de 100 cm et au centre d'un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Ainsi, les conditions de référence établies dans les protocoles de dosimétrie respectent les hypothèses de la théorie des cavités, ce qui permet d'écrire la dose déposée dans l'eau par un faisceau de qualité Q comme suit [19, 20] :

$$D_{w,Q} = M_{corr,Q} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (2.5)$$

où :

- $M_{corr,Q}$ est la charge totale mesurée par la chambre pendant l'irradiation, corrigée pour la température et la pression, l'humidité, la polarité et la recombinaison.
- N_{D,w,Q_0} est le facteur d'étalonnage de la chambre pour un faisceau de qualité Q_0 ¹²,
- k_{Q,Q_0} est le facteur de conversion pour une mesure dans l'eau pour un faisceau de qualité Q avec une chambre étalonnée dans un faisceau de référence de qualité Q_0 .

2.4.2 Détermination des facteurs d'ouverture du collimateur

Le facteur d'ouverture du collimateur (FOC ou OF pour *Output Factor*), noté Ω , est un paramètre permettant de quantifier la contribution de la diffusion à la dose à l'axe lorsque le collimateur est plus ou moins ouvert par rapport à un champ de référence, habituellement fixé à $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Le calcul des unités moniteurs délivrées par faisceau dépend de ce paramètre, il est donc important de le connaître avec précision. Le FOC s'exprime comme suit :

$$\Omega = \frac{D_{w,Q}^{f_{clin}}}{D_{w,Q}^{f_{ref}}} \quad (2.6)$$

où $D_{w,Q}^{f_{ref}}$ est la dose mesurée dans les conditions de référence à 10 cm de profondeur dans le champ de référence et $D_{w,Q}^{f_{clin}}$ la dose mesurée dans ces mêmes conditions mais pour un champ clinique de dimensions différentes.

Vu l'expression, le FOC d'un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, correspondant au champ de référence, vaut 1. Pour des champs plus grands que la référence, le volume irradié dans le fantôme est évidemment plus important. Ce faisant, la diffusion augmente également et sa contribution à la dose à l'axe est plus importante. Ainsi, si les dimensions du champ sont supérieures à $10 \times 10 \text{ cm}^2$, le FOC sera plus grand que 1. Inversément, si les dimensions du champ sont inférieures à $10 \times 10 \text{ cm}^2$, le FOC sera inférieur à 1.

Pour des grands champs et avec des instruments de bonne qualité, le facteur de proportionnalité entre mesure et dose reste constant entre différentes tailles de champ. Ainsi, sur base de l'équation 2.5, l'expression du FOC peut être simplifiée en l'écrivant directement comme le rapport des charges mesurées :

$$\Omega = \frac{M_Q^{f_{clin}}}{M_Q^{f_{ref}}}$$

Pour le FOC des petits champs toutefois, une telle simplification n'est pas acceptable vu la perturbation provoquée par le détecteur (Figure 2.8). Il faudra donc considérer un

12. En pratique, il s'agit d'un faisceau produit par une source de ^{60}Co .

terme supplémentaire dans la formule pour corriger la mesure :

$$\Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$$

avec $k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} = \frac{D_{w, Q_{clin}}^{f_{clin}} / \bar{D}_{det, Q_{clin}}^{f_{clin}}}{D_{w, Q_{ref}}^{f_{ref}} / \bar{D}_{det, Q_{ref}}^{f_{ref}}}$

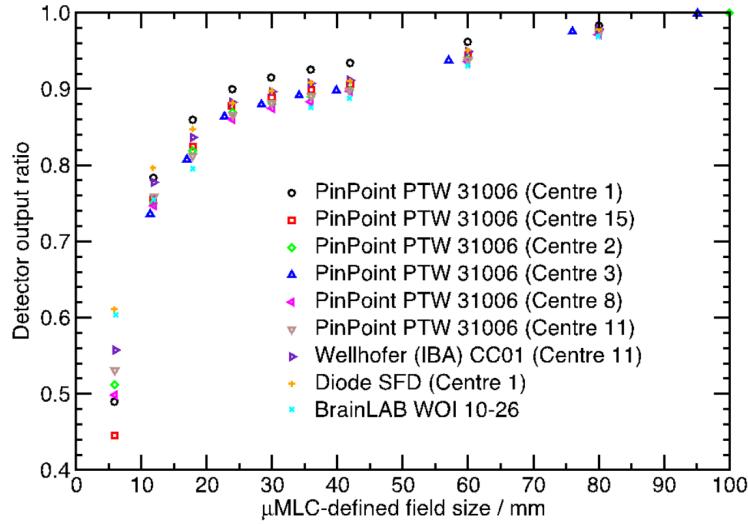


FIGURE 2.8 – Graphique du rapport des charges pour différents détecteurs en fonction de la taille de champ. Il est évident que plus la dimension du champ diminue, plus la différence entre les mesures augmente. Dès lors, on ne peut pas se permettre de laisser le facteur de correction de côté car il s'agit d'une importante source d'erreur [15].

Au delà de la formulation théorique, la mesure en elle-même pose problème. En effet, il faut réussir à mesurer la dose dans un grand et dans un petit champ avec le même instrument, mais un détecteur adapté aux deux situations n'existe pas. Pour pallier à cela, il faudra recourir à une méthode de mesure dans un champ intermédiaire, aussi appelée "Daisy chaining" ou méthode du champ intermédiaire, qui consiste à mesurer deux FOC séparément et à se ramener, via un champ dit intermédiaire, à la quantité d'intérêt :

$$\begin{aligned} \Omega_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}} &= \left[\Omega_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[\Omega_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}} \right]_{IC} \\ &= \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} k_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}} \right]_{IC} \\ &= \left[\frac{M_{Q_{clin}}^{f_{clin}}}{M_{Q_{int}}^{f_{int}}} k_{Q_{clin}, Q_{int}}^{f_{clin}, f_{int}} \right]_{det} \left[\frac{M_{Q_{int}}^{f_{int}}}{M_{Q_{ref}}^{f_{ref}}} \right]_{IC} \end{aligned} \quad (2.7)$$

par définition du FOC et car $\left[k_{Q_{int}, Q_{ref}}^{f_{int}, f_{ref}} \right]_{IC} = 1$ vu que f_{int} et f_{clin} sont tous deux des grands champs. Dans l'équation 2.7, "det" indique les mesures réalisées avec le détecteur

adapté aux petits champs et "IC" celles réalisées avec la chambre d'ionisation dans les grands champs.

Notons, en guise de remarque, que les facteurs de correction $k_{Q_{clin}, Q_{ref}}^{f_{clin}, f_{ref}}$ sont tabulés pour des champs carrés seulement. Pour un champ rectangulaire de dimensions $X \times Y$, le champ f_{clin} correspond à l'équivalent carré, dont la taille est évaluée comme suit :

$$f_{clin}^{EqA} = S = \sqrt{XY} \quad (2.8)$$

Cette formule, comme celle de Sterling¹³, ne sont pas adaptées à des petits champs rectangulaires. En effet, le facteur de correction qui sera associé au champ rectangulaire est celui de l'équivalent carré, évalué par la formule 2.8, ce qui résulte en un décalage des mesures par rapport à la courbe des FOC des champs carrés (Figure 2.9). En conséquence, un nouveau modèle a récemment été proposé afin de mieux estimer l'équivalent carré de ces champs [21] :

$$EqSqFS = \frac{2 \min(X, Y)^a \max(X, Y)^{2-a}}{X + Y} \quad (2.9)$$

$$= 2 \frac{XY}{X + Y} \left(\frac{\min(X, Y)}{\max(X, Y)} \right)^{a-1} \quad (2.10)$$

avec a un paramètre à ajuster¹⁴ et où la reformulation 2.10 est consistante avec la proposition de Bjärngard [22]. L'équation 2.9 représente une meilleure évaluation de l'équivalent carré, qui ne se base pas sur un critère géométrique mais va plutôt donner un champ équivalent carré pour lequel la contribution de la diffusion à l'axe est semblable à celle du champ rectangulaire. Ainsi, les valeurs des FOC en fonction de l'équivalent carré des champs rectangulaires suivront la courbe des mesures pour des champs carrés (Figure 2.9), ce qui est un résultat attendu.

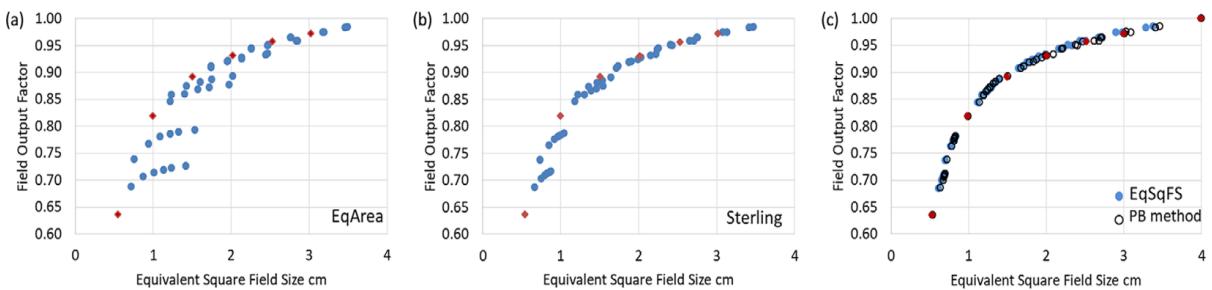


FIGURE 2.9 – FOC en fonction de la taille du champ équivalent carré. Les points en rouge représentent les mesures pour les champs carrés et en bleu celles pour les champs rectangulaires. a) Équivalent carré évalué par la formule 2.8 b) Équivalent carré évalué par la formule de Sterling c) Équivalent carré évalué par la formule 2.9 [21].

13. $f_{clin}^{Sterling} = 2 \frac{XY}{X + Y}$

14. Dans l'article, la valeur de a est posée à 1.12.

Chapitre 3

Faisceaux FFF

3.1 Intérêt des faisceaux FFF

Dans les traitements stéréotaxiques, il est d'une importance capitale que la précision de la mesure de dose et du positionnement du patient soit maximale. De même, la durée du traitement reste un point à ne pas négliger parmi les paramètres que l'on cherche à optimiser. En effet, même si toutes les précautions sont prises, un traitement trop long favorise la probabilité que le patient finisse par bouger, ce qui risque de déplacer la cible hors du champ. Vu la taille des cibles en stéréotaxie, cette situation est d'autant plus problématique car la machine doit irradier pendant plusieurs minutes pour atteindre la dose demandée à cause de la réduction du facteur d'ouverture du collimateur. La solution qui a été trouvée au temps trop long de ces traitements est de retirer le cône égalisateur¹ (Figure 4.5) présent devant la source de rayonnement dans la tête de l'accélérateur, permettant ainsi une augmentation du débit de dose maximal.

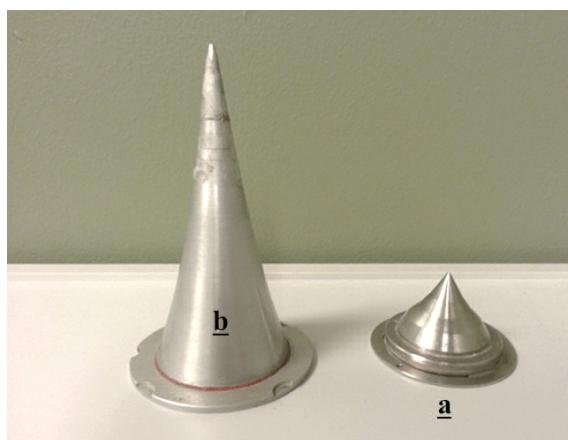


FIGURE 3.1 – Exemple de cône égalisateur pour un faisceau de basse (a) et de haute (b) énergie dans un accélérateur linéaire médical [23].

1. Flattening filter en anglais, lorsqu'il est enlevé le faisceau est dit Flattening Filter Free, d'où le nom FFF.

Le faisceau produit par l'accélérateur est à l'origine issu du rayonnement de freinage engendré par un flux d'électrons. Ces électrons étant accélérés à des hautes énergies, il advient que la distribution angulaire des photons produits est maximale dans la direction d'origine des électrons. Ainsi, plus de photons sont émis dans l'axe, résultant en un profil de dose en cloche. En radiothérapie cependant, ce faisceau est souvent filtré par un cône égalisateur qui va aplatisir le profil, lui donnant l'allure d'une fonction porte (Figure 3.3 et 2.4a).

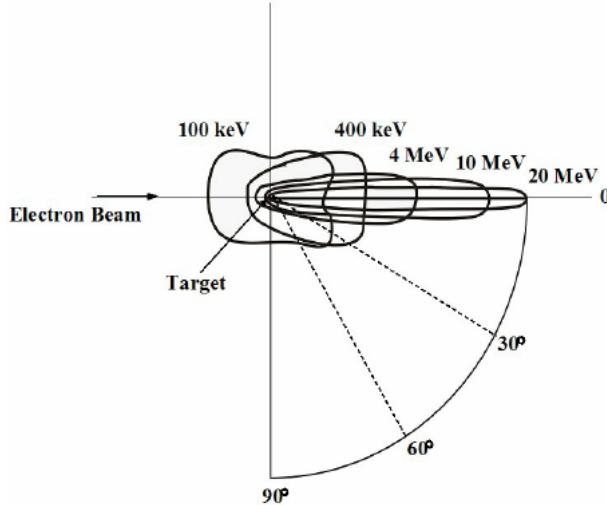


FIGURE 3.2 – Distribution angulaire du rayonnement de freinage pour différentes énergies [24].

Ceci était nécessaire par le passé car on pouvait atteindre une couverture homogène de la cible plus facilement avec un faisceau plat. De nos jours, avec les techniques de modulation, il est équivalent de préparer un traitement utilisant des petits champs avec un faisceau non-filtré, d'où leur utilisation systématique pour les traitements stéréotaxiques.

3.2 Description mathématique

Ce profil en forme de cloche des faisceaux FFF est une conséquence directe des équations du bremsstrahlung. En effet, la puissance émise par angle solide vaut [25] :

$$\frac{dP}{d\Omega} = \frac{e^2 a^2}{4\pi c^3} \frac{\sin^2 \theta}{(1 - \beta \cos \theta)^5} \quad (3.1)$$

Où :

- e est la charge élémentaire,
- a l'accélération des électrons,
- c la vitesse de la lumière,
- θ l'angle d'émission des photons par rapport à la direction incidente des électrons,
- β le facteur relativiste v/c .

Cette quantité est maximale pour un angle θ_{max} , dont l'expression est :

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

Pour $\beta \rightarrow 1$, on obtient que $\theta_{max} \rightarrow 0$, donc l'équation 3.1 s'écrit pour des petits angles :

$$\frac{dP}{d\Omega} = \frac{8e^2 a^2}{\pi c^3} \gamma^8 \frac{(\gamma\theta)^2}{(1 + (\gamma\theta)^2)^5} \quad (3.2)$$

avec $\gamma = 1/\sqrt{1 - \beta^2}$.

À partir de l'équation 3.2, on obtient pour l'angle θ_{max} et l'angle d'émission moyen :

$$\begin{aligned} \theta_{max} &= \frac{1}{2\gamma} = \frac{m_0 c^2}{2E} \\ \sqrt{\langle \theta^2 \rangle} &= \frac{1}{\gamma} = \frac{m_0 c^2}{E} \end{aligned}$$

Au vu de l'expression ci-dessus, on constate directement que plus les électrons possèdent une énergie élevée, moins les photons créés auront tendance à s'écartez de l'axe.

3.3 Dosimétrie

La présence du cône égalisateur entraîne une perturbation importante dans le flux de photons, au niveau de l'énergie ou de la diffusion notamment. Les différences entre faisceau filtré et FFF sont aujourd'hui bien établies et vont être rappelées dans la suite de cette section.

3.3.1 Profil

Bien entendu, vu la description qui en a été faite, la principale différence entre faisceau filtré et FFF réside au niveau des profils, profondément différents. Même s'ils restent semblables pour des champs plus petits que $3 \times 3 \text{ cm}^2$, au delà de cette limite le pic central se précise de plus en plus avec l'augmentation de la taille, comme illustré sur la figure 3.3.

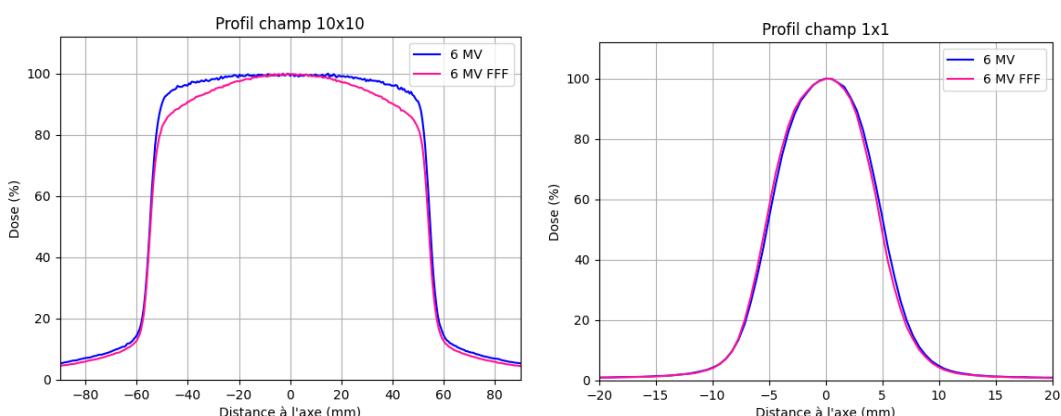


FIGURE 3.3 – Comparaison entre les profils, mesurés sur le LINAC Romulus du CHU de Tivoli, à 10 cm de profondeur pour un faisceau filtré (bleu) et non filtré (mauve), tous deux normalisés à l'axe et pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et $1 \times 1 \text{ cm}^2$. Image personnelle.

Cette nouvelle propriété est quantifiée par un paramètre nommé unflatness, qui est le rapport entre la dose à l'axe et la dose à 80%² des dimensions du champ. L'unflatness des faisceaux FFF au CHU de Tivoli est donnée dans le tableau 3.1.

Le pic sur le profil d'un faisceau FFF va être plus prononcé pour des champs plus grands, comme évoqué précédemment, mais aussi si le faisceau est d'une énergie plus grande (Figure 3.4). En effet, la distribution angulaire des photons produits par le bremsstrahlung sera moins écartée de l'axe central, résultant donc en un dépôt de dose plus important au centre que pour des énergies plus basses.

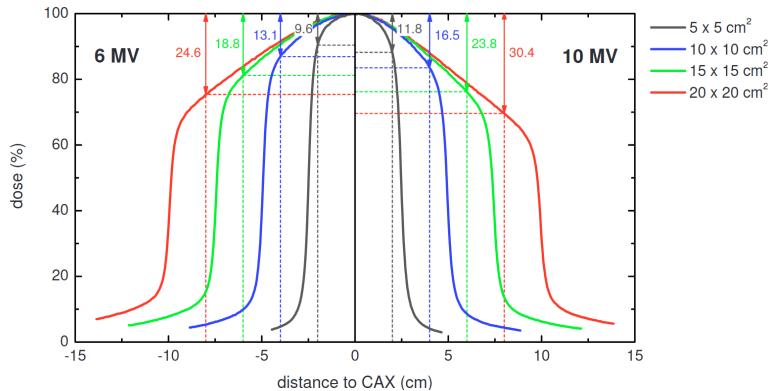


FIGURE 3.4 – Profils pour 4 tailles de champs différentes à 6 MV (gauche) et 10 MV (droite) [26].

Le design du cône égalisateur (Figure 4.5) fait en sorte que les photons passant par l'axe traversent plus de matière, afin que le flux parvenant au patient y soit plus atténué. En conséquence, le faisceau est plus durci à l'axe qu'aux bords du champ, phénomène connu sous le nom d'off-axis softening. Pour des champs FFF, l'absence de cône égalisateur fait que le spectre reste relativement similaire en tout point du champ (Figure 3.5), il n'y a pas de variation d'énergie des photons notable entre les bords et le centre.

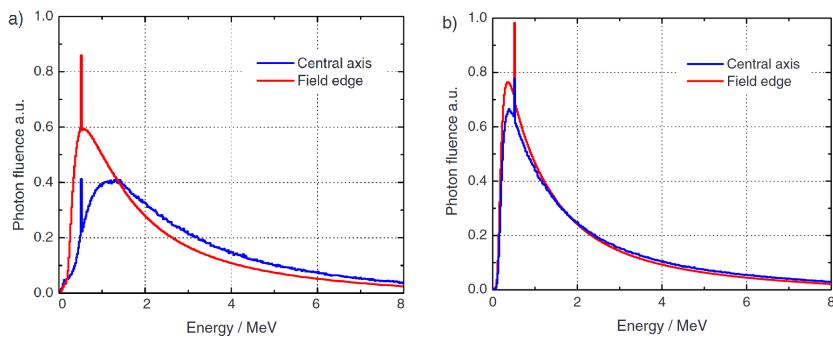


FIGURE 3.5 – Spectre d'énergie des photons à l'axe et au bords du champ pour un faisceau filtré (a) et un non filtré (b) [26].

2. Souvent, 80% est la valeur trouvée dans la littérature, mais il n'existe pas de consensus à l'heure actuelle. Il est tout à fait possible de trouver d'autres valeurs, comme 70% des dimensions du champ.

Ce phénomène d'off-axis softening fait que l'aspect du profil va varier en fonction de la profondeur. Le cône est en effet conçu de telle sorte que le faisceau soit plat à 10 cm de profondeur, qui est la profondeur de référence. La variation du spectre d'énergie entre l'axe et les bords aura pour conséquence l'apparition de différences entre des profils réalisés à d'autres profondeurs. À moins de 10 cm, les photons étant en moyenne de plus basse énergie aux bords qu'au centre, ils seront plus rapidement atténus, résultant en un dépôt de dose plus important qui se traduira par une légère bosse aux bords de la zone homogène. La situation inverse se produira à plus grande profondeur, avec un déclin plus rapide de la dose.

Pour un faisceau FFF cependant, l'atténuation est pratiquement équivalente en tout point du profil, rendant la variation de celui-ci avec la profondeur bien moins évidente (Figure 3.6). De plus, au delà de ces différences de profil, l'utilisation d'un faisceau filtré augmente la dose hors champ de quelques pourcents, à cause de la diffusion provenant du cône égalisateur.

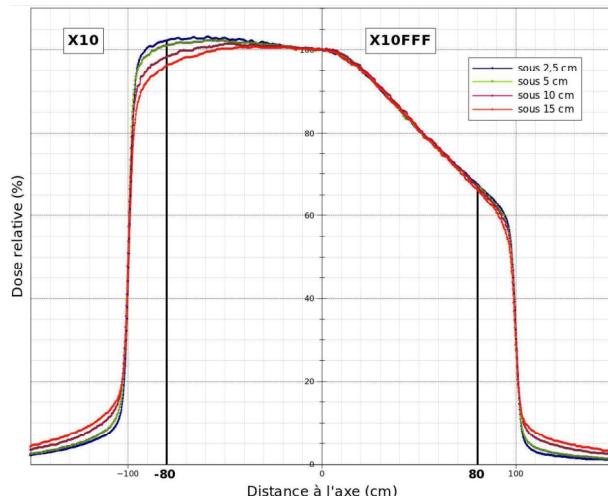


FIGURE 3.6 – Variation des profils avec la profondeur. On voit que le profil du faisceau FFF ne varie presque pas, contrairement au faisceau filtré [27].

3.3.2 Rendement en profondeur et énergie moyenne

La discussion dans cette section n'est valable que pour des machines de la marque Varian, tels les Truebeams présents au CHU de Tivoli. Pour des machines Elekta, les paramètres de l'accélérateur sont ajustés de sorte que les faisceaux FFF aient la même pénétration dans la matière que leurs équivalents filtrés³ (Figure 3.7).

Pour une machine Varian, les paramètres de l'accélérateur restent identiques dans les deux cas et le PDD présentera des différences évidentes entre faisceau filtré et FFF. Comme on peut le constater sur la figure 3.5, la présence du cône égalisateur entraîne un durcissement du faisceau. Le flux de photons est donc en moyenne plus énergétique et en conséquence moins atténué que si le filtre était absent. Ce faisant, le %dd d'un faisceau FFF sera moins important à grande profondeur par rapport au faisceau filtré. De plus,

3. Cette situation n'est vraie que pour un champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

on constate que le dépôt de dose dans les premiers millimètres est plus important pour le faisceau FFF, ce qui est attendu vu l'atténuation plus importante du faisceau, comme illustré dans la figure 3.8.

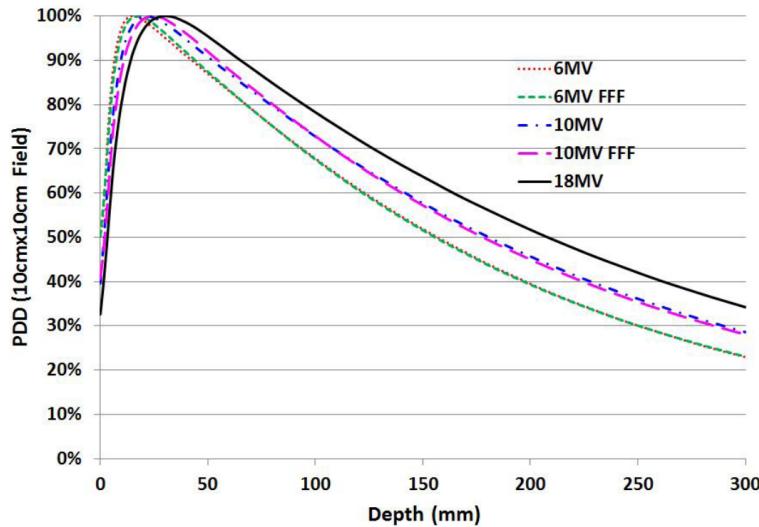


FIGURE 3.7 – PDD pour différentes énergies disponibles sur une machine Elekta VersaHD. On constate que pour la même énergie, les PDD sont quasiment identiques pour un champ $10 \times 10 \text{ cm}^2$ [28].

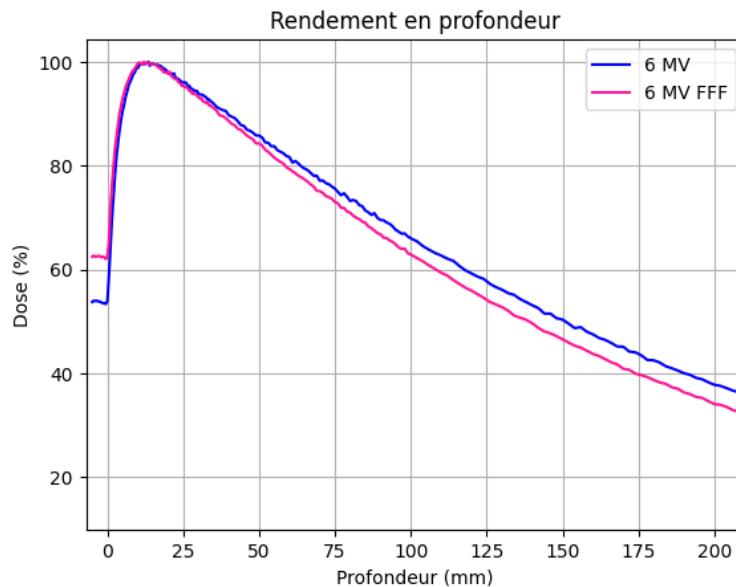


FIGURE 3.8 – PDD pour un faisceau 6 MV et 6 MV FFF obtenus sur un Truebeam du CHU de Tivoli. Image personnelle.

Une autre conséquence de cette variation d'énergie se trouve au niveau de l'indice de qualité. Pour des machines Elekta, comme la dose en profondeur ne change pas entre faisceaux filtrés et non-filtrés, on s'attend à avoir un indice de qualité similaire. Il n'en est rien pour un accélérateur Varian, vu la différence d'atténuation. En effet, l'indice

de qualité pour un faisceau FFF sera plus petit que celui d'un faisceau filtré, résultat attendu étant donné que l'indice de qualité est un reflet de l'énergie moyenne. Ainsi, pour se ramener à une discussion précédente, il est préférable d'utiliser un faisceau non-filtré si les dimensions du champ sont équivalentes ou inférieures au centimètre, de sorte à ne pas perdre l'équilibre électronique latéral (Table 3.1). Pour l'accélérateur du CHU de Tivoli possédant l'option FFF par exemple, les différents indices de qualités sont présentés dans le tableau 3.1 ci-dessous :

	6 MV	6 MV FFF	10 MV	10 MV FFF
IQ	$0,667 \pm 0,009$	$0,630 \pm 0,009$	$0,738 \pm 0,006$	$0,703 \pm 0,005$
Unflatness	/	$1,13 \pm 0,01$	/	$1,22 \pm 0,01$
r_{LCPE}	1,2 cm	0,89 cm	1,79 cm	1,5 cm

TABLE 3.1 – Tableau listant les indices de qualité et l'unflatness des différents faisceaux pouvant être délivrés par le LINAC Romulus du CHU de Tivoli. De plus, la valeur de r_{LCPE} a été évaluée sur base de l'équation 2.1. Communication privée.

3.3.3 Facteur d'ouverture du collimateur

Le retrait du cône égalisateur a également un impact sur la quantité de photons diffusés provenant de la tête. En effet, comme les photons interagissent avec ce dernier en passant au travers, il y a nécessairement plus de diffusion en filtrant. En plus de la diffusion dans la tête, rappelons que l'énergie moyenne d'un faisceau FFF est inférieure à celle de son équivalent filtré, résultant en une production de photons diffusés inférieure dans le fantôme. Au final, cette diminution de la diffusion totale présente un impact direct sur les FOC des faisceaux FFF, qui restent plus proches de l'unité que ceux d'un faisceau filtré.

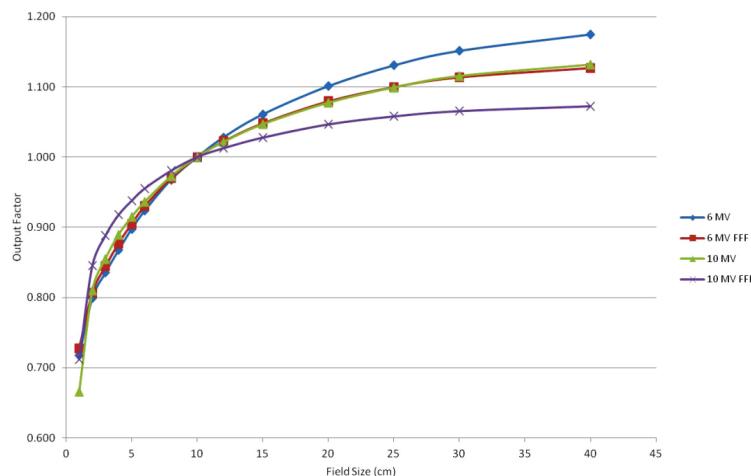


FIGURE 3.9 – Comparaison du FOC entre faisceau filtré et FFF [29].

Chapitre 4

Stéréotaxie

4.1 Intérêt et premiers systèmes

La radiothérapie stéréotaxique prend naissance en 1956, avec le chirurgien suédois Lars Leksell, qui eut à l'époque l'idée de s'inspirer de la neurochirurgie afin de traiter des patients présentant des lésions crâniennes. Pour ce type de traitements, on constate en effet que la plupart des tumeurs à irradier sont de petites tailles, de l'ordre du centimètre par exemple. De plus, il faut noter que les marges d'erreur typiques choisies par les docteurs sont de $1 - 2\text{ mm}$, alors qu'elles dépassent très souvent 5 mm pour des traitements sur d'autres zones (Figure 4.1). Le cerveau étant un organe très peu mobile, la seule source d'erreurs notable est le positionnement du patient lui-même.

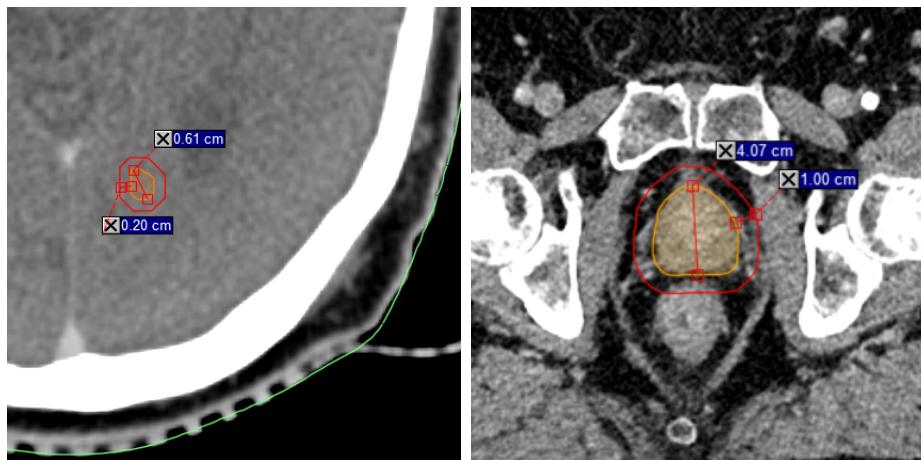


FIGURE 4.1 – Images de 2 patients où la taille du volume tumoral clinique (CTV) et la différence avec le volume de planification (PTV) sont affichées¹. À gauche, le patient présente une métastase cérébrale et à droite un cancer de la prostate. Image personnelle.

1. L'ICRU définit le CTV comme le volume comprenant le *Gross Tumoral Volume* (GTV), auquel est ajouté une marge permettant d'englober les extensions microscopiques de la tumeur mises en évidence par des analyses histopathologiques. Le PTV correspond quant à lui au CTV auquel est ajouté une marge d'erreur, permettant de prévenir tout problème de positionnement [30].

Cependant, une telle précision requiert des équipements spécifiques qui vont permettre de positionner correctement le patient. La dose déposée étant calculée sur les images CT du patient, il faut donc en théorie le replacer de l'exacte même façon afin que la dose réellement déposée corresponde bien à ce qui a été calculé. Cette opération est d'autant plus délicate en stéréotaxie au vu des volumes et des marges d'erreurs réduites. C'est pour ces raisons que Leksell développe l'idée de traiter les patients en radiothérapie externe avec un cadre stéréotaxique. Il s'agit d'un anneau métallique vissé au crâne du patient (Figure 4.2) et qui y reste attaché pendant l'intégralité du traitement.



FIGURE 4.2 – Photo d'un patient auquel est attaché un cadre stéréotaxique [31].

Le cadre est ensuite utilisé comme référentiel afin d'établir un système de coordonnées qui va permettre, comme il est fixé au crâne, de repérer les points dans le cerveau par leur position dans le référentiel établi. En neurochirurgie, le cadre permet au chirurgien de ne cibler que les structures d'intérêt avec une très grande précision, sans risquer de déborder sur les tissus environnants. En radiothérapie, l'idée est sensiblement la même : les coordonnées de l'isocentre de traitement sont relevées sur le scanner grâce au cadre, ce qui permet de replacer le patient comme souhaité grâce au système de fixation du cadre à la table.

Bien que la technique permet d'atteindre une précision inégalée dans le positionnement, elle reste toutefois très inconfortable pour le patient. En chirurgie, le cadre est fixé au début de l'intervention et enlevé une fois qu'elle est terminée, dérangeant peu le patient, anesthésié durant la procédure. En radiothérapie, par contre, le cadre est attaché au patient avant d'effectuer le scanner et reste jusqu'à la fin de l'irradiation, ce qui dure au mieux quelques heures. De plus, il est impensable pour le patient de détacher et réattacher le cadre entre différentes fractions, ce pourquoi l'intégralité du traitement doit être réalisée en un jour. Ce type de traitement, en une seule fraction, est appelé radiochirurgie stéréotaxique, ou SRS pour *Stereotactic RadioSurgery*.

4.2 Systèmes frame-based non invasif et frameless

Bien sûr, au delà de l'inconfort évident du patient, cette façon de traiter posait problème du point de vue du personnel médical, qui devait absolument faire en sorte de

traiter le patient au plus vite. En outre, le fractionnement de la dose en radiothérapie présente des bienfaits pour les tissus sains, moins endommagés pour une même dose si elle est répartie sur plusieurs séances, ce qui permet d'augmenter la dose à la tumeur sans trop de toxicité supplémentaire.

La première évolution de ces traitements a été l'utilisation de masques thermoformés, qui s'adaptent aux contours du patient lorsqu'ils sont chauffés et les maintiennent fermement pendant l'irradiation. À ce masque est attaché un cadre stéréotaxique (Figure 4.3), qui permet toujours de repositionner avec précision le patient, sans pour autant l'incommoder avec une fixation directement sur son crâne. Un autre avantage majeur, comme évoqué précédemment, est qu'il est possible de fractionner la dose, permettant ainsi un traitement plus efficace de certaines tumeurs. Cette façon de traiter, souvent en 3 – 4 séances, est appelée SRT pour *Stereotactic RadioTherapy*.



FIGURE 4.3 – Système de contention frame-based non invasif et frameless [32, 31].

Avec l'évolution de la technologie, il est aujourd'hui possible de se passer totalement du cadre stéréotaxique et de réaliser des traitements dits frameless, où seul le masque reste présent (Figure 4.3). Cela est réalisable avec la possibilité d'effectuer des CBCT² sur les machines, du surface tracking ou d'autres systèmes d'imagerie. Aussi, les firmes fabriquant du matériel de radiothérapie fournissent des tables dites 6D, qui permettent de corriger la position du patient pour les 6 degrés de liberté, au lieu simplement des translations et de la rotation isocentrique, qui sont les seuls déplacements réalisables par les tables standards. Ainsi, les systèmes d'imagerie permettent de voir de petits décalages, que le mouvement de la table va ensuite pouvoir corriger. Ces avancées dans le hardware nous permettent aujourd'hui de réaliser des traitements dits SBRT, pour *Stereotactic Body RadioTherapy*, qui sont des traitements hypofractionnés à haute dose dans d'autres zones du corps que le cerveau.

2. *Cone Beam Computed Tomography*. Pour obtenir des images en coupe, un tube RX va tourner autour du patient sur un seul plan, contrairement au CT hélicoïdal habituel. Les RX transmis sont ensuite récoltés sur un détecteur plan et par un processus de reconstruction tomographique, les images en coupe sont obtenues.

4.3 Machines adaptées à la stéréotaxie

Les traitements stéréotaxiques sont apparus à une époque où les machines de traitement n'étaient pas capables d'atteindre le degré de précision et de reproductibilité actuel. Pour ce faire, un autre système dédié spécifiquement à la stéréotaxie crânienne fut créé : le gamma knife. Dans cette machine (Figure 4.4), le cadre fixé au patient est ensuite attaché à un casque qui possède des trous pouvant être bloqués. Au bout de chaque trou se trouve une des 201 sources de ^{60}Co contenues dans l'appareil, laissant passer un flux de photons qui va irradier la tumeur. Excepté pour la table, rien ne bouge dans un gamma knife, ce qui garantit une précision maximale.

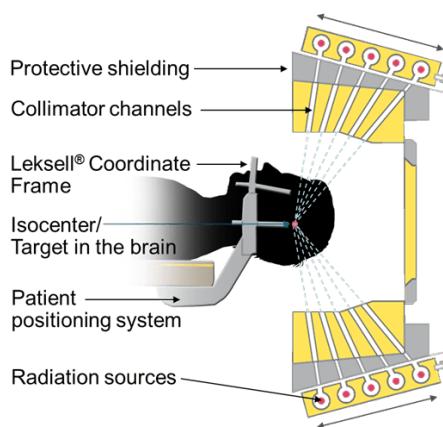


FIGURE 4.4 – Schéma de fonctionnement d'un gamma knife [31].

Cependant, vu sa conception, un gamma knife ne peut réaliser que des traitements crâniaux. Ce manque de versatilité fait qu'il est rare de voir des centres en possédant un. De nos jours, la précision des LINACS³ est en effet telle qu'elle permet de réaliser des traitements stéréotaxiques, sans compter que la machine peut être aussi utilisée pour des traitements classiques de plus importants volumes ou encore pour des SBRT, impossibles à délivrer avec un gamma knife. Bien entendu, il faut néanmoins, si l'on compte utiliser un LINAC pour de la stéréotaxie, que les tolérances et le programme d'assurance qualité soient plus stricts qu'à l'accoutumée : les tolérances habituelles représenteraient en effet une erreur bien trop importante vu le niveau de précision à atteindre en stéréotaxie.

Aussi, les LINACS sont aujourd'hui pourvus de collimateurs multi-lames⁴ de qualité, où plusieurs lames vont entourer la cible, permettant une bonne conformation même des petites cibles⁵ à l'isocentre. De manière générale, les améliorations au niveau du hardware et l'apparition des techniques de modulation ont rendu la stéréotaxie plus simple à exécuter sur les LINACS, ce qui a participé à la popularisation de la technique. Il est

3. Abréviation courante pour *Linear accelerator*.

4. Souvent abrégé par MLC, pour *Multi Leaf Collimator*. Voir section 6.1 du chapitre 6 pour plus d'informations sur ces systèmes.

5. À titre d'exemple, le MLC Millenium 120 de Varian, dont les LINAC du CHU de Tivoli sont munis, possède des lames de 0.5 cm de largeur à l'isocentre. Notons qu'il existe également des MLC dits HD, dont les lames possèdent une largeur de 0.25 cm

toujours possible d'utiliser, comme cela était fait par le passé, des cônes stéréotaxiques. Ces cônes sont un système de collimation externe (Figure 4.5), où le faisceau ne peut passer que par le trou central, valant minimum 4 mm de diamètre pour le plus petit cône. Atteindre une conformation correcte de la cible avec ce genre de système s'avère néanmoins bien plus complexe qu'avec un MLC et il faudra souvent faire usage d'une balistique à plusieurs isocentres, rendant un tel traitement plutôt long.



FIGURE 4.5 – Cône pouvant être monté sur la tête d'un LINAC Elekta VersaHD [33].

Une autre machine dédiée à la stéréotaxie existe : le cyberknife. Il s'agit d'un bras robotique dont l'extrémité est munie d'un accélérateur linéaire. Ce faisant, le cyberknife a beaucoup plus de liberté au niveau des angles d'entrée du faisceau par rapport à un LINAC, capable uniquement d'une rotation autour d'un axe⁶, ce qui permet d'étaler la dose dans le patient et de créer des gradients abruptes. De plus, cette machine est munie de 2 tubes RX permettant de réaliser des images de la tumeur pendant le traitement afin de s'adapter à son mouvement, ce qui en fait donc un moyen de traitement très adapté aux SBRT pulmonaires, où le mouvement respiratoire est source d'erreurs majeure. Vu la taille de l'accélérateur (Figure 4.6), un cyberknife ne peut accélérer les électrons que sur de petites distances⁷ et ne dispose donc que de la plus basse énergie disponible habituellement : 6 MV FFF, pour s'épargner la place occupée par le cône égalisateur.



FIGURE 4.6 – Cyberknife du CHU de Liège. Image personnelle.

6. Pour les traitements stéréotaxiques sur un LINAC, l'usage préconise cependant de tourner la table entre chaque arc, afin que la dose ne soit pas concentrée dans une seule région du patient.

7. Cette petite distance a aussi pour conséquence que le cyberknife fonctionne en bande X, qui correspond à une onde accélératrice de fréquence plus élevée que sur un LINAC habituel, qui fonctionne typiquement en bande S.

CHAPITRE 4. STÉRÉOTAXIE

Retenons au final que la stéréotaxie reste accessible aux accélérateurs classiques, pour peu qu'ils soient pourvus d'une instrumentation permettant d'atteindre le degré de précision élevé de ces traitements.

Chapitre 5

DéTECTEURS

Dans le cadre de ce travail, différents instruments furent utilisés afin d'effectuer des mesures de dose. Il existe de nos jours un grand nombre de détecteurs, aux propriétés diverses et variées, permettant de réaliser une telle tâche. Ici, trois types de détecteurs se sont avérés utiles et seront présentés dans cette partie : la chambre de Farmer, servant d'instrument de référence pour la mesure de dose absolue, le détecteur à diamant et le film radiochromique pour les mesures dans les petits champs.

5.1 Chambre d'ionisation de Farmer

Conceptuellement, le fonctionnement d'une chambre d'ionisation reste assez simple et direct. Rappelons que le faisceau de photons va transférer de l'énergie aux électrons dans la matière, causant ainsi une ionisation dûe à la mise en mouvement de particules chargées. Si le milieu est laissé libre et sans influence externe, les électrons vont se recombiner avec des ions positifs afin que le milieu redevienne électriquement neutre. Cependant, si l'on insère une cavité où une différence de potentiel existe dans le milieu, alors il sera possible d'accélérer les charges créées et, si la tension est suffisante, de les récolter au niveau des électrodes. C'est sur ce principe de collecte de charges dans une cavité¹ que sont basées les chambres d'ionisation.

Le fonctionnement d'un tel détecteur dépend de la tension entre les électrodes et trois régimes peuvent être mis en évidence (Figure 5.1) :

- Régime chambre d'ionisation : la différence de potentiel aux bornes des électrodes empêche la recombinaison des électrons et des ions positifs et permet une collecte de l'ionisation primaire,
- Régime proportionnel : l'accélération des particules chargées leur procure suffisamment d'énergie pour provoquer des ionisations secondaires, augmentant ainsi la charge détectée proportionnellement à l'ionisation primaire,

1. Pour une chambre de Farmer, il s'agit d'une cavité remplie d'air.

- Régime Geiger-Muller : la tension est telle qu'elle provoque une cascade d'ionisation, rendant un tel instrument très efficace pour détecter un faible taux de radiations mais possède en contre partie une résolution en énergie nulle.

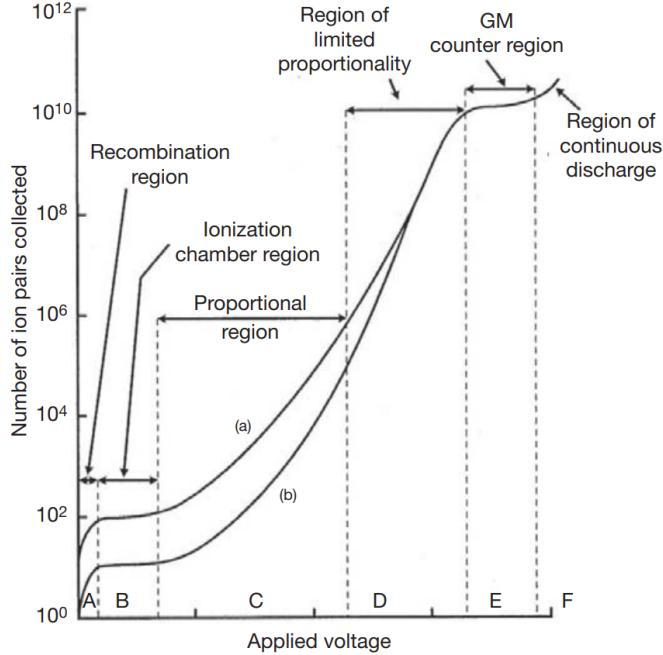


FIGURE 5.1 – Graphique du nombre de charges collectées en fonction de la tension. a) et b) représentent les courbes de détection pour des particules β d'énergie valant respectivement 1 MeV et 100 keV [18].

Pour une mesure de dose sur un accélérateur médical, c'est le mode de fonctionnement en chambre d'ionisation, aux alentours de $300 - 400 \text{ V}$ pour les chambres utilisées en radiothérapie, qui nous intéresse. En effet, en connaissant l'énergie nécessaire pour créer une paire de charges dans le gaz et en récoltant directement ces dernières, il nous est donc possible de retrouver l'énergie déposée dans la matière par le faisceau et de déterminer ainsi la dose. Dans une situation d'équilibre électronique, il est effectivement possible d'écrire la dose déposée dans l'air comme [34] :

$$\begin{aligned} D_{\text{air}} &= K_{\text{air}}^{\text{col}} \\ &= \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_{\text{air}} \end{aligned} \quad (5.1)$$

où :

- Q est la charge totale collectée,
- m la masse d'air dans la cavité,
- \bar{W} l'énergie moyenne nécessaire pour créer une paire de charges dans le milieu²,
- e la charge élémentaire.

2. Dans de l'air sec, on obtient que $\bar{W} = 33,97 \text{ eV}$ par paire de charges.

En se rappelant de l'équation 2.4 définie dans le cadre de la théorie des cavités de Bragg-Gray et en y insérant l'équation 5.1, la dose déposée dans l'eau s'écrit donc :

$$D_{eau} = \frac{Q}{m} \left(\frac{\bar{W}}{e} \right)_{air} S_{air}^{eau}$$

Notons que la charge collectée par une chambre d'ionisation reste toutefois assez faible, comme elle n'est pas amplifiée, mais vu que le débit de photons délivrés par un LINAC est particulièrement élevé, cela ne pose dans ce cas-ci aucun problème.

Les protocoles de dosimétrie, comme le NCS18 ou le TRS398 [19, 20], demandent d'une chambre d'ionisation destinée à des mesures sur un accélérateur médical qu'elle réponde à certaines caractéristiques :

- Chambre cylindrique pourvue de parois en graphite³, matériel eau-équivalent assurant une réponse uniforme et une stabilité de la chambre dans le temps,
- Le volume de la chambre doit être entre 0,1 et 1 cm³,
- La chambre n'est pas scellée, de sorte à ce qu'elle s'équilibre avec les conditions ambiantes de température et de pression.

Il est aussi bien entendu demandé qu'un tel instrument reste stable, de même pour l'electromètre qui y est associé. Les "chambres de Farmer", nommées ainsi d'après leur créateur, répondent à ces critères et sont les instruments recommandés par les protocoles de dosimétrie pour la mesure de dose absolue. Ces dernières sont calibrées dans des laboratoires primaires, où le facteur d'étalonnage N_{D,w,Q_0} de la chambre est déterminé par comparaison avec la mesure d'un calorimètre dans un faisceau de ^{60}Co . Ce facteur permettra donc, dans les conditions de référence et moyennant la connaissance de k_{Q,Q_0} , de déterminer la dose correspondant à la charge mesurée dans la chambre grâce à l'équation 2.5. Cette façon de procéder a été adoptée car elle permet d'atteindre une grande précision, réduisant l'incertitude dosimétrique à moins de 1%.

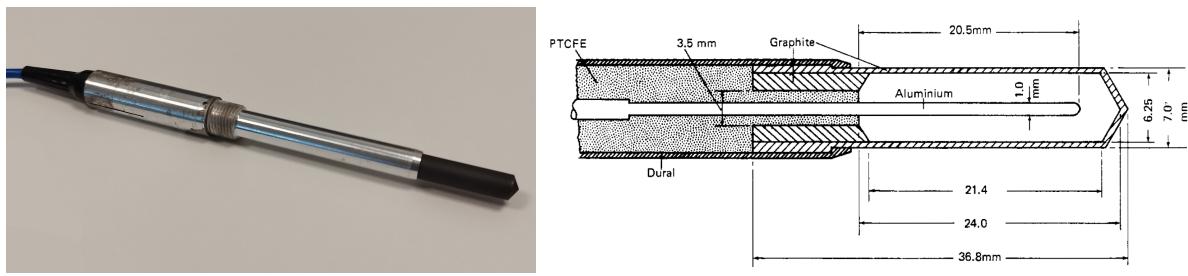


FIGURE 5.2 – Photographie d'une chambre de Farmer avec un schéma représentant sa structure interne [35].

La charge mesurée doit toutefois être corrigée pour divers facteurs afin de prendre en compte les variations existantes par rapport à une situation idéale. Ces corrections sont

3. Cependant, vu que certaines chambres ne sont pas étanches, l'utilisation d'une petite épaisseur de plastique est autorisée afin d'assurer que l'eau n'y pénètre pas. Dans le cas où une telle protection est présente, la chambre doit être calibrée avec.

ajoutées sous forme de facteurs multiplicatifs :

$$M_{corr,Q} = M_Q k_{TP} k_h k_{pol} k_s$$

où :

- k_{TP} est le facteur de correction pour la variation de masse d'air dans la chambre, due aux conditions de température et de pression par rapport aux conditions de référence, dont l'expression est :

$$k_{TP} = \frac{T + 273,15}{T_0 + 273,15} \frac{P_0}{P}$$

où T et P sont la température ($^{\circ}\text{C}$) et la pression relevées lors de la mesure et T_0 et P_0 correspondent aux valeurs des conditions normales de température et de pression, c'est à dire $T_0 = 20^{\circ}\text{C}$ et $P_0 = 1013,15 \text{ hPa}$.

- k_h est le facteur de correction pour l'humidité de l'air dans la cavité. Entre 20% et 80% d'humidité, ce facteur vaut 1 et il n'est donc pas utilisé dans notre climat,
- k_{pol} est le facteur de correction pour le signe de la différence de potentiel entre les électrodes. Bien que cet effet soit minime pour la plupart des chambres dans des faisceaux de photons, changer la polarité donne une variation de mesure qu'il faut corriger par le facteur :

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

où M^+ et M^- désignent les mesures réalisées avec une tension de même magnitude, positive et négative respectivement et M correspond à la mesure réalisée avec la polarité utilisé en routine. Si ce facteur venait à valoir plus de quelques pourcents, alors la chambre ne serait pas considérée comme adaptée à une mesure de dose absolue.

- k_s est le facteur de correction pour la recombinaison, qui prend en compte le fait que certaines charges créées vont se recombiner et ne seront pas collectées. Dans le cas où la relation entre $1/M$ et $1/V$ est linéaire⁴, la valeur de k_s peut être estimée à l'aide d'une expression polynomiale :

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

où M_1 et M_2 sont les mesures effectuées à une tension V_1 et V_2 respectivement. V_1 correspond à la tension habituelle utilisée lors des mesures de dose et V_2 est une

4. Une méthode pour déterminer k_s , dans le cas où la relation n'est pas linéaire, est de tracer le graphique de $1/M$ en fonction de $1/V$, habituellement nommé Jaffé plot. Il faudra ensuite effectuer un ajustement linéaire sur cette courbe, ce qui permettra de déterminer l'ordonnée à l'origine. Pour ce point, $1/V = 0 \Leftrightarrow V \rightarrow \infty$, ce qui signifie que la charge associée correspond à celle que la chambre aurait mesuré si la tension entre les électrodes étaient infinie, correspondant donc à la charge totale. Ainsi, le rapport entre cette charge estimée pour $V \rightarrow \infty$ et la charge mesurée à la tension usuelle donnera le facteur de correction k_s [36].

valeur de tension inférieure, de telle sorte que $V_1 = nV_2$, avec $n \geq 2$. Les coefficients a_i de cet ajustement quadratique sont tabulés dans les protocoles de dosimétrie pour différentes valeurs de n .

Notons également que, si la chambre et l'électromètre ne sont pas calibrés ensemble, il faudra alors ajouter un facteur k_{elec} pour prendre en compte la variation due à l'électromètre.

5.2 DéTECTEUR à diamant

Bien que la chambre de Farmer soit considérée comme le détecteur de référence, elle n'est pas adaptée pour effectuer des mesures dans un champ de taille inférieure à $4 \times 4 \text{ cm}^2$. En effet, le volume de la chambre devient trop important par rapport aux dimensions et son influence se fait ressentir même dans la zone centrale du champ, comme exposé dans la section 2.2.3.

Afin de s'affranchir de cette limite, les constructeurs se sont notamment orientés vers la synthèse de détecteurs basés sur une jonction P-N (Figure 5.3). Dans sa conception basique, une jonction P-N est constituée de silicium dopé P d'un côté et de silicium dopé N de l'autre, connectés par jonction métallurgique. Comme le Si dopé N présente un excès d'électrons et le dopé P un excès de trous, il adviendra, par les lois de la diffusion, que les électrons vont diffuser vers le côté dopé P et inversement pour les trous. Des ions vont être créés à la suite du départ des charges libres, ce qui va induire l'apparition d'un champ électrique dans le sens du déplacement des électrons, ce dernier donnant naissance à un courant de dérive qui va ramener les charges libres de leur côté d'origine. Cette situation va s'équilibrer et résulter en l'apparition d'une zone de déplétion, désertée par les charges libres, où un champ électrique existe en permanence.

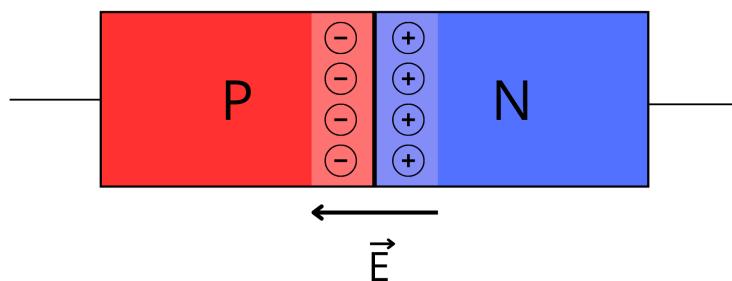


FIGURE 5.3 – Représentation d'une jonction P-N. Les ions dans la zone de déplétion engendrent le champ électrique qui empêche les charges libres d'y rester. Image personnelle.

Lors d'une irradiation, des charges vont être créées dans la zone de déplétion et seront immédiatement accélérées par le champ électrique qui y existe, à la suite de quoi elles peuvent être collectées afin d'évaluer la charge totale créée par la source de radiations, permettant de retrouver la dose sur base de l'énergie nécessaire à la création d'une paire de charges dans le matériau. Dans un tel détecteur, c'est donc la zone de déplétion qui fait office de volume sensible. Sur base de la théorie liée à la physique des semi-conducteurs,

il est possible d'évaluer la largeur W de la zone de déplétion [37] :

$$W = \sqrt{\frac{2\epsilon\phi_b}{e} \frac{N_{Ap} + N_{Dn}}{N_{Ap} N_{Dn}}} \quad (5.2)$$

où :

- ϵ est la permittivité diélectrique du milieu,
- e est la charge élémentaire,
- N_{Ap} et N_{Dn} sont les concentrations en accepteurs et en donneurs de charges,
- ϕ_b est le potentiel de jonction, qui s'écrit :

$$\phi_b = \frac{k_b T}{e} \ln \left(\frac{N_{Ap} N_{Dn}}{n_i^2} \right) \quad (5.3)$$

où :

- k_b est la constante de Boltzmann,
- T la température,
- n_i la concentration intrinsèque en porteurs de charges.

À température ambiante, il advient que $k_b T/q \approx 25 \text{ mV}$ et $n_i \approx 10^{10} \text{ cm}^{-3}$ pour du silicium. Pour un dopage classique, il est raisonnable d'écrire que $N_{Ap} \approx 10^{16} \text{ cm}^{-3}$, de même pour N_{Dn} par simplicité. Dès lors, on obtient par l'équation 5.3 que $\phi_b = 0,69 \text{ V}$ qui, une fois inséré dans l'équation 5.2, nous donne que $W = 0,421 \mu\text{m}^5$. Ainsi, la taille d'une zone de déplétion est bien inférieure au volume actif d'une chambre d'ionisation, faisant qu'un tel détecteur est nettement plus adapté pour effectuer une mesure de dose dans les petits champs.

Un détecteur à diamant fonctionne sur base d'une diode également mais dont la composition est particulière : la diode de Schottky. Par rapport à une diode classique, la diode de Schottky correspond à l'assemblage d'un semi conducteur dopé N avec un métal, au lieu d'un semi conducteur dopé P. Cet assemblage résulte en une jonction métal-semi conducteur, qui possède l'avantage d'avoir une tension d'activation plus basse que les diodes normales ainsi qu'un meilleur fonctionnement à hautes fréquences, la rendant intéressante dans la conception de certains circuits [38]. La largeur de la zone de déplétion d'une telle jonction peut être exprimée de façon semblable à l'équation 5.2 dans l'hypothèse d'une jonction abrupte⁶ [37, 38] :

$$W = \sqrt{\frac{2\epsilon\phi_b}{q} \frac{1}{N_{Dn}}} \quad (5.4)$$

où les notations utilisées sont celles définies pour l'équation 5.2. Il est donc possible d'interpréter l'équation 5.4 comme un cas particulier de l'équation 5.2, où l'on aurait

5. Bien entendu, la largeur de la zone de déplétion varie d'un semi-conducteur à l'autre en fonction de plusieurs paramètres, notamment le dopage. Notons qu'en général, sa taille reste aux alentours du micromètre, comme illustré par la calcul. Par exemple, la largeur de la zone de déplétion de la diode microsilicon de PTW vaut $18 \mu\text{m}$.

6. Cela signifie qu'il existe une transition discontinue du nombre de porteurs de charges à la jonction.

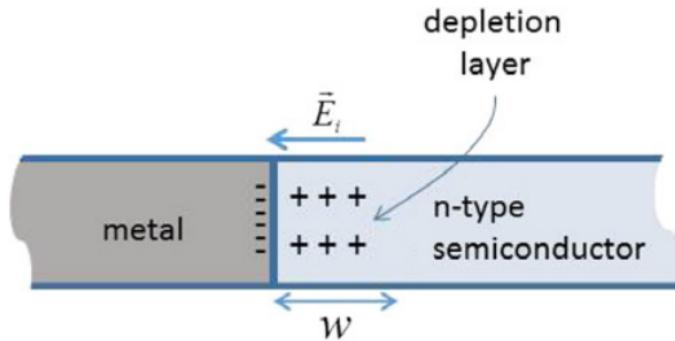


FIGURE 5.4 – Représentation d'une diode de Schottky [38].

$N_{Ap} \gg N_{Dn}$, vu la nature conductrice du métal. De plus, comme illustré par la figure 5.4, le champ électrique induit par la présence des ions à la jonction ne pénètre pas dans le métal, vu la propriété des conducteurs à l'équilibre électrostatique d'empêcher l'apparition d'un champ électrique en leur sein.

C'est une diode de ce type que le fabricant PTW a choisie afin de développer son détecteur à microdiamant. De plus, elle est constituée de carbone en phase diamant dopé N, dont la structure et les propriétés sont équivalentes à celles du silicium. Afin d'amortir les coûts de production et d'avoir une composition la plus stable et reproductible possible, le diamant n'est pas naturel mais synthétisé artificiellement par un processus de déposition chimique de vapeur⁷. Le choix du diamant, matériau eau-équivalent, permet d'avoir une variation de la réponse très faible avec l'énergie, vu la quasi constance du rapport des pouvoirs d'arrêt diamant/eau. De plus, la grande résistance du diamant aux radiations en font un détecteur fiable et constant dans le temps, ce qui n'est pas le cas des diodes au silicium qui ont tendance à se dégrader lors de l'exposition à des rayonnements ionisants, impactant ainsi leur sensibilité.

5.3 Film radiochromique

Le film radiochromique est un type de film qui est impressionné suite à une exposition à un faisceau de radiations. Le film contient une couche de cristal monomérique, du lithium-10,12-pentacosadiynoate (LiPCDA) pour les films Gafchromic EBT, entourée de deux couches de polyester permettant son utilisation dans l'eau [39] (Figure 5.5). Sous un flux de rayonnements incidents, l'énergie des particules est transmise à la couche monomérique qui va commencer à polymériser, ce qui engendre la coloration noire d'un film irradié. Contrairement à du film radiographique, celui-ci est auto-développant et ne nécessite pas de traitement chimique, ce qui rend son utilisation assez aisée. Ils sont très peu sensibles à la lumière ambiante⁸, mais des précautions sont à prendre quant aux rayons UV et à la chaleur auxquels ils réagissent.

7. CVD en anglais, pour *Chemical Vapor Deposition*.

8. Cela signifie qu'on peut le préparer dans une pièce éclairée. Toutefois, il est recommandé de les conserver dans le noir car une exposition prolongée à la lumière, même à de simples lampes artificielles, risque de créer un voile sur le film qui entachera les mesures.

La résolution du film radiochromique, aux alentours d'une dizaine de micromètres, en fait le moyen de détection le plus adapté à la mesure des petits champs et des zones présentant un fort gradient de dose, comme la pénombre du faisceau. Un film permet également d'effectuer une mesure 2D de la dose, contrairement aux détecteurs 1D présentés précédemment. De plus, la composition d'un tel film en fait un détecteur eau-équivalent ne présentant que très peu de variation dans la réponse avec l'énergie. La dose déposée sur le film peut être retrouvée en analysant sa densité optique, qui s'exprime de la façon suivante [40] :

$$OD = -\log \left(\frac{I}{I_0} \right)$$

où I_0 et I sont les intensités incidentes et transmises lorsque le film est scanné .

En pratique, cela signifie qu'il faut scanner le film pour analyser à quel point il a noirci et selon l'intensité du pixel, on peut y déterminer la dose. Cependant, il faut pour cela connaître la courbe de calibration densité optique/Gray du film. Un LINAC n'étant pas une source de radiation constante, il est recommandé d'effectuer une telle calibration à chaque session de mesures⁹. La procédure de calibration est détaillée par le fournisseur dans le manuel d'utilisation.

Bien que la résolution du film constitue un avantage indéniable en sa faveur, il n'en reste pas moins que sa manipulation s'avère complexe par rapport aux détecteurs classiques : utilisation de gants, découpage des morceaux utilisés pour la mesure, réalisation de la courbe de calibration, etc. Ces raisons font que son utilisation en routine reste assez rare mais en vue de réaliser des mesures de haute précision, il reste d'une fiabilité inégalée.

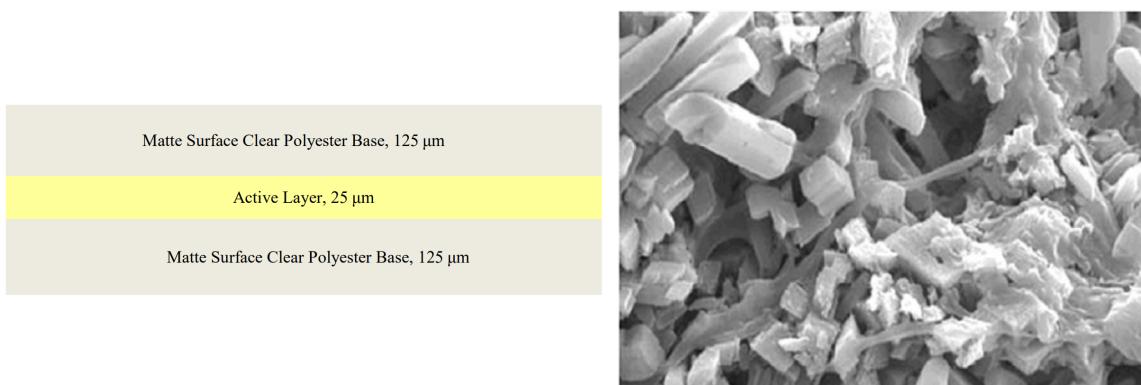


FIGURE 5.5 – À gauche, représentation schématique d'un film radiochromique, plus précisément celui d'un film GAFChromic EBT-XD [41]. À droite, cristallographie par RX de la couche sensible du même type de film, composée de cristaux de LiPCDA de $1 - 2 \mu m$ de diamètre et de $2 - 4 \mu m$ de longueur [42].

9. En pratique, on va plutôt considérer la courbe de calibration valable pour tout film provenant du même lot afin de gagner du temps car à priori, la dose délivrée par le LINAC ne varie pas de façon importante d'un jour à l'autre.

Chapitre 6

Matériel

6.1 Accélérateur linéaire

Les traitements de radiothérapie au CHU de Tivoli sont exclusivement réalisés à l'aide d'accélérateurs linéaires médicaux (Figure 6.1 et 6.2), générant des faisceaux de photons de hautes énergies qui permettent d'irradier les tumeurs conformément aux demandes médicales. La génération d'un tel faisceau est d'une grande complexité et requiert certaines pièces bien précises (Figure 6.2) et leur bon fonctionnement de concert.

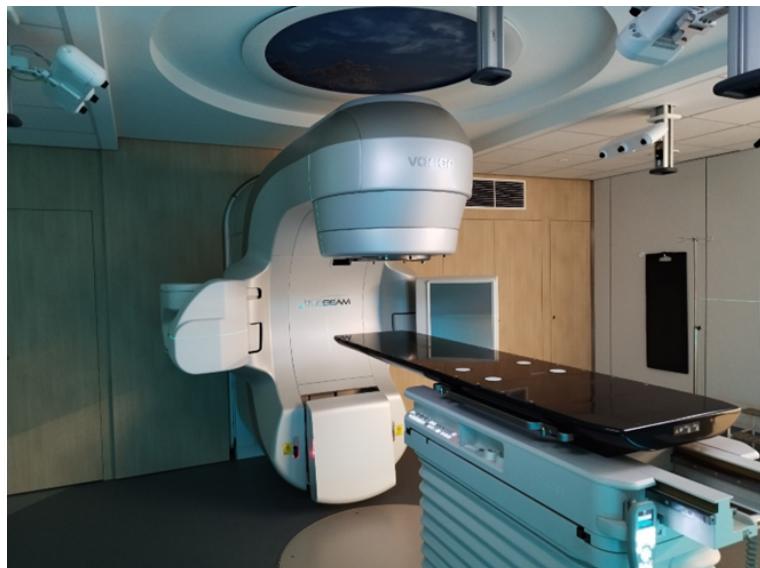


FIGURE 6.1 – Photographie d'un Truebeam du CHU de Tivoli. Image personnelle.

En premier lieu, le faisceau de particules, qui sont des électrons pour les accélérateurs médicaux comme exposé dans la section 3.1, est généré par un *electron gun*. Ce dispositif est composé d'une cathode qui, chauffée par le passage d'un courant de haute intensité, va émettre des électrons, par effet thermoïonique, qui seront attirés vers une anode.

Dans un accélérateur Varian¹, ce système est une triode, ce qui signifie qu'en plus de l'anode et de la cathode, une grille de contrôle est également présente et permet de réguler le faisceau d'électrons.

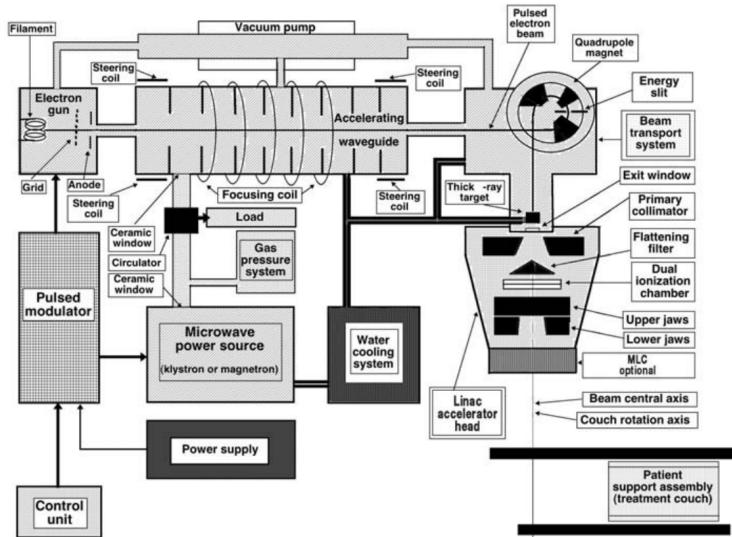


FIGURE 6.2 – Schéma représentant la composition générale d'un LINAC [18]

Les électrons rentrent ensuite dans la cavité accélératrice, où existe une onde stationnaire générée par le *RF driver* et dont la puissance a été amplifiée par un klystron, alimenté en haute tension par le modulateur. L'onde générée est insérée dans la cavité accélératrice à l'aide d'un guide d'ondes, rempli d'un gaz (SF_6) de sorte à éviter la formation d'arcs électriques. Le faisceau ayant tendance à diverger naturellement, des bobines de focalisation sont également présentes afin de le maintenir dans l'axe. Ensuite, le faisceau est dévié par un aimant en trois blocs, qui assurent chacun une déviation de 49°, 172° puis encore 49°, donnant donc une déviation totale de 270°. Une déviation de 90° aurait pour conséquence que le faisceau dévié diverge à cause de la différence d'énergie et de position des particules incidentes. Pour résoudre ce problème, une déviation à 270° a été adoptée, qui permet d'obtenir un faisceau d'électrons convergeant en sortie.

Finalement, les électrons rencontrent une cible en tungstène qui va stopper leur parcours, ce qui engendrera un flux de photons X issus du freinage des électrons. Comme détaillé dans la section 3.1, ce flux de photons généré peut être filtré par une cône égalisateur ou pas, selon le type de traitement et si la machine possède l'option FFF. Le faisceau rencontre ensuite les chambres moniteurs, qui sont des chambres d'ionisation scellées dont le but est d'assurer que la dose soit correctement délivrée par l'accélérateur. Ces chambres donnent une mesure en unités moniteurs (UM), unités arbitraires représentant la charge collectée par les chambres moniteurs et qui doit être calibrée par rapport à la mesure d'une chambre de Farmer dans les conditions de référence pour savoir à quelle dose correspondent les UM. Enfin, les mâchoires, blocs métalliques en tungstène, vont

1. Toutes les explications suivantes concerneront le fonctionnement des accélérateurs Varian, plus particulièrement celui d'un Truebeam. Notons, bien que les accélérateurs d'autres marques réalisent également le même type de tâche, ils sont souvent composés de pièces différentes et ne fonctionnent pas de la même façon.

permettre de délimiter une zone carrée/rectangulaire où les photons pourront passer et un système de collimation multi-lames (Figure 6.3) donnera au faisceau une forme géométriquement plus complexe, permettant de s'assurer que la dose déposée dans le patient soit conformationnelle.

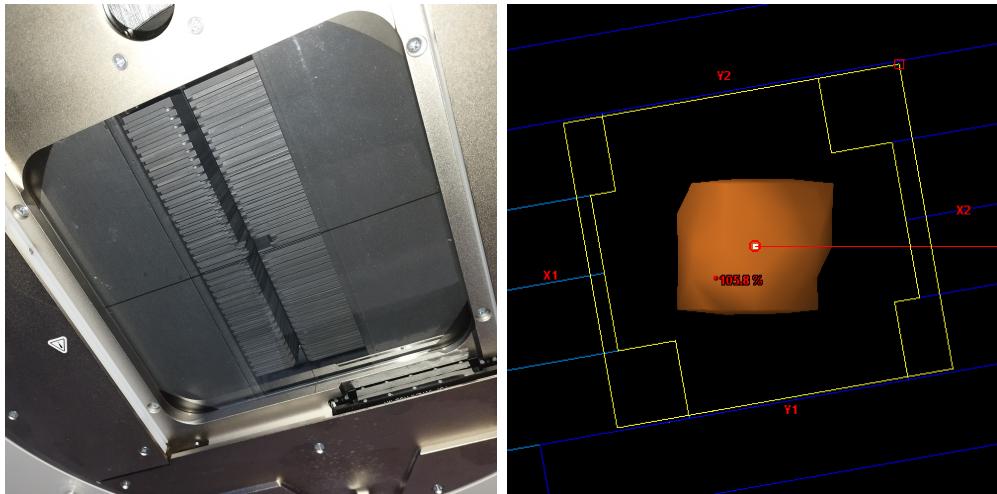


FIGURE 6.3 – À gauche, photo de l'ouverture du collimateur multi-lames (MLC) sur le LINAC dans la position initiale d'un arc de traitement provenant d'un plan SRT préparé pour ce travail. À droite, la position des lames du MLC définie dans Eclipse, du point de vue de la source, pour irradier la cible orange. Le rectangle de côtés X1, X2, Y1, Y2 est défini par les mâchoires et les lames du MLC (rectangles bleus) bougent de sorte à ce que la dose épouse au mieux la forme de la cible. Image personnelle.

Le LINAC est également pourvu d'un système d'imagerie embarquée, comme illustré sur la figure 6.1. Les bras droits et gauches de la machine sont respectivement munis d'un tube RX et d'un détecteur plan qui, une fois déployés et après une rotation autour du patient, reconstruisent des images en coupes permettant ainsi de vérifier le positionnement du patient. Des images planaires peuvent également être réalisées à l'aide de l'imageur portal, détecteur plan pouvant être déployé face à la tête de l'accélérateur. Moyennant une calibration, l'imageur portal est également capable de mesurer une dose², ce qui permet de vérifier les plans de traitement assez facilement.

Sur un Truebeam, l'imageur portal est composé d'une matrice de photodiodes placée sous une couche phosphorescente et une plaque de cuivre (Figure 6.4). Les photons provenant de l'accélérateur vont d'abord interagir avec la plaque de cuivre, par effet Compton principalement, ce qui libère donc des électrons. Ces électrons vont ensuite déposer leur énergie dans l'écran phosphorescent, partiellement libérée sous forme de photons dans le domaine du visible et ultimement captés par les photodiodes. L'image détectée par l'imageur n'est pas utilisée telle quelle et chaque pixel devra être corrigé pour le bruit de fond et l'uniformité³ pour éliminer les défauts de constructions. Pour l'utilisation dosimétrique,

2. Dose est ici un abus de langage, car en réalité l'imageur portal va mesurer une fluence qui sera exprimée en unités de calibration *CU*, qui sont des unités arbitraires définies par rapport aux *UM* délivrées sur l'imageur dans certaines conditions.

3. Ces corrections sont aussi appelées *Dark field* et *Flood field* respectivement.

la correction d'uniformité tend toutefois, par sa nature, à altérer la forme réelle des profils de dose, qu'il faudra donc restaurer via une 3^e correction, dite dosimétrique (Figure 6.5).

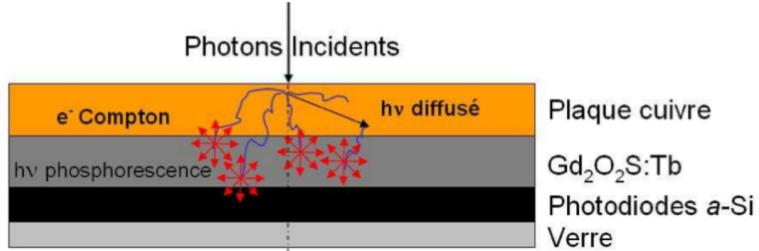


FIGURE 6.4 – Schéma de la composition d'un imageur portal au silicium amorphe [43].

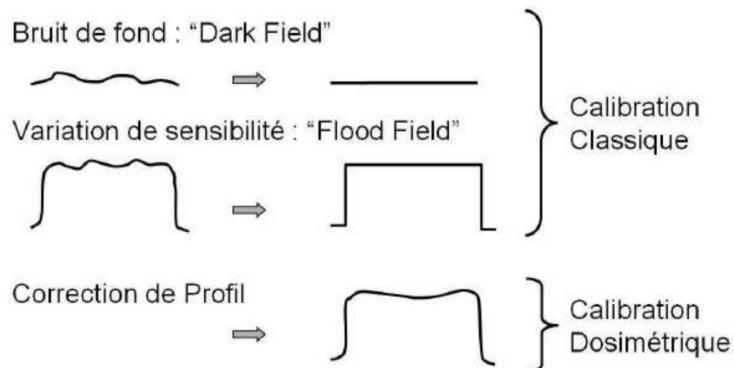


FIGURE 6.5 – Différentes corrections appliquées aux mesures de l'imageur portal. Comme expliqué précédemment, si l'on souhaite l'utiliser pour une mesure de dose, il faut réintégrer la vraie forme des profils sur l'image corrigée [43].

Néanmoins, en ce qui concerne l'imagerie, comme la source de RX pour l'imageur portal est l'accélérateur lui-même, la qualité d'image s'en trouve fortement impactée par rapport à ce qu'il est possible d'obtenir avec un tube RX traditionnel. En effet, le spectre des photons de l'accélérateur se trouve dans des énergies de l'ordre du *MeV*, par rapport au *keV* des tubes RX. L'atténuation des photons varie avec leur énergie et au final, le contraste entre les structures sur une image *MV* sera bien moins prononcé qu'avec une source *kV* [44]. Les accélérateurs modernes étant systématiquement pourvus d'une source RX secondaire destinée à l'imagerie, cette dernière est largement préférée dans la majorité des cas pour s'assurer du positionnement des patients.

En plus de ces systèmes d'imagerie RX, un système de surface tracking, nommé Identify est également présent sur le LINAC. Attachées au plafond, des caméras optiques permettent de suivre les mouvements du patient, s'assurant qu'ils ne dévient pas au delà d'une certaine tolérance.

6.2 Simulateur CT

Le service de radiothérapie du CHU de Tivoli est pourvu d'un simulateur⁴ CT Somatom Go-Sim (Figure 6.6) de la marque Siemens, qui est un modèle de scanner spécifiquement adapté pour la simulation, première étape de tout traitement en radiothérapie. Lors de la simulation, le personnel infirmier va positionner le patient sur la table de traitement à l'aide de moyens de contentions, de sorte que cette position soit facilement reproducible lors du traitement. Ensuite, lorsqu'une bonne position est atteinte, le patient est finalement scanné, ce qui permet d'obtenir une série d'images CT, essentielle au calcul de dose.



FIGURE 6.6 – Photographie du simulateur du CHU de Tivoli. On peut également y observer des moyens de contentions pour le traitement d'un sein, où la patiente est allongée sur un plan inclinée et a les bras relevés qui saisissent la barre derrière sa tête.

En effet, pour qu'un algorithme de calcul de dose puisse évaluer la dose déposée dans le patient, il lui faut connaître la densité électronique en chaque voxel⁵ du patient, donnée déterminant la façon dont l'énergie du faisceau sera déposée. La densité électronique n'est pas directement connue mais peut être déduite de la valeur associée aux voxels de la série CT obtenue lors de la simulation, d'où son importance.

L'obtention d'images de scanner se fait à l'aide d'un tube RX et d'un détecteur disposés de part et d'autre du patient, se trouvant alors au centre de l'anneau. Le tube va émettre des RX au cours de sa rotation et le détecteur, en rotation également, va collecter l'intensité transmise à travers le patient. La connaissance de l'intensité émise par le tube RX et la mesure de la transmission permet d'obtenir le coefficient d'atténuation total le long de chaque axe liant le tube à chaque cellule de détection. Pour chaque angle, le sys-

4. Le nom simulateur est un héritage du passé, où il était assez rare qu'un service de radiothérapie possède un scanner CT, comme c'est le cas de nos jours. À la place, un tube RX était monté dans une structure mécanique semblable à la tête de l'accélérateur et les clichés obtenus simulaient les faisceaux délivrés ultérieurement, d'où le nom simulateur.

5. Contraction de *volume cell*, qui correspond à un pixel (*picture cell*) mais en 3 dimensions. Un voxel est donc le plus petit élément volumique présent sur une série CT et il est en conséquence défini par un coefficient d'atténuation unique.

tème collecte donc des images planaires, qui correspondent à la projection de l'atténuation totale sur la direction liant la source au détecteur. En multipliant les angles d'acquisition, il nous est possible d'effectuer un processus de reconstruction tomographique qui va, en se basant sur les différentes images, déterminer le coefficient d'atténuation propre à chaque voxel du patient. La reconstruction tomographique ne nous donnera toutefois pas directement le coefficient d'atténuation du voxel mais la valeur d'unité Hounsfield associée, par convention, dont l'expression est :

$$HU = \frac{\mu_{voxel} - \mu_{eau}}{\mu_{eau}} \cdot 1000$$

où μ_{voxel} est le coefficient d'atténuation du voxel et μ_{eau} celui de l'eau.

Au final, le scanner va donc découper le patient en petits volumes élémentaires, les voxels, et leur associer une valeur d'unité Hounsfield, qui correspond à son coefficient d'atténuation rapporté à celui de l'eau. De là, une simple transformation bilinéaire, propre à chaque scanner et établie avant sa mise en service clinique, permet de passer des unités Hounsfield à la densité électronique nécessaire au calcul de dose. Notons toutefois que cette loi bilinéaire n'est pas unique, comme le coefficient d'atténuation $\mu = \mu(E)$ est une fonction de l'énergie du faisceau et souvent, seule la courbe pour un faisceau d'une énergie donnée est connue⁶.

6.3 Eclipse

Pour le software, comme pour les machines, le CHU de Tivoli n'a recours qu'aux produits de la marque Varian. Ce faisant, le logiciel *record and verify* Aria est utilisé en routine afin de préparer les traitements des patients, tant au niveau organisationnel que pour les faisceaux délivrés. Pour cette seconde tâche de préparation du traitement d'un point de vue physique, c'est le TPS Eclipse qui déterminera la dose délivrée au patient. L'interface d'Eclipse permet à la personne s'occupant de la préparation de définir la séquence d'actions que la machine va effectuer durant le traitement et va calculer la dose déposée en conséquence sur les images CT du patient. Eclipse connaît en effet les caractéristiques du faisceau comme les profils, les PDD, les FOC,... pour un certain ensemble de tailles de champ et pour chaque énergie. Sur base de ces caractéristiques et de la densité électronique des voxels dans le patient, l'algorithme va pouvoir calculer la dose déposée.

Il existe deux façons fondamentalement différentes de préparer des traitements :

- la planification directe. L'opérateur va directement indiquer dans le TPS les différents paramètres de la machine comme l'angle de rotation, ou encore l'ouverture des mâchoires et du MLC. Ensuite, par essai-erreur, l'opérateur va progressivement ajuster la balistique du traitement de sorte que la dose soit la plus conformatielle

6. En effet, il n'est possible d'entrer qu'une seule courbe de calibration dans le TPS. Le scanner du CHU de Tivoli possède cependant l'option Direct Density, permettant de reconstruire une série CT avec les unités Hounsfield que l'on aurait obtenues si le scanner avait été réalisé à 120 kV, énergie pour laquelle la loi de transformation entre unités Hounsfield et densité électronique est connue. Cette fonctionnalité offre donc la possibilité de varier la tension d'acquisition du scanner selon les demandes médicales.

possible. Cette manière de procéder permet d'élaborer des traitements statiques, où la machine prend une position définie, irradie dans cette même position, puis se déplace pour délivrer le faisceau suivant.

- la planification inverse. Ici, via un optimiseur inclus dans le TPS, l'opérateur va définir une série d'objectifs⁷ et l'optimiseur veillera à ce que les mouvements de la machine créent une distribution de dose telle que ces objectifs soient respectés. Concrètement, l'algorithme modélise une fonction objectif, dont les minima correspondent à une balistique respectant les objectifs à atteindre. L'optimisation revient donc à une recherche de minima d'une fonction à N dimensions et le rôle de l'opérateur est de s'assurer que les objectifs soient bien définis, de sorte à ce que les limites de dose demandées par les médecins soient atteintes. La planification inverse est utilisée pour préparer des traitements modulés, où la machine se déplace pendant l'irradiation, qu'il est impossible de préparer avec une planification directe.

Les plans préparés dans le cadre de ce travail sont des plans VMAT, pour *Volumetric Modulated Arc Therapy*, ce qui signifie que l'irradiation se fait de façon continue pendant la rotation de la machine autour du patient, accompagnée de mouvements du MLC, des mâchoires, d'une modulation du débit de dose et de la vitesse de rotation de sorte que la dose soit conforme à la cible. C'est donc la seconde façon de planifier qui est ici utilisée.

Ensuite, une fois la balistique établie, la dose est calculée à l'aide de l'algorithme Acuros XB. Cet algorithme va procéder à une résolution des équations du transport des particules de Boltzmann afin d'évaluer la dose déposée. Bien que le calcul réalisé reste une approximation, cette approche est philosophiquement assez semblable au concept des simulations Monte-Carlo⁸, où la dose est déterminée par l'évaluation du parcours individuel de chaque particule. Au niveau du résultat, la dose calculée par Acuros et par Monte-Carlo diffèrent assez peu mais Acuros a l'avantage de demander un temps de calcul réduit, là où une simulation Monte-Carlo nécessite un calcul important et long de plusieurs heures pour obtenir un résultat statistiquement acceptable.

Eclipse est également pourvu de l'algorithme *Portal Dose Image Prediction* (PDIP), qui permet d'effectuer une vérification des traitements modulés à l'aide de l'imageur portal. Cet algorithme va effectuer une convolution de la fluence délivrée théoriquement dans le TPS par les faisceaux modulés/arcs, ayant pour résultat une image de la dose portale délivrée par ces faisceaux en unités de calibration *CU*. Cette dose portale calculée est ensuite à comparer à la mesure de la dose délivrée réellement par les faisceaux sur l'imageur portal pour s'assurer que le traitement dynamique prévu est correctement délivré par l'accélérateur.

7. Dose à la cible, aux organes, aux tissus sains,...

8. Les simulations Monte-Carlo sont considérées comme les calculs de référence en radiothérapie et le résultat est souvent accepté comme la situation physique réelle.

6.4 Impression 3D

Les modèles des pièces 3D imprimées dans le cadre de ce travail ont toutes été conçues dans le logiciel Fusion 360 (Figure 6.7) créé par Autodesk. Ce logiciel est en premier lieu destiné à un travail d'ingénierie, permettant la modélisation de solides aux propriétés diverses et variées, mais aussi la simulation de leur comportement aérodynamique, par exemple, ou encore de la façon dont les pièces modélisées se meuvent les unes par rapport aux autres. Parmi les nombreuses fonctionnalités que Fusion 360 possède, il s'agit surtout de sa capacité à générer des structures destinées à l'impression 3D qui nous intéresse ici. Fusion offre en effet la possibilité de construire des modèles géométriquement simples en assez peu de temps et avec une grande liberté d'action, moyennant un maîtrise correcte de ses fonctionnalités. Ce caractère rapide de la conception et la prise en main relativement facile ont été des critères décisifs dans le choix du logiciel de conception.

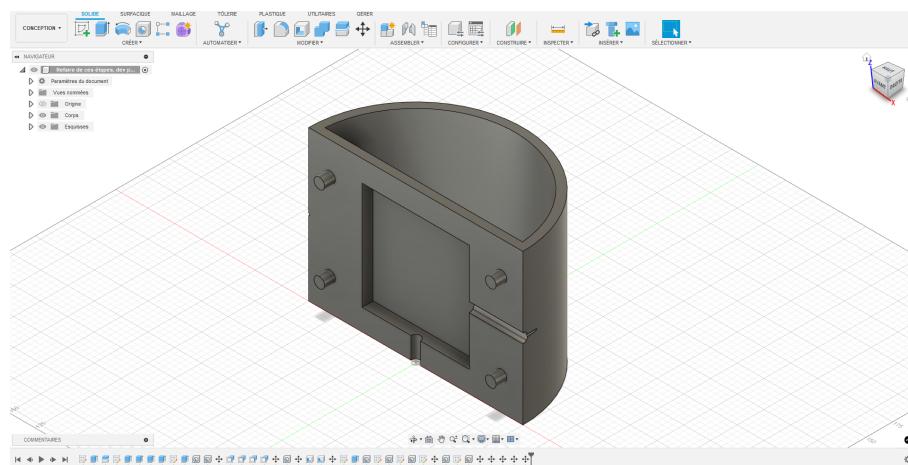


FIGURE 6.7 – Interface conception de Fusion 360, où est présentée une des pièces du fantôme imprimé. Image personnelle.

L'hôpital ne possédant pas d'imprimante 3D, il a donc fallu recourir aux imprimantes mises à disposition des étudiants au département de physique de l'Université de Liège afin d'imprimer le fantôme. Le département possède trois modèles identiques d'imprimantes, la *Original Prusa i3 MK3*, qui furent toutes utilisées en fonction de leurs disponibilités respectives. Pour les pièces plus imposantes, dont l'impression sur ces imprimantes assez basiques se serait avérée trop chronophage voire de moins bonne qualité, il nous a été également possible d'utiliser l'imprimante *Original Prusa XL* possédée par le *GRASP*, groupe de recherche et applications en physique statistique, présent au département de physique de l'Université de Liège. Dans tous les cas, le logiciel PrusaSlicer fut utilisé afin de convertir le fichier STL fourni par Fusion en G-code, qui est un langage de programmation compréhensible pour les imprimantes 3D.

Comme détaillé précédemment dans la section 1.2, il existe une multitude de filaments dans le commerce destinés aux imprimantes 3D. Comme le fantôme imprimé ne devait pas posséder de caractéristiques particulières, nous avons donc simplement choisi d'utiliser du PLA, filament basique et disponible avec les imprimantes de l'ULG.

6.5 DéTECTEURS

Comme évoqué dans le chapitre 5, trois différents détecteurs (Figure 6.8) furent utilisés afin de réaliser les mesures des plans préparés pour le test end-to-end. Les champs utilisés lors des traitements stéréotaxiques étant petits, il a donc fallu recourir à des détecteurs adaptés pour de telles mesures, c'est à dire la microDiamond de PTW et le film radiochromique EBT-XD, type de film dédié aux mesures de traitements SRS. Rappelons cependant que la microDiamond n'est pas un détecteur de référence et qu'il n'existe donc pas de facteur d'étalonnage N_{D,w,Q_0} permettant de déterminer la dose à partir de la charge mesurée. Ainsi, pour déterminer la dose mesurée par la microDiamond, une calibration croisée a été réalisée avec la chambre de référence, pour laquelle le facteur d'étalonnage est connu. Les caractéristiques de ces détecteurs sont illustrées dans le tableau 6.1 :

	Volume sensible	Épaisseur sensible
Chambre de Farmer	600 mm^3	$6,2 \text{ mm}$
MicroDiamond	$0,004 \text{ mm}^3$	$1 \mu\text{m}$
Film Gafchromic EBT-XD	/	$25 \mu\text{m}$

TABLE 6.1 – Tableau reprenant quelques caractéristiques générales des détecteurs utilisés [3].

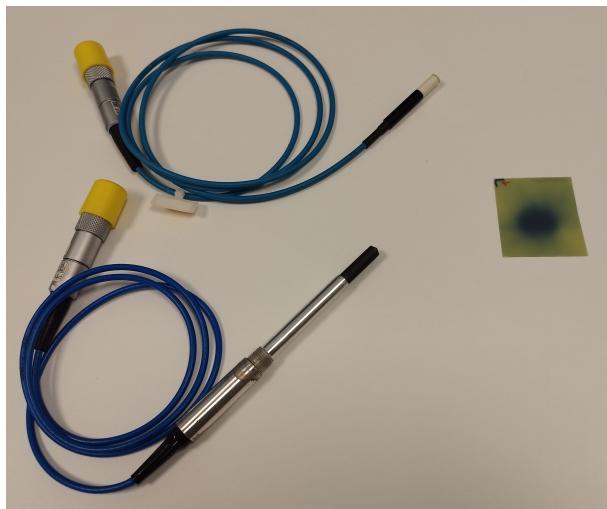


FIGURE 6.8 – Photographie des détecteurs utilisées : la chambre de Farmer, la microDiamond et le film radiochromique, dont la tâche centrale témoigne de la dose déposée par un des plans testés. Image personnelle.

À cause des asymétries dans sa conception et en vue de réduire la variation de l'effet de manche, il est recommandé d'effectuer les mesures de dose avec la microDiamond orientée face au faisceau (Figure 6.9). Cependant, si l'on souhaite utiliser ce détecteur pour la mesure de traitements par arcs délivrés sur un fantôme, comme c'est ici le cas, il est impossible de garantir que l'orientation reste constante vu que la machine va effectuer une rotation autour du fantôme et donc autour du détecteur. De plus, les ouvertures dans les

fantômes commerciaux, comme pour celui imprimé, font que les détecteurs y sont positionnés avec leur axe perpendiculaire à l'axe du faisceau. Toutefois, peu importe l'orientation, la réponse de la microDiamond a tendance à ne varier que de quelques pourcents, qu'il est également possible de corriger via un facteur de calibration, rendant un tel détecteur adapté à la mesure de plans VMAT [45, 46, 47] et justifiant donc son utilisation dans un test end-to-end de traitements stéréotaxiques. Une orientation perpendiculaire à l'axe présenterait même des avantages, permettant d'atteindre une plus grande précision des mesures dans la pénombre des faisceaux tout en maintenant un effet de manche inférieur à 1% [48].

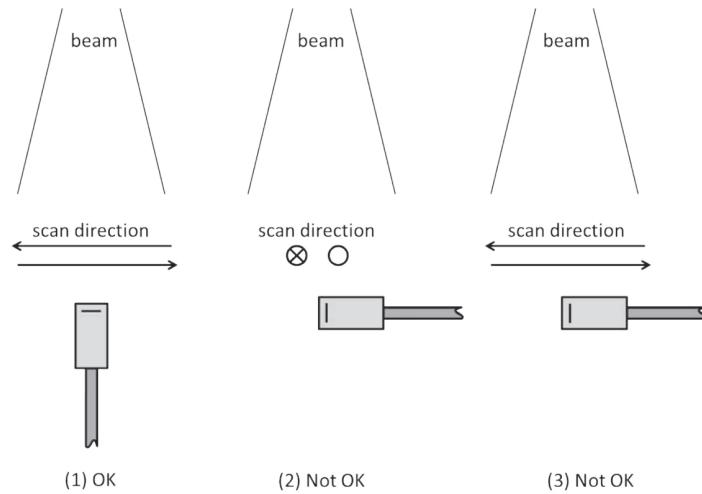


FIGURE 6.9 – Représentation de l'orientation recommandée par le TRS483 pour les diodes et les détecteurs à diamant [15].

Cette considération sur l'orientation mise à part, la réalisation des mesures avec la microDiamond reste relativement aisée et une fois que le fantôme est bien positionné, il suffit de lire la charge mesurée pendant l'irradiation et de la convertir en dose pour obtenir le résultat attendu.

En plus des mesures ponctuelles avec la microDiamond, nous avons également utilisé du film radiochromique, type de détecteur recommandé pour les mesures dans les petits champs [15], où les gradients de dose sont importants. Le type de film utilisé ici est le Gafchromic EBT-XD, créé spécifiquement pour les mesures de plans SRS et pouvant mesurer des doses jusqu'à 40 Gy de façon optimale [39, 42]. Un film offre la possibilité de mesurer la dose sur un plan dans un fantôme, qui peut ensuite être comparée à la dose dans ce même plan calculée par le TPS et permet donc d'avoir une information bien plus complète sur la bonne administration des traitements qu'une simple mesure ponctuelle.

Chapitre 7

Méthodes

7.1 Test end-to-end

La réalisation d'un test end-to-end¹ est recommandée en radiothérapie pour vérifier le fonctionnement correct de la chaîne de traitement (Figure 7.1), notamment lorsque des nouvelles techniques de traitement sont introduites [49, 50]. Lors de ces tests, un fantôme est utilisé en guise de patient théorique et va donc passer par toutes les étapes que suivent les patients auxquels un traitement en radiothérapie est administré. Ainsi, le fantôme est d'abord scanné et l'isocentre² de traitement est défini. Ensuite, un plan de traitement est préparé avec les images obtenues en simulation et ce plan est, dans le cas de notre centre, vérifié à l'aide d'une mesure avec l'imageur portal. Enfin, le fantôme est irradié comme prévu, sa position vérifiée à l'aide de l'imagerie embarquée, et la dose qu'il reçoit est à comparer avec celle calculée par le TPS, comparaison qui permettra de vérifier si le traitement est correctement délivré. Ce type de test, contrairement aux contrôles de qualité qui vont se focaliser sur un seul aspect technique, est un moyen de mettre à l'épreuve l'intégralité de la chaîne de traitement en conditions réelles.

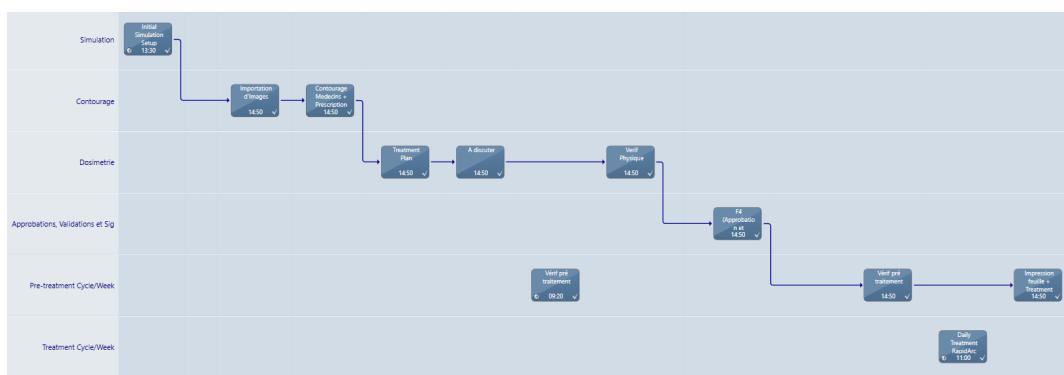


FIGURE 7.1 – CarePath d'un patient, qui reprend les différentes étapes de préparation du traitement. Image personnelle.

1. Test bout-en-bout en français, bien que cette appellation soit rarement utilisée.
2. L'isocentre correspond au point d'intersection des axes de rotation de la gantry, du collimateur et de la table.

Toutefois, comme cela vient d'être explicitement décrit, il faut avoir un fantôme à disposition si l'on souhaite réaliser un test end-to-end. C'est ici que ce travail prend naissance, pour lequel, au lieu d'acheter un nouveau fantôme ou d'en emprunter un, il a été décidé de le créer à l'aide d'une imprimante 3D.

7.2 Conception du fantôme

Le design final du fantôme aura été le résultat de nombreuses discussions et de compromis par rapport à ce qu'il était possible de réaliser avec les imprimantes lors des périodes où elles étaient disponibles. Comme expliqué dans le chapitre 1, l'impression 3D n'a aucune limite conceptuelle et les imprimantes peuvent créer une large gamme d'objets, pour peu qu'on leur fournit un fichier contenant le G-Code associé au modèle 3D. En pratique, les capacités des imprimantes restent limitées et certains choix ont du être faits au niveau de la conception, à cause de contraintes temporelles notamment.

À l'origine, ce travail s'orientait uniquement vers l'impression 3D d'un fantôme pour un test end-to-end de traitements stéréotaxiques crâniens avec des petits champs. Assez rapidement, vu la volonté du corps médical de réaliser des traitements SBRT sur la prostate, l'idée finale de créer un fantôme hybride crâne/pelvis émergea. Ce fantôme devait donc convenir pour les 2 modalités, tant au niveau de la forme que pour les espaces prévus afin d'y accueillir un film ou le détecteur microDiamond. En conséquence, pour pouvoir satisfaire ces demandes fort différentes au niveau des dispositions anatomiques (Figure 7.2), la décision de se limiter à un objet géométriquement simple et homogène fut prise.

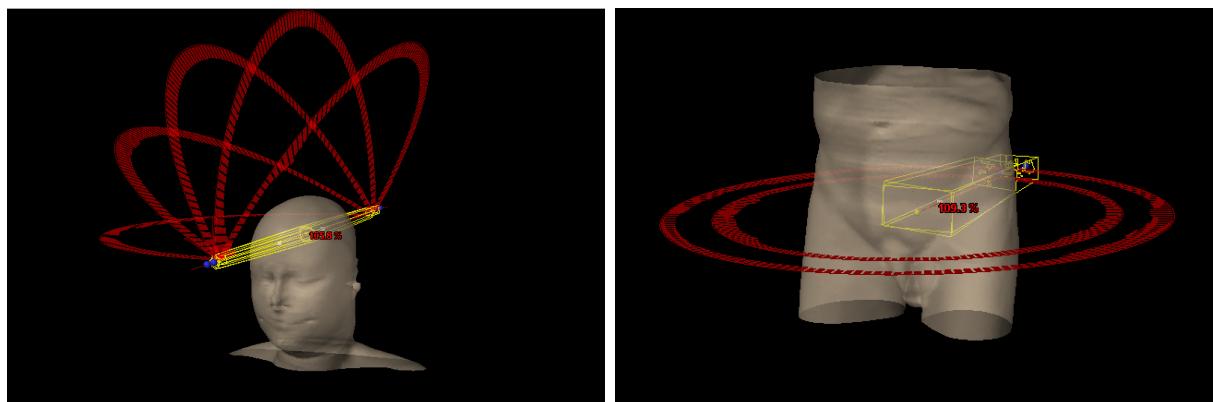


FIGURE 7.2 – Visualisation 3D dans Eclipse des contours d'une tête et d'un pelvis provenant des images CT de deux patients. Les contours circulaires rouges représentent la rotation de la machine pendant les arcs de traitement. Image personnelle.

En tentant de faire abstraction des spécificités propres à ces régions, il est assez raisonnable de considérer, en première approximation, qu'une tête correspond simplement à un cylindre. Il en est de même pour un pelvis, où l'axe de symétrie du cylindre serait par contre disposé orthogonalement à celui représentant la tête. Il serait possible de se satisfaire de cette idée et de créer un fantôme cylindrique mais afin d'ajouter une touche de réalisme, nous avons également décidé de modéliser deux demi-sphères en plus du cylindre. En position "tête", nous ajoutons une demi-sphère en haut du cylindre, couché

dans l'axe de la table, pour représenter la courbure du crâne et en position "pelvis", il faudra ajouter les deux demi-sphères au bout du cylindre afin de représenter le contour des hanches. L'idée générale était donc d'imprimer un fantôme en trois parties : un cylindre et deux demi-sphères, comme illustré en figure 7.3.

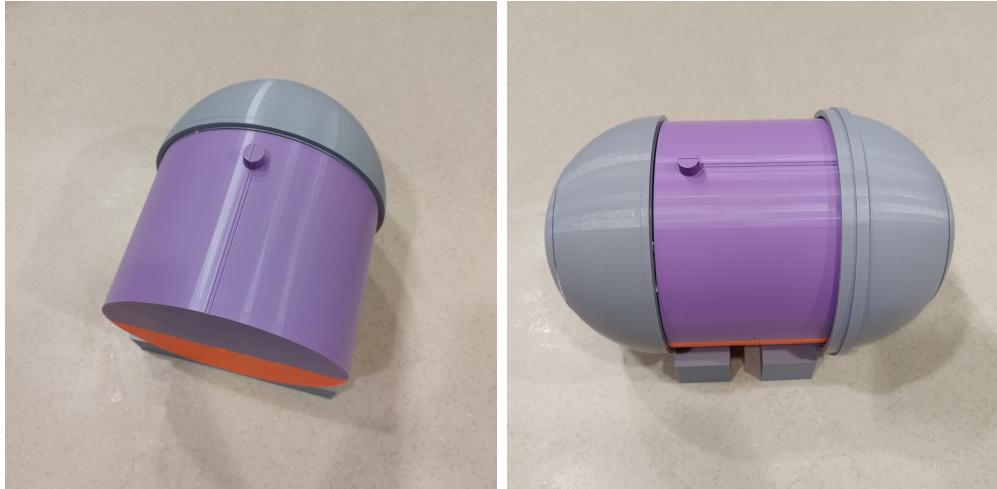


FIGURE 7.3 – Fantôme imprimé pour le test end-to-end³. À gauche, il est disposé en position tête et à droite en position pelvis. Image personnelle.

Dans un premier temps, nous souhaitions imprimer un fantôme homogène plein, comme le sont souvent les fantômes vendus par les différentes firmes et ceux présentés dans la littérature par des équipes de radiothérapie. Malheureusement, comme évoqué précédemment, cette idée a été rapidement abandonnée à cause des temps d'impressions trop importants demandés par les imprimantes. Habituellement, les impressions sont réalisées en choisissant l'infill, paramètre quantifiant à quel point la structure imprimée sera dense, aux alentours de 20%. À cette valeur d'infill, les temps d'impression restent raisonnables, jusqu'à une petite journée maximum pour des structures imposantes et complexes. Dans notre cas cependant, nous voulons obtenir un fantôme, qui est par essence un objet dense vu le but d'un tel dispositif de simuler l'atténuation du faisceau dans les patients. Pour ce faire, les valeurs d'infill choisies pour l'impression doivent être bien plus élevées qu'à l'accoutumée afin que la structure soit la plus dense possible et ne présentent pas des creux, qui seraient présents à 20% d'infill, comme illustré en figure 7.4.

Les fantômes destinés à des applications dosimétriques en radiothérapie sont imprimés avec un infill le plus grand possible, afin d'être suffisamment denses que pour atténuer conséquemment le faisceau. Ici, nous avons choisi d'utiliser une valeur d'infill de 80% pour l'impression mais ce faisant, le temps d'impression calculé par le logiciel PrusaSlicer était d'approximativement cinq jours par pièce. Généralement, les imprimantes peuvent sans problème réaliser des impressions durant jusqu'à un ou deux jours, mais au delà de cette durée, il est très probable que des erreurs se produisent dans l'impression et que le résultat ne soit pas celui attendu. De plus, comme précisé dans la section 6.4, les imprimantes utilisées dans le cadre de ce travail ne sont pas dans le service de radiothérapie mais au département de physique de l'ULG et il était donc impossible de monopoliser les

3. Bien que les pièces ne soient pas de la même couleur, il s'agit de PLA dans tous les cas.

imprimantes pendant de telles périodes de temps vu que nous n'étions pas les seuls à les utiliser. En conséquence, nous avons choisi d'imprimer le fantôme creux et de le remplir d'eau au lieu de l'imprimer plein. Les structures imprimées ont donc été adaptées de sorte à s'emboîter les unes dans les autres, permettant ainsi de pouvoir les rendre étanches assez simplement.

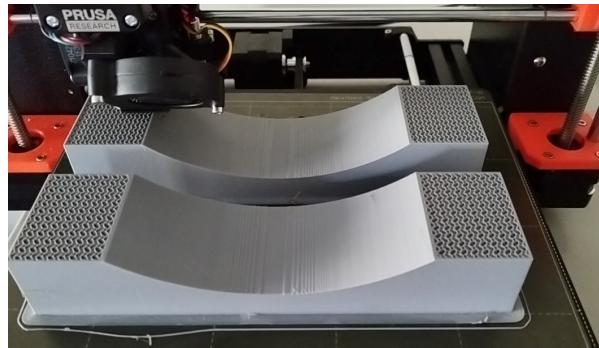


FIGURE 7.4 – Structures de support en cours d'impression. Ces structures servant uniquement à positionner le fantôme sur la table, elles n'ont pas spécialement besoin d'être aussi denses que ce dernier et ont donc été imprimées à 25% d'infill, ce que l'on peut constater avec la présence des trous qui impactent également la valeur des unités Hounsfield de la structure, oscillant aux alentours de -700 HU ⁴. Image personnelle.

Afin de placer les détecteurs dans le fantôme, le cylindre fut imprimé en deux parties avec un espace prévu pour accueillir un parallélépipède de dimensions $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$ (Figure 7.5). Pour la microDiamond, le parallélépipède imprimé présente un creux cylindrique allant jusqu'à son centre géométrique, permettant d'y insérer le détecteur qui est aussi de forme cylindrique. Le fantôme possède également deux ouvertures cylindriques, une sur sa base et une sur le côté, de sorte que le détecteur ait la même orientation peu importe la modalité de traitement testée. Pour le film, nous avons imprimé un autre parallélépipède en deux morceaux, offrant ainsi la possibilité de disposer un film à l'isocentre, qui est compris dans l'axe de symétrie du cylindre. En outre, pour ne pas laisser des espaces vides lors de l'irradiation, des petits cylindres ont été imprimés afin de boucher les ouvertures inutilisées dans le fantôme. Enfin, des structures de support (Figure 7.4) ont également été imprimées afin que le fantôme ne roule pas sur la table.

Comme pour les patients, nous souhaitions utiliser les lasers de positionnement présents dans la salle de traitements pour replacer le fantôme dans la position attendue par la machine. Dans ce but, des marques ont été prévues sur le modèle 3D afin de matérialiser un plan sagittal et transverse, le marquage pour le laser coronal existant déjà et correspondant à la jonction entre les demi-cylindres. Ces plans s'intersectent au centre géométrique du cylindre, que nous avons défini comme l'isocentre de traitement. De plus, afin de disposer d'un repère pour l'imagerie RX et le surface tracking, le fantôme est pourvu d'un petit nez qui brise la symétrie de rotation du cylindre et nous permet d'identifier directement si le fantôme est correctement placé. Aussi, en vue de tester la fiabilité du recalage automatique effectué par ces systèmes d'imagerie embarquée, un autre trait

4. En guise de comparaison, l'air présente une valeur de -1000 HU . Constatons donc que diminuer l'infill a pour conséquence directe que la structure devient moins atténuante, ce qui pose ici problème.



FIGURE 7.5 – Pièces du fantôme séparées les unes des autres. Le parallélépipède orange peut être orienté vers l'ouverture du bas ou celle sur le côté du fantôme si l'on mesure un plan tête ou pelvis respectivement. Si un film est utilisé, alors il faudra mettre le second parallélépipède gris dans la moitié mauve du cylindre et boucher les ouvertures avec les cylindres dorés pour obtenir la structure la plus homogène possible. Image personnelle.

a été prévu sur le fantôme, décalé théoriquement de 1° par rapport à celui utilisé pour le laser sagittal. En conséquence, si le fantôme est correctement positionné et qu'il est ensuite tourné pour aligner le laser sagittal sur le second trait, le système devrait vouloir corriger le roll de 1° avec la table 6D.

Ce décalage angulaire a été mesuré une fois le fantôme imprimé pour s'assurer de sa valeur réelle. L'ouverture angulaire d'un arc de cercle, exprimée en degrés, s'écrit en effet :

$$\alpha = \frac{s}{r} \frac{180}{\pi}$$

où s est la longueur de l'arc et r le rayon du cercle. Le fantôme possède un rayon de 10 cm et nous avons mesuré $s = 3\text{ mm}$ sur le fantôme imprimé. Ce faisant, le décalage angulaire réel entre les deux traits est donc de $1,7^\circ$, qui sera la valeur de référence utilisée comme comparaison à la correction proposée par l'imagerie embarquée.

7.3 Préparation des plans testés

Comme dans tout test end-to-end, le fantôme est passé par les étapes habituelles d'un traitement en radiothérapie, que sont la simulation, la dosimétrie et finalement l'irradiation. En simulation, nous avons donc scanné le fantôme⁵ rempli d'eau en prenant soin de positionner au mieux les lasers sur les marquages, de sorte à obtenir le placement le plus reproductible possible lors du traitement. Une fois le fantôme scanné, l'isocentre a

5. Rappelons, comme expliqué en section 6.2, que la tension accélératrice du scanner n'est d'aucune importance avec l'option Direct Density et que le choix du protocole de scanner n'importe donc pas.

été défini au croisement des lasers, censé correspondre au centre géométrique du cylindre si le placement est bien réalisé.

Ensuite, les plans VMAT créés ont été optimisés sur des scanners de vrais patients, de sorte à ce que le mouvement des mâchoires et du MLC proposés par Eclipse corresponde à une situation réaliste, et non pas à une modulation altérée par la forme simple du fantôme. Pour les traitements en stéréotaxie cérébrale, il est d'usage d'utiliser des arcs non coplanaires, afin que toute la dose ne soit pas concentrée sur quelques coupes mais diluée dans un plus grand volume, ce qui est mieux toléré par les patients. La balistique systématiquement adoptée ici pour ces plans est donc 5 demis-arcs non coplanaires, chacun décalé de 30° par rapport à ses voisins, et l'optimisation s'est surtout concentrée sur la conformation de la dose à la tumeur⁶. Pour les SBRT à la prostate, les plans ne comportent que deux arcs complets et la dose aux organes à risque a été optimisée de la même manière que pour tout traitement au niveau pelvien.

Lorsque l'optimisation est terminée et le résultat jugé correct, le plan est recalculé sur le scanner du fantôme où l'on peut ensuite extraire la dose déposée à l'isocentre et sur le plan coronal central, à comparer aux mesures de la microDiamond et du film respectivement.

7.4 PDIP

Tout traitement dynamique délivré au CHU de Tivoli est systématiquement vérifié en comparant la dose prédite sur l'imageur portal par l'algorithme PDIP et la dose réellement mesurée. Cette vérification des plans de traitement ne nécessite pas d'intervention du fantôme, mais dans l'optique de vérifier la chaîne de traitement complète, il est intéressant de réaliser ces mesures et de les comparer éventuellement aux résultats obtenus lors de l'irradiation du fantôme. En outre, cette mesure avec l'imageur portal permet également de s'assurer s'il est effectivement possible de l'utiliser pour vérifier des traitements de ce type. Pour les SBRT à la prostate, les champs restent d'une taille assez importante et ne poseront en théorie aucun problème. Cela n'est clairement pas le cas des SRT, utilisant ici des champs inférieurs à $2 \times 2 \text{ cm}^2$, avec lesquels des problèmes pourraient apparaître.

Ainsi, les plans mesurés sur le fantôme pour les deux modalités sont tous passés par cette étape de vérification, avec l'imageur positionné à 100 cm de la source et le collimateur laissé à 0° . Effectivement, la position de l'imageur est fixe par rapport à la source et tourner le collimateur n'a en conséquence aucun impact, d'où l'intérêt de ne pas le tourner pour gagner du temps.

6. Dans l'optimiseur Varian, l'option NTO, pour *Normal Tissue Objective*, est généralement utilisée pour imposer un gradient de dose important au-delà de la tumeur. Cette option n'est toutefois pas bien adaptée aux traitements stéréotaxiques, où la région irradiée reste petite, et la dose aux tissus sains a donc été réduite à l'aide de structures "ring", qui sont des coques concentriques autour de la cible où l'on force la dose à diminuer pour limiter le volume irradié et rapprocher les isodoses de la cible.

7.5 Manipulation des détecteurs

7.5.1 MicroDiamond

Comme évoqué dans le chapitre 5, seules les chambres d’ionisation de Farmer sont calibrées dans les laboratoires primaires et sont capables de mesurer une dose dans les conditions de référence. En conséquence, si l’on souhaite mesurer une dose à proprement parler⁷, comme c’est ici le cas, il faut effectuer une calibration croisée avec la chambre de référence pour savoir à quelle dose correspond la charge mesurée par la microDiamond. Concrètement, il faudra effectuer une mesure de dose avec la chambre de Farmer dans les conditions de référence, et le rapport entre cette dose et la mesure de la microDiamond dans les mêmes conditions permettra de déterminer le facteur de cross-calibration. Sous forme mathématique :

$$\begin{aligned} D_{w,Q}^{Diam} &= D_{w,Q}^{Farmer} \\ \Leftrightarrow M_Q^{Diam} N_{D,w,Q}^{cross} &= M_{corr,Q}^{Farmer} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \\ \Leftrightarrow N_{D,w,Q}^{cross} &= \frac{M_{corr,Q}^{Farmer} N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}}{M_Q^{Diam}} \end{aligned}$$

Dans cette formule, N_{D,w,Q_0} , k_{Q,Q_0} et les facteurs de correction de la charge dans la chambre d’ionisation sont déjà connus et il ne reste donc qu’à mesurer la charge collectée par les deux détecteurs pour obtenir le facteur de cross-calibration, qui permettra de mesurer une dose avec la microDiamond. Cependant, comme nous délivrons ici des arcs, non-coplanaires pour les SRT, sur le fantôme et que la réponse de la microDiamond varie selon l’orientation de la source, comme évoqué dans la section 6.5, nous avons calculé plusieurs facteurs $N_{D,w,Q}^{cross}$ pour différentes orientations rencontrées lors de l’irradiation pour extraire un facteur de cross calibration moyen $N_{D,w,Q}^{cross,moy}$, plus représentatif de la réponse réelle de la microDiamond dans ce cas.

En outre, notons que les facteurs de correction pour la mesure de la microDiamond donnés dans le TRS483 [15] sont différents de 1 pour des champs de taille égale ou inférieure à $2 \times 2 \text{ cm}^2$. Ici, bien que nous ayons des traitements dynamiques et que la taille de champ n’est donc pas fixe, l’ouverture des mâchoires reste systématiquement inférieure à $2 \times 2 \text{ cm}^2$ pendant l’irradiation, ce pourquoi nous avons pris en compte ces facteurs. Pour ce faire, nous avons eu recours à un script qui évalue la surface laissée ouverte par le MLC via la connaissance de la position des lames pour chaque point de contrôle. Ce script évalue ensuite une aire moyenne pondérée par le nombre d’UM délivrées par point de contrôle, de sorte à ce que les positions du MLC avec lesquelles beaucoup d’UM sont délivrées soient plus représentées dans la valeur finale. Finalement, nous avons simplement

7. La microDiamond est un instrument servant habituellement à la dosimétrie dite relative, signifiant que la mesure correspond au rapport entre la charge dans le détecteur avec celle dans un détecteur de référence. Pour une mesure de dose absolue, seul un détecteur est utilisé et donne une mesure en Gray dans les conditions de référence.

calculé la racine carrée de cette aire afin d'en extraire une taille de champ⁸ pour chaque arc. Comme on mesure ici la dose déposée par le plan complet, c'est la taille de champ moyenne que nous considérerons, à laquelle sera associée le facteur de correction correspondant dans le TRS483 qui sera utilisé pour corriger chacune des mesures.

Pour s'assurer, en plus du placement avec les lasers, que la zone sensible du détecteur est bien localisée à l'isocentre, des clichés planaires kV ont été réalisés avant l'irradiation avec le tube RX inclus dans la machine. Vu la taille des champs utilisés en stéréotaxie cérébrale, le bon placement du détecteur est critique et un décalage de quelques millimètres seulement peut résulter en une mesure totalement différente de celle souhaitée. Bien que le placement soit toujours important, avec des grands champs et une zone irradiée plus grande, un petit décalage ne devrait pas engendrer une différence radicale dans la mesure.

7.5.2 Film

Le film radiochromique est un détecteur au fonctionnement fort différent, qui est quant à lui capable de mesurer directement la dose déposée dans le fantôme, moyennant la connaissance préalable de la courbe de calibration pour le lot de films. Pour ce faire, un film a été découpé en un ensemble de 6 bandelettes qui ont été exposées à une certaine dose connue et différente pour chaque bandelette (Figure 7.6), permettant d'obtenir un ensemble de points densité optique \leftrightarrow dose grâce auxquels une courbe de calibration sera établie. La courbe ajustée sur ces points est une fonction rationnelle d'expression [51] :

$$X(D,i) = a + \frac{b}{D - c}$$

où $X(D,i)$ est la densité optique du film exposé à la dose D pour le i^e canal de couleur et a , b et c sont des paramètres à ajuster. Ce type de fonction représente la réponse réelle d'un film, qui noircit de plus en plus avec l'augmentation de la dose et dont la réponse décroît asymptotiquement pour les très hautes doses.



FIGURE 7.6 – Scan des films utilisés pour établir la courbe de calibration. Image personnelle.

8. Ainsi, il est donc implicitement supposé que le champ est carré, vu que la racine carrée de l'aire en donne le côté. Bien que ce ne soit pas tout le temps le cas, le MLC laisse souvent une ouverture carrée lors de l'irradiation pour ces plans et évaluer la taille de champ de cette façon reste donc une approximation acceptable pour les plans testés.

Le fournisseur recommande d'utiliser des doses formant une progression géométrique pour la calibration, car cela permet d'ajuster des fonctions de cette nature au mieux. En comptant qu'une bandelette doit être utilisée pour le zéro, les doses utilisées sont donc $0, D, nD, n^2D, \dots$ où le choix des valeurs de n et D est laissé libre à l'utilisateur, en notant qu'il est conseillé par le fournisseur qu'au moins deux des bandelettes soient exposées à une dose plus grande ou égale à la dose maximale délivrée par les plans mesurés.

Comme la dose reçue par les films de calibration doit être connue, il faut donc les placer dans des conditions où la dose peut être facilement déduite des UM délivrées par l'accélérateur. Ainsi, nous avons tout simplement choisi de les irradier dans les conditions de référence mais en utilisant des plaques de PMMA, de dimensions $30\text{ cm} \times 30\text{ cm} \times 1\text{ cm}$, à la place de la cuve à eau. Il est en effet bien plus simple de placer le film sur un support solide que dans de l'eau, même s'il est waterproof. Les bandelettes ont donc été irradiées avec le centre du film placé au milieu d'un champ $10 \times 10\text{ cm}^2$, à 100 cm de la source et sous 10 cm de plaques de PMMA⁹. Afin d'ajouter la dose apportée par la rétrodiffusion, habituellement présente avec la cuve à eau, nous avons également placé 10 plaques sous le film afin d'être au plus proche des véritables conditions de référence.

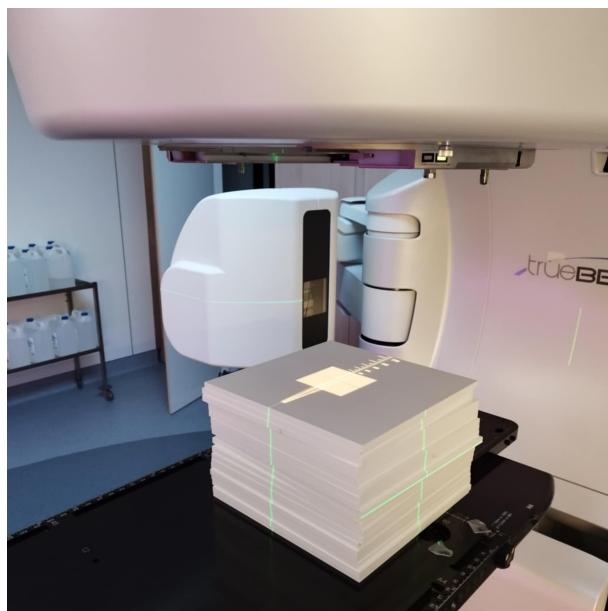


FIGURE 7.7 – Ensemble des plaques de PMMA utilisées pour la calibration des films.
Image personnelle.

Pour les mesures, du film a été découpé en petits carrés qui ont été placés au centre du fantôme, fixés à l'aide d'un peu de scotch pour les maintenir dans une position fixe tout au long de l'irradiation. Une fois irradié, il est recommandé d'attendre au moins 24h avant de scanner le film, car la polymérisation continue après l'exposition mais finit par se stabiliser après une certaine période de temps et ne pas scanner tout de suite le film réduit donc l'erreur due à cette augmentation de la densité optique.

9. Le PMMA et l'eau ne possèdent pas exactement la même densité, mais comme il n'y a quasiment aucune différence entre l'atténuation sous 10 cm d'eau ou de PMMA, nous avons simplement utilisé 10 plaques de PMMA par simplicité.

Notons que scanner le film est une opération délicate en elle-même qui nécessite d'être soigneux, tout autant que pour le déroulement des mesures. Il est en premier lieu absolument crucial que toutes les corrections de couleurs du scanner, généralement activées par défaut pour embellir les images, soient désactivées. Cette modification de l'image apportée par les corrections de couleurs va en effet altérer la valeur de densité optique des pixels, dont l'impact ultérieur sur l'analyse de dose peut être important, ce pourquoi il faut impérativement les désactiver. Avant de l'utiliser pour le film, il est aussi préférable de réaliser quelques scans à blanc pour chauffer la source de lumière, garantissant ainsi une certaine constance dans son émission. Le scanner est maintenant prêt pour le film, mais il faut de plus s'inquiéter de la position du film, qui ne doit pas être laissée au hasard. Le film doit en effet être centré sur la plaque, région où la réponse du scanner reste constante, et légèrement décalé du côté où la source lumineuse commence son parcours, car le scanner effectue une calibration sur les premiers centimètres de sa trajectoire (Figure 7.8). En outre, il est également critique que tous les morceaux de film utilisés soient scannés dans la même orientation par rapport à la feuille originale avant qu'elle ne soit découpée. Pour se rappeler de l'orientation, un petit repère dans le coin en bas à gauche a donc été dessiné à l'aide d'un marqueur indélébile sur les morceaux découpés, ce qui permet d'être certain que tous les films soient scannés de la même façon.

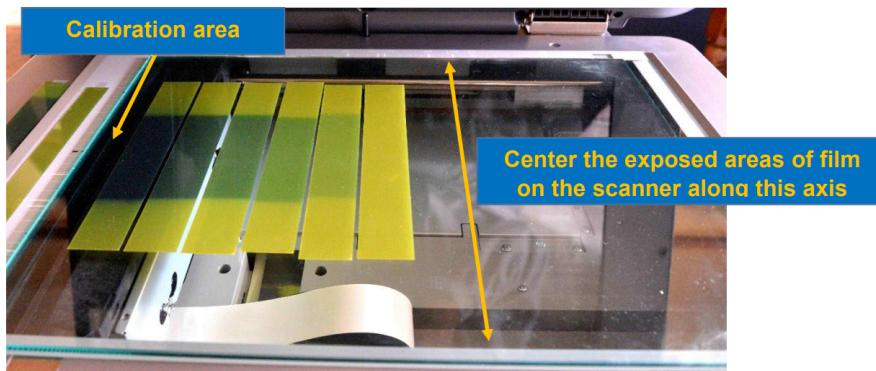


FIGURE 7.8 – Position recommandée du film sur le scanner [51].

7.6 Analyse des résultats

Les mesures réalisées à l'aide de l'imageur portal et du film sont des mesures 2D de la dose, comme détaillé précédemment, contrairement aux mesures ponctuelles réalisées avec la microDiamond. Pour des mesures ponctuelles, l'analyse des résultats consiste simplement en une comparaison directe de la dose mesurée et celle calculée par le TPS en ce même point pour chaque plan délivré au fantôme.

Pour une mesure 2D, on souhaiterait cependant avoir un moyen d'évaluer si la distribution de dose mesurée et celle calculée restent assez proches dans une certaine tolérance, au lieu de regarder à une comparaison point par point qui ne donnerait pas d'information sur la tendance générale. En vue de comparer des distributions de dose en radiothérapie, il est extrêmement courant de recourir à une analyse γ . Cette analyse consiste en l'éva-

luation d'une distance, au sens euclidien du terme, entre les deux distributions de dose qui est composée de deux paramètres :

- la *Dose Difference* (DD), compare directement la dose mesurée à celle calculée pour chaque couple de points, qui sont considérés en accord si la différence est inférieure à la tolérance ΔD ,
- la *Distance To Agreement* (DTA), va regarder, dans un rayon Δd correspondant à la tolérance, s'il existe un point où la dose est égale à celle du point de référence, auquel cas le couple de points est considéré en accord.

Chacun de ces critères donne une information utile, bien qu'ils aient leur propre domaine d'application. Dans une région où la dose est relativement homogène, la DD est assez insensible aux décalages entre les distributions alors que la DTA est bien plus adaptée aux gradients de dose, où le moindre décalage peut résulter en une brutale augmentation de la DD mais dont la DTA est épargnée par définition. Ainsi, en vue d'avoir un critère valable sur la distribution complète, un indice composite, nommé indice γ , sera utilisé pour l'analyse. Ce dernier est obtenu à partir de la quantité Γ , définie de la façon suivante [52] :

$$\Gamma(\mathbf{r}_e, \mathbf{r}_r) = \sqrt{\frac{\delta^2(\mathbf{r}_e, \mathbf{r}_r)}{\Delta D^2} + \frac{r^2(\mathbf{r}_e, \mathbf{r}_r)}{\Delta d^2}} \quad (7.1)$$

on pose ensuite que l'indice γ vaut :

$$\gamma(\mathbf{r}_r) = \min[\Gamma(\mathbf{r}_e, \mathbf{r}_r)] \quad \forall \mathbf{r}_e$$

où :

- \mathbf{r}_r et \mathbf{r}_e sont les positions du point de référence et de celui avec lequel l'analyse est effectuée,
- $\delta(\mathbf{r}_e, \mathbf{r}_r) = D(\mathbf{r}_e) - D(\mathbf{r}_r)$ correspond à la différence de dose entre ces points,
- $r(\mathbf{r}_e, \mathbf{r}_r) = |\mathbf{r}_e - \mathbf{r}_r|$ est la distance qui sépare ces points.

L'analyse γ va donc regarder, dans un rayon Δd autour de chaque point de la distribution de référence, s'il existe un point dans l'autre distribution où la dose est égale à ΔD près (Figure 7.9). Avec cette méthode, l'analyse est considérée réussie si le point évalué se trouve dans l'ellipsoïde défini par l'équation 7.1, auquel cas on obtient directement $\gamma \leq 1$. Finalement, cette analyse fournira la proportion des points qui sont effectivement dans les tolérances¹⁰ (ce qui signifie donc que $\gamma \leq 1$ pour ces derniers), permettant ainsi de déterminer si la distribution de dose mesurée est en accord avec celle calculée.

L'analyse γ existe sous deux versions : globale et locale. Dans l'analyse globale, ΔD est un certain pourcentage de la valeur du maximum de la distribution de dose. Ce faisant, pour les points à basse dose où la marge d'erreur est donc importante par rapport à leur propre valeur, l'analyse γ réussira toujours. S'il on souhaite être plus strict pour ces points, il est toujours possible de recourir à une analyse γ locale, où ΔD est définie localement en fonction de la valeur de chaque point. À part lors de certaines tâches comme un commissioning, l'analyse locale est souvent considérée trop stricte et l'on préférera, comme c'est ici le cas, utiliser une analyse globale. Ce faisant, il faudra définir un seuil

10. La proportion de points réussissant l'analyse γ est souvent nommée *passing rate*, qui sera l'appellation utilisée dans la suite de ce travail.

de dose à partir duquel les points ne seront plus considérés dans l'analyse, comme ils la réussissent automatiquement et viennent gonfler artificiellement le résultat. Ici, le seuil est défini à 10% du maximum de dose.

Les tolérances choisies dans ce travail sont $\Delta D = 5\%, 3\%$ et $\Delta d = 2 \text{ mm}, 1 \text{ mm}$. Pour la DD, la tolérance de 5% a été sélectionnée car elle représente l'erreur maximale acceptable entre la prescription et la dose effectivement délivrée, comme recommandé par l'ICRU, mais 3% a également été utilisé comme il s'agit d'une tolérance courante dans les services de radiothérapie, au CHU de Tivoli notamment. Pour la DTA, une tolérance de 2 et 1 mm correspond à la marge du PTV en stéréotaxie, comme abordé dans le chapitre 4. Dans la définition du PTV basée sur la formule de Van Herk [53], ces marges représentent une sorte d'erreur globale acceptable dans le positionnement, ce pourquoi nous avons décidé d'utiliser ces mêmes valeurs pour la DTA. 4 analyses γ vont donc être réalisées sur les distributions de dose : 5%, 2 mm, 3%, 1 mm, 3%, 2 mm et 3%, 1 mm.

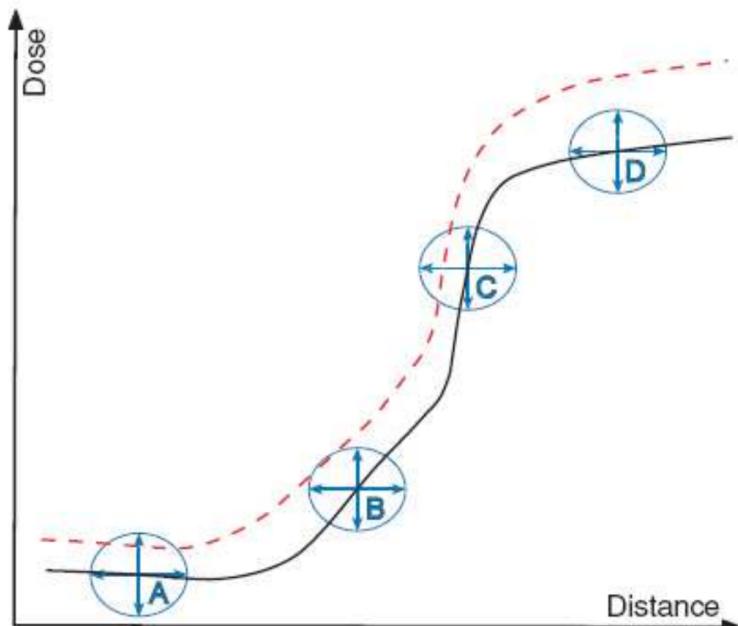


FIGURE 7.9 – Représentation simplifiée d'une analyse γ entre deux distributions de dose. Autour de chaque point de la distribution de référence (courbe noire continue), l'analyse regarde si un point de la distribution évaluée (courbe rouge discontinue) est inclus dans l'ellipsoïde défini par 7.1. Dans les régions homogène (A et D), la DD devient le critère dominant tandis que la DTA prend le pas dans les gradients (C) [54].

Chapitre 8

Résultats

Remarque : avant de présenter les résultats, rappelons que ce sont des traitements stéréotaxiques qui sont ici testés, pour lesquels des faisceaux FFF sont couramment utilisés afin de diminuer le temps des traitements. C'est donc avec ce type de faisceaux que nous souhaitions tester les plans mais malheureusement, le Truebeam du CHU de Tivoli possédant l'option FFF fut décommissionné dans le courant de l'année à cause de dégâts irréparables. En conséquence, nous avons donc dû re-préparer tous nos plans avec des faisceaux filtrés pour les délivrer avec le second Truebeam. En ce qui concerne la SRT, comme abordé dans la section 3.3, il existe peu de différences entre les petits champs filtrés ou non-filtrés et le résultat de l'optimisation avec ces deux types de faisceaux ne diffère finalement qu'assez peu dans ce cas. Donc, ce qui est valable avec le faisceau filtré devrait à priori l'être également avec le non-filtré vu qu'ils ont tous les deux été validés pour une utilisation dans les petits champs [3]. En pratique, si l'on souhaite réellement valider les techniques dans le futur, il faudra re-vérifier les plans en 6MV FFF pour s'en assurer. Dans tous le cas, ce travail sert de preuve qu'un test end-to-end est effectivement réalisable avec un fantôme imprimé en 3D, peu importe la technique ou l'énergie utilisée.

8.1 Positionnement avec le CBCT et Identify

Pour positionner les patients sur la table de traitement, les infirmiers ont systématiquement recours à un CBCT et au système de surface tracking Identify afin d'atteindre un plus haut degré de précision qu'avec la seule utilisation des lasers. Ces deux systèmes ont donc été testés pour voir s'ils étaient en accord sur le déplacement de table à effectuer pour repositionner le fantôme. Ainsi, une fois le fantôme installé sur la table¹, un CBCT est réalisé et lorsque les images sont reconstruites, il est demandé au système de le recalier automatiquement sur le CT de simulation pour observer le déplacement calculé. Ce déplacement par rapport à la position théorique est ensuite comparé à celui donné par Identify pour observer la différence entre les systèmes. En ce qui concerne le roll, le fantôme fut repositionné avec le laser sagittal sur la seconde marque décalée de 1,7°, comme expliqué

1. Bien entendu, le fantôme a été retiré puis repositionné sur la table entre chaque CBCT afin d'observer des situations différentes.

en section 7.2, mais comme nous n'avions plus accès à l'accélérateur dédié à la stéréotaxie possédant la table 6D, la fonctionnalité n'était pas disponible dans Identify et seul le calcul avec le CBCT présentait une valeur qui fut donc reprise dans les résultats. Le tableau 8.1 présente la différence entre les valeurs calculées sur le CBCT et par Identify pour le déplacement vertical, longitudinal, latéral, la rotation de table. Pour le roll, ce sera la différence entre la valeur théorique et celle calculée sur le CBCT qui sera donnée à la place.

	ΔVRT (mm)	ΔLNG (mm)	ΔLRT (mm)	ΔROT ($^{\circ}$)	$\Delta Roll_{Th}$ ($^{\circ}$)
1 ^{er} placement	0,1	0,1	0	0	0
2 ^e placement	0	0	0,1	0	0,1
3 ^e placement	0,1	0	0,1	0,1	0
4 ^e placement	0	0,1	0,1	0	0,1
5 ^e placement	0	0,1	0,1	0	0,1
6 ^e placement	0,1	0,1	0	0	0,3
7 ^e placement	0	0	0	0	0
8 ^e placement	0	0,1	0	0	0,4
9 ^e placement	0	0,2	0	0	0,1
10 ^e placement	0	0,1	0,1	0	0,3

TABLE 8.1 – Différences entre les valeurs calculées par le CBCT et Identify pour le recalage avec les 3 translations, la rotation de la table et le roll.

Le déplacement recommandé par Identify ou avec le CBCT est donc identique au dixième de millimètre près, ce qui était déjà observé lors du test précédent [2]. Pour le roll, nous avons en moyenne un décalage différent de 0.14° du décalage réel de la marque sur le fantôme, ce qui est très satisfaisant. Notons, même si Identify n'a pas pu être utilisé pour corriger le roll, qu'il aurait à priori trouvé des valeurs semblables, vu que la différence obtenue lors du commissioning entre les systèmes pour le roll était de 0.2° .

8.2 Stéréotaxie cérébrale

8.2.1 MicroDiamond

Avant de présenter les résultats de mesure, rappelons la discussion dans la section 7.5.1 à propos du facteur de calibration croisée de la microDiamond $N_{D,w,Q}^{cross,moy}$. Lors de son évaluation, nous avons notamment positionné la microDiamond face au faisceau, perpendiculairement à celui-ci mais aussi avec une orientation intermédiaire, pour essayer d'avoir une réponse globale la plus proche possible de la réalité des plans délivrés. Finalement, nous avons obtenu que $N_{D,w,Q}^{cross,moy} = 0,95 \text{ Gy}/nC$ comme facteur de cross-calibration. Il faudra donc multiplier la charge totale mesurée par la microDiamond pendant l'irradiation par ce facteur pour obtenir la dose délivrée à l'isocentre de chaque plan.

La taille de champ moyenne évaluée par la méthode présentée en section 7.5.1 ainsi que la différence relative entre la dose mesurée, corrigée par le facteur adéquat du TRS483, et celle calculée pour chaque plan sont présentées dans le tableau 8.2.

	Taille de champ (cm)	Différence de dose
Plan 1	1,11	+5,41%
Plan 2	1,68	+2,48%
Plan 3	1,35	+4,12%
Plan 4	1,81	+1,11%
Plan 5	1,37	+1,77%
Plan 6	1,79	+1,69%
Plan 7	1,9	+1,01%
Plan 8	1,01	+7,28%
Plan 9	1	+4,94%
Plan 10	1,3	+2,62%

TABLE 8.2 – Taille de champ moyenne évaluée pour chaque plan par le script, ainsi que la différence entre la dose mesurée dans le fantôme et celle calculée par le TPS.

Malgré un plan où la différence reste importante, observons que ces valeurs attestent d'un bon accord entre le calcul du TPS et la mesure effectuée avec la microDiamond. Constatons de plus que dans tous les cas, la microDiamond a tendance à surestimer la dose, ce qui est toutefois une propriété connue de ce détecteur dans les petits champs [15]. Cet effet est en principe annulé par le facteur de correction du TRS483, mais comme de nombreuses approximations furent faites², il n'est pas à exclure qu'un surdosage subsiste.

8.2.2 PDIP

Les résultats des analyses γ des mesures à l'imageur portal, pour différentes tolérances, sont exposés dans le tableau 8.3. Au CHU de Tivoli, nous avons pour habitude de considérer qu'un plan peut être délivré si l'analyse γ présente un passing rate de 97%³ pour des tolérances de 3%, 2 mm avec un seuil à 10%. Notons que le résultat exposé est le passing rate moyen de chaque plan, les mesures avec l'imageur portal donnant en effet une analyse différente pour chaque arc.

Contrairement aux traitements habituellement délivrés, la majorité des plans échouent donc l'analyse γ et ne seraient donc pas validés avec cette seule mesure.

2. La plus notable contribution serait notamment que les facteurs de correction du TRS483 sont donnés pour la microDiamond dans une orientation axiale, alors qu'elle est ici souvent perpendiculaire au faisceau et qu'elle présente une réponse plus importante dans cette configuration.

3. À 97% le plan est accepté sans discussions, mais un passing rate jusqu'à 95% peut rester toléré selon les circonstances.

	5%, 2 mm	5%, 1 mm	3%, 2 mm	3%, 1 mm
Plan 1	95,8%	90,9%	95,5%	90%
Plan 2	94,5%	89%	93,4%	87,3%
Plan 3	92,2%	85,8%	90,4%	83,7%
Plan 4	93,1%	85,5%	87,7%	78,7%
Plan 5	93,2%	85,5%	91,6%	82,6%
Plan 6	92,3%	85,4%	88,5%	78,8%
Plan 7	96,4%	90,1%	92,6%	84,3%
Plan 8	96,5%	88,6%	96,3%	86,8%
Plan 9	96%	89,4%	95,7%	88%
Plan 10	90,5%	82,1%	88,6%	79,7%

TABLE 8.3 – Passing rate moyen pour différentes analyses γ entre la mesure de l'imageur portal et chaque plan.

8.2.3 Film radiochromique

Les résultats de mesure avec le film radiochromique sont exposés dans le tableau 8.4. Comme pour les mesures avec l'imageur portal, plusieurs analyses γ avec différentes tolérances ont été réalisées pour chaque plan délivré. Notons qu'une analyse de film nécessite un logiciel adapté, comme FilmQAPro par exemple, que le CHU de Tivoli possède, mais auquel nous n'avons pas pu accéder à cause d'un problème de licence qui n'a pas été résolu à temps.

	5%, 2 mm	5%, 1 mm	3%, 2 mm	3%, 1 mm
Plan 1	100%	100%	98,4%	86,3%
Plan 2	100%	99,3%	99,3%	98,5%
Plan 3	100%	99%	100%	94,1%
Plan 4	93,4%	88,1%	92%	79%
Plan 5	99,6%	94,4%	99,3%	78,2%
Plan 6	99%	95,8%	97%	87,3%
Plan 7	90,5%	79,2%	89,7%	63,6%
Plan 8	100%	90,1%	100%	83%
Plan 9	100%	95,8%	99,8%	91,8%
Plan 10	97,5%	88,4%	97,3%	86,7%

TABLE 8.4 – Passing rate pour différentes analyses γ entre la mesure du film radiochromique et chaque plan.

Ce faisant, les films ont finalement été analysés sur le logiciel MyQA de IBA, utilisé dans le service de radiothérapie de l'hôpital de Jolimont. Ici, contrairement aux mesures avec l'imageur portal, les résultats restent en majorité acceptables, à part pour la tolérance de $3\%, 1\text{ mm}$ qui s'avère trop stricte.

8.3 SBRT Prostate

8.3.1 MicroDiamond

Pour les SBRT, les plans n'utilisent pas d'arcs non-coplanaires et la microDiamond reste systématiquement perpendiculaire au faisceau. En conséquence, le facteur de cross-calibration à utiliser est différent de celui évalué pour les plans SRT et seules les mesures avec la microDiamond positionnée perpendiculairement au faisceau ont été considérée. Dans ce cas, nous obtenons une facteur de cross-calibration $N_{D,w,Q}^{cross,moy} = 0,915\text{ Gy}/nC$. La différence relative entre la dose mesurée par la microDiamond et celle calculée par le TPS pour chaque plan est donnée dans le tableau 8.5.

Différence de dose	
Plan 1	-0,2%
Plan 2	-1,15%
Plan 3	+1,2%
Plan 4	+0,1%
Plan 5	+0,05%
Plan 6	-0,6%
Plan 7	-1,5%
Plan 8	-1,5%
Plan 9	-1,6%
Plan 10	+0,3%

TABLE 8.5 – Différence entre la dose mesurée dans le fantôme et celle calculée par le TPS.

Ces résultats témoignent d'un excellent accord entre le calcul et la mesure pour les plans SBRT. Contrairement aux SRT, les variations dans le setup expérimental ont en effet moins de conséquences, vu que l'on utilise des grands champs pour ces traitements.

8.3.2 PDIP

Le tableau 8.6 présente les résultats des analyses γ pour les mesures effectuées à l'aide de l'imageur portal. Si ce n'est pour la dose délivrée par fraction, la modulation présente dans ce type de traitements ne diffère pas tant des traitements habituels délivrés au CHU de Tivoli. Dès lors, observons donc que l'intégralité des plans va réussir l'analyse pour les tolérances habituelles.

	5%, 2 mm	5%, 1 mm	3%, 2 mm	3%, 1 mm
Plan 1	99,8%	98,3%	96,75%	90%
Plan 2	99,7%	99%	99,2%	95,3%
Plan 3	100%	99,6%	99,7%	97%
Plan 4	99,9%	99,4%	98,8%	94,7%
Plan 5	100%	99,6%	99,7%	97,6%
Plan 6	100%	99,7%	99,7%	97,2%
Plan 7	100%	99,7%	99,6%	95,6%
Plan 8	100%	99,9%	99,9%	98,9%
Plan 9	100%	99,7%	99,8%	97%
Plan 10	100%	99,4%	99,8%	97%

TABLE 8.6 – Passing rate moyen pour différentes analyses γ sur la mesure de l'imageur portal pour chaque plan.

8.3.3 Film radiochromique

Le tableau 8.7 présente les résultats des différentes analyses γ réalisées à l'aide du film radiochromique. Pour les plans 1, 4, 7 et 8, nous avions constaté, à l'aide de la vue coronale d'Eclipse, que l'isodose maximale se trouvait en partie à des endroits du fantôme où il n'était pas possible d'insérer un film. Il a donc été choisi de ne pas inclure ces plans dans l'analyse, vu que la perte de cette zone homogène la rend moins pertinente.

	5%, 2 mm	5%, 1 mm	3%, 2 mm	3%, 1 mm
Plan 2	99,9%	99,3%	99,6%	95,7%
Plan 3	100%	98,8%	98,3%	94,7%
Plan 5	100%	99,9%	100%	98,7%
Plan 6	99,9%	99,5%	99,7%	98,6%
Plan 9	100%	99,1%	99,8%	97%
Plan 10	99,7%	98,3%	96,8%	87,5%

TABLE 8.7 – Passing rate pour différentes analyses γ sur la mesure du film radiochromique pour chaque plan.

À nouveau, constatons que l'analyse γ présente des résultats remarquablement bons, que nous pouvons encore attribuer aux caractéristiques des arcs délivrés, semblables à celles des traitements habituels.

8.4 Discussion des résultats

8.4.1 Positionnement

Le tableau 8.1 nous indique qu'Identify et le CBCT donnent une information quasiment identique sur le déplacement à effectuer pour repositionner le patient, la différence restant bien comprise dans la marge d'erreur donnée par le constructeur, qui est de $0,2\text{ mm}/0,2^\circ$ entre les deux systèmes. Lors du test précédent [2], il avait été observé à l'aide du fantôme anthropomorphique STEEV que l'on obtenait en moyenne Δ Vertical = 0 mm , Δ Longitudinal = $0,4\text{ mm}$, Δ Latéral = $0,06\text{ mm}$ et Δ Rotation = $0,2^\circ$. Ici, nous obtenons en moyenne Δ Vertical = $0,03\text{ mm}$, Δ Longitudinal = $0,08\text{ mm}$, Δ Latéral = $0,05\text{ mm}$ et Δ Rotation = $0,01^\circ$. Ces valeurs sont différentes mais elles transmettent toujours la même information : celle que le décalage entre les systèmes est minime. Le test de positionnement effectué avec le fantôme imprimé atteint le même niveau de précision qu'avec le fantôme anthropomorphique, conséquence logique du fait que les deux fantômes n'étant au final que des solides rigides pour ces systèmes, ils arrivent à les repositionner précisément de façon consistante.

Le trait décalé par rapport au plan sagittal sur le fantôme nous a également permis d'attester de la justesse du système dans la détection des déplacements à effectuer avec la table 6D, pour le roll du moins. La majorité des résultats donnent une différence de $0^\circ - 0,1^\circ$ par rapport à la rotation réelle et 3 cas présentent des valeurs extrêmes de $0,3^\circ$ et $0,4^\circ$. Bien que cette différence n'est pas conséquente, elle dévie tout de même de la tendance générale et pourrait être attribuée à un mauvais positionnement, où l'on aurait pu avoir l'impression que le fantôme était positionné parfaitement et tourné de $1,7^\circ$, alors qu'en réalité il était légèrement décalé latéralement à cause de notre intervention et le placement sur le laser ne représenterait plus une rotation de $1,7^\circ$ par rapport à la position idéale. Notons qu'il aurait également été possible, afin de vérifier la rotation de table, de tourner le fantôme de telle sorte que le laser sagittal passe par une des marques antérieures côté tête et par l'autre côté pied. Cette idée n'a toutefois pas été testée dans ce travail.

8.4.2 SRT

Lors du test précédent, il avait été mesuré, à l'aide du fantôme RUBY et de la microDiamond, que la différence avec le calcul du TPS s'étendait principalement entre des valeurs de $-2,5\%$ à $2,4\%$. Ces mesures avaient été réalisées avec des champs d'une taille minimale de $2 \times 2\text{ cm}^2$ et avec des arcs coplanaires uniquement. Dans notre cas, avec des arcs non-coplanaires et une taille de champ minimale de $1 \times 1\text{ cm}^2$, on observe dans le tableau 8.2 que la déviation avec la prédition du TPS varie entre $1,01\%$ et $5,41\%$, avec une valeur extrême de $7,28\%$. Vu les conditions de mesures, ce résultat reste très satisfaisant, avec 4 des valeurs mesurées comprises dans l'intervalle déterminé auparavant et 2 autres qui en restent proches. De plus, vu que la dose est ici systématiquement surestimée alors qu'elle ne l'était pas avec des champs coplanaires jusqu'à $2 \times 2\text{ cm}^2$, il est raisonnable de penser que malgré l'inclusion des facteurs de correction du TRS483 et des différentes orientations lors de la cross-calibration, la microDiamond surestime tout de même la dose dans la disposition dans laquelle elle a été placée lors de ce test. La valeur extrême de $7,28\%$ de déviation peut être attribuée à une possible erreur de manipulation lors du po-

sitionnement. Dans ces plans, le moindre décalage millimétrique par rapport à l'isocentre peut en effet engendrer une déviation à lui seul de quelques pourcents⁴. De plus, vu le passing rate de l'analyse γ avec le film radiochromique pour ce même plan (pour 5%, 2 mm et 3%, 2 mm du moins), cela prête effectivement à penser que cette déviation importante n'était qu'une possible anomalie.

Avec le fantôme imprimé, nous avons également pu réaliser des mesures avec du film radiochromique, ce qui n'était pas possible avec les fantômes utilisés lors du premier test vu que l'on ne disposait pas de l'insert adéquat. L'analyse des films tend à renforcer cette conviction que les plans sont effectivement bien délivrés, avec un passing rate de 8 plans sur 10 supérieur ou égal à 97% pour 3%, 2 mm de tolérance, comme illustré dans le tableau 8.4. Le plan 4, avec un passing rate est de 92% n'est toutefois pas très éloigné du seuil de tolérance de 95%, dont l'échec réside éventuellement en une modulation potentiellement trop importante, ou encore à une erreur lors de la prise de mesure, dont le plan 7 a certainement été victime vu la valeur du passing rate pour les différentes tolérances. En outre, constatons qu'utiliser une DTA plus stricte a un impact beaucoup plus important sur le résultat de l'analyse que de changer la DD, conséquence logique du fait que la distribution de dose engendrée par les petits champs présente de larges zones de gradients, où la DTA domine la DD dans l'analyse γ par définition. En général, si ce n'est pour le plan 2 , il apparaît qu'utiliser une DTA = 1 mm est bien trop stricte, même avec une DD = 5% ou seuls la moitié des plans sont au dessus de 95% de passing rate.

En comparaison, vu le tableau 8.3, seuls 3 plans mesurés avec l'imageur portal ont un passing rate supérieur à 95% et aucun plan ne présente un passing rate supérieur à 97% pour 3%, 2 mm. Même avec une tolérance plus lâche de 5%, 2 mm, il n'y a toujours aucun plan qui présente un passing rate supérieur à 97%. Par rapport à ce qu'il est possible d'obtenir avec le film radiochromique ou encore avec la microDiamond, l'imageur portal n'est de toute évidence pas adapté à la mesure de champs de dimensions inférieures à $2 \times 2 \text{ cm}^2$.

8.4.3 SBRT

Contrairement aux plans SRT, les plans SBRT sont délivrés avec des grands champs, aux alentours de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, pour irradier toute la prostate, ayant pour conséquence qu'une large zone autour de l'isocentre est exposée à une dose relativement uniforme. Cette situation reste vraie avec la dose recalculée dans le fantôme et dans ces conditions de mesure, bien moins précaires que précédemment, il n'est donc pas surprenant d'observer dans le tableau 8.5 que la différence entre le calcul et la mesure de dose varie entre -1,6% et 1,2%. En effet, les problèmes apparaissant avec la mesure dans les petits champs abordés dans le chapitre 2 n'apparaissent ici pas, garantissant d'emblée une plus grande précision dans la mesure. Pour ces plans, la dose réellement déposée est donc en excellent accord avec le calcul du TPS. De plus, notons que le facteur de calibration déterminé au moment du premier test pour des arcs coplanaires, correspondant aux mêmes conditions qu'ici,

4. Pour ce plan par exemple, si l'on affiche la dose sur les coupes transverses dans Eclipse, on constate qu'un décalage de 5 mm par rapport à l'isocentre dans la direction de l'ouverture utilisée pour la micro-Diamond donne une variation de dose de 30%.

était d'une valeur de $0,9 \text{ Gy}/nC$. Ici, $N_{D,w,Q}^{cross,moy} = 0,915 \text{ Gy}/nC$, ce qui représente donc une différence de 1,67% par rapport au premier facteur, qui est une valeur tout à fait acceptable. Vu qu'une partie des mesures pour établir le facteur de calibration des plans SRT a été réalisée avec la microDiamond dans sa position recommandée, face au faisceau, et que le facteur est en conséquence supérieur, cela signifie bel et bien que la microDiamond surestime la dose lorsqu'elle est positionnée perpendiculairement par rapport au faisceau.

Pour les mesures avec l'imageur portal, constatons dans le tableau 8.6 que l'intégralité des plans réussit l'analyse pour toutes les tolérances sauf celle de $3\%, 1 \text{ mm}$, avec laquelle seuls deux plans présentent un passing rate inférieur à 95%. Même avec une tolérance aussi stricte, il existe un très bon accord entre mesure et calcul, témoignant de la grande précision des systèmes utilisés. Si cette technique de traitement venait à être utilisée dans le futur, il serait donc possible de continuer à utiliser l'imageur portal pour les vérifications pré-traitement, comme c'est déjà le cas pour tous les autres traitements délivrés au CHU de Tivoli.

Quant aux mesures obtenues à l'aide du film radiochromique, nous pouvons observer, comme exposé dans le tableau 8.7, que les résultats obtenus sont très bons et assez similaires à ceux obtenus à l'aide de l'imageur portal, si ce n'est pour le plan 10, où le passing rate de l'analyse γ à $3\%, 1 \text{ mm}$ obtenu avec le film est plutôt médiocre. L'utilisation du film pour ce type de mesure n'apporte donc pas de précision supplémentaire, mais permet néanmoins d'attester qu'il est possible d'atteindre des résultats équivalents à ceux de l'imageur portal avec le fantôme.

Précisons finalement que des mesures de dose sur un plan sagittal avec le film radiochromiques avaient été réalisées en tournant le fantôme de 90° , afin d'obtenir des comparaisons dans d'autres plans que le plan coronal. Toutefois, le fichier DICOM contenant la distribution de dose dans le plan sagittal était mal lu par le logiciel et ayant peu d'expérience dans la maîtrise de ce dernier, ces mesures ne sont ici pas présentées bien qu'elles soient toutefois possibles.

Conclusion

Ce travail avait comme double objectif la création d'un fantôme à l'aide d'une imprimante 3D ainsi que son utilisation dans le cadre d'un test end-to-end. En ce qui concerne l'impression, il est donc possible d'utiliser des imprimantes pour obtenir un objet dense, équivalent au modèle 3D au millimètre près. L'impression d'un objet aussi dense qu'un fantôme est cependant d'une durée conséquente, qu'il est uniquement possible d'imprimer plein si l'imprimante peut être occupée durant plusieurs jours. Si ce n'est pas le cas, il est toutefois possible, comme nous l'avons fait, d'en imprimer le contour et de le remplir d'eau. Cette solution, qui paraît la plus simple aux premiers abords, nécessite cependant d'adapter la forme du fantôme et de prévoir du matériel afin d'en assurer l'étanchéité. Ce problème d'étanchéité est parfois complexe à résoudre, si bien que nous pensons qu'il serait plus pratique dans le futur de le remplir d'une autre substance solide, comme de la cire ou de la paraffine, permettant ainsi d'éviter les fuites d'eau. Aussi, comme le fantôme avait au départ été imaginé pour les traitements SRT uniquement, sa conception a fini par poser des soucis dans la mesure de certains plans SBRT car le film ne pouvait pas être inséré dans la région où la dose maximale se trouvait.

Au niveau du test end-to-end, le fantôme a permis de réaliser une mesure avec deux types de détecteurs : la microDiamond et le film radiochromique, pour chaque modalité de traitement. Pour les traitements SRT, nous avons trouvé des différences entre calcul et mesure ponctuelle assez similaires à celles obtenues lors du 1^{er} test end-to-end, bien que l'on observe une différence qui tend à être plus importante pour certains plans. Les résultats de mesure avec le film radiochromique confirment également que ces traitements sont délivrés conformément à ce qui a été calculé dans le TPS, et sont généralement meilleurs que ceux obtenus avec la microDiamond. Notons néanmoins que l'imageur portal n'est pas adapté à la mesure de champs de taille inférieure à $2 \times 2 \text{ cm}^2$ et il sera donc nécessaire, s'il on souhaite réaliser de tels traitements dans le futur, de trouver une alternative plus pratique pour les vérifications pré-traitement, par exemple en achetant le détecteur Octavius SRS, dont le service possède déjà la version classique.

Pour les traitements SBRT, nous avons trouvé un excellent accord entre les mesures et le calcul. De plus, l'imageur portal n'a cette fois-ci aucun problème à mesurer ces plans et pourrait donc être utilisé pour les vérifications pré-traitement. Le fait d'obtenir des résultats très positifs pour ces plans n'est toutefois pas surprenant, vu qu'ils sont réalisés à l'aide de grands champs, que la machine n'a aucune difficulté à délivrer et dont la mesure ne pose aucun problème.

CONCLUSION

Au final, bien qu'il faudra, lorsque nous aurons à nouveau la possibilité de délivrer des faisceaux FFF, effectuer à nouveau cette vérification, il n'en reste pas moins que l'objectif de ce travail de démontrer qu'il était possible de réaliser un test end-to-end à l'aide d'un fantôme imprimé en 3D a été atteint.

Notons de plus, avant de clôturer ce travail, que le fantôme a été sélectionné pour l'exposition "*Do it yourself*" du congrès de l'association italienne de physique médicale.

Bibliographie

- [1] Lorenzo MELA. *Validation des petits champs de photons pour une utilisation en radiothérapie stéréotaxique appliquée aux régions pulmonaires*. Mémoire, Université de Liège, 2019-2020.
- [2] Luca PELLEGRI, Valérie JARBINET et Vanessa DESHAYES. *Setting Up of an End-To-End Test for SRT Treatments*. Physica Medica 115, 2023. DOI : 10.1016/j.ejmp.2023.102993.
- [3] Gabriele DE GAETANO. *Validation Clinique du Champ 1x1 cm² et Évaluation de la Technique HyperArc pour un Usage Clinique*. Mémoire, Université de Liège, 2023-2024.
- [4] Tanya KAIRN, Scott B CROWE et Tomas KRON. *3D Printing in Radiation Therapy*. IOP Publishing, 2023. ISBN : 9780750339070. DOI : 10.1088/978-0-7503-3907-0.
- [5] Charles HULL. *Apparatus for Production of Three-Dimensional Objects by Stereolithography*. U.S. Pat. No. 4,575,330, 1986.
- [6] S.Scott CRUMP. *Apparatus and Method for Creating Threedimensional Objects*. U.S. Pat. No. 5,121,329, 1992.
- [7] James.L ROBAR. *3D Printing in Radiation Oncology Personalization of Patient Treatment Through Digital Fabrication*. CRC Press, 2024. ISBN : 9781003288404. DOI : 10.1201/9781003288404.
- [8] K.M ALEXANDER et al. *End-to-End Quality Assurance of Stereotactic Radiation Therapy Using an Anthropomorphic Head Phantom*. J. Phys. : Conf. Ser. 2167, 2022. DOI : 10.1088/1742-6596/2167/1/012022.
- [9] Michael K. ROONEY, David M. ROSENBERG, Steve BRAUNSTEIN et al. *Three-dimensional Printing in Radiation Oncology : A Systematic Review of the Literature*. J Appl Clin Med Phys 21, 2020. DOI : 10.1002/acm2.12907.
- [10] J.W PARK et J.W YEA. *Three-dimensional customized bolus for intensity-modulated radiotherapy in a patient with Kimura's disease involving the auricle*. Cancer Radiother. 20, 2022. DOI : 10.1016/j.canrad.2015.11.003.
- [11] Eric.D EHLER et al. *Patient specific 3D printed phantom for IMRT quality assurance*. Phys. Med. Biol. 59, 2014. DOI : 10.1088/0031-9155/59/19/5763.
- [12] M. SAVI et al. *Density comparison of 3D printing materials and the human body*. IJC Radio, 2017.
- [13] Justin CEH et al. *Bismuth Infusion of ABS Enables Additive Manufacturing of Complex Radiological Phantoms and Shielding Equipment*. Sensors 17, 2017. DOI : 10.3390/s17030459.

- [14] Conor K McGARRY et al. *Tissue mimicking materials for imaging and therapy phantoms : a review*. Phys. Med. Biol. 65, 2020. DOI : 10.1088/1361-6560/abbd17.
- [15] *Technical Report Series No. 483 : Dosimetry of Small Static Fields Used In External Beam Radiotherapy*. International Atomic Energy Agency, 2017. ISBN : 978-92-0-105916-1. URL : https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/D483_web.pdf.
- [16] Indra J. DAS, George X. DING et Anders AHNESJÖ. *Small Fields : Nonequilibrium Radiation Dosimetry*. Med. Phys. 35, 2008. DOI : 10.1118/1.2815356.
- [17] Pedro ANDREO. *The physics of small megavoltage photon beam dosimetry*. Radiother. Oncol., 2017. DOI : 10.1016/j.radonc.2017.11.001.
- [18] *Radiation Oncology Physics : A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, 2005. ISBN : 92-0-107304-6.
- [19] *Report 18 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry : Code of Practice for the Absorbed Dose Determination in High Energy Photon and Electron Beams*. Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie, 2008. DOI : 10.25030/ncs-018.
- [20] *Technical Report Series No. 398 Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. International Atomic Energy Agency, 2000. DOI : 10.61092/iaea.ve7q-y94k.
- [21] Antonella FOGLIATA et al. *Small Elongated MLC Fields : Novel Equivalent Square Field Formula and Output Factors*. Med. Phys. 52, 2025. DOI : 10.1002/mp.17806.
- [22] Bengt E. BJÄRNGARD et Robert L. SIDDON. *A Note on Equivalent Circles, Squares, and Rectangles*. Med Phys. 9, 1982. DOI : 10.1118/1.595161.
- [23] Alemeh SADROLLAHI. *Monte-Carlo Simulation of the Siemens Artiste Linear Accelerator Flat 6 MV and Flattening-Filter-Free 7 MV Beam Line*. 2018.
- [24] Chang HIE HAHN. *First Observation of Signals due to KAERI's 10 MeV Electron Beam by Using GEM Detectors*. Journal of the Korean Physical Society 50, 2007. DOI : 10.3938/jkps.50.961.
- [25] John David JACKSON. *Classical Electrodynamics 3rd edition*. John Wiley & Sons, 1962.
- [26] Dietmar GEORG, Tommy KNÖÖS et Brendan McCLEAN. *Current Status and Future Perspective of Flattening Filter Free Photon Beams*. Med. Phys. 38, 2011. DOI : 10.1118/1.3554643.
- [27] Manon JAUMOT. *Commissioning et Dosimétrie de Faisceaux sans Cône Égalisateur Produits par un Nouvel Accélérateur Linéaire : le TrueBeam STx*. Mémoire, Université de Liège, 2011-2012.
- [28] Ganesh NARAYANASAMY, Daniel L. SAENZ et Wilbert F. CRUZ. *Commissioning an Elekta Versa HD Linear Accelerator*. Journal of Applied Clinical Medical Physics 17, 2016. DOI : 10.1120/jacmp.v17i1.5799.
- [29] Ryan D. FOSTER, Speiser Michael P. et Timothy D. SOLBERG. *Commissioning and Verification of the Collapsed Cone Convolution Superposition Algorithm for SBRT Delivery Using Flattening Filter-Free Beams*. Journal of Applied Clinical Medical Physics 15, 2014. DOI : 10.1120/jacmp.v15i2.4631.
- [30] *ICRU Report 50 : Prescribing, recording and reporting photon beam therapy*. International Commission on Radiation Units et Measurements, 1993.
- [31] Oncology Medical PHYSICS. *Stereotactic Radiosurgery*. URL : <https://oncologymedicalphysics.com/stereotactic-radiosurgery/>.

- [32] Luca PELLEGRI. *PHYS0991-1 Applications et techniques spéciales en radiothérapie*. Université de Liège, 2024-2025.
- [33] Egor BORZOV et al. *Dosimetric Characterization of Elekta Stereotactic Cones*. J Appl Clin Med Phys 19, 2017. DOI : 10.1002/acm2.12242.
- [34] Faiz M. KHAN. *The Physics of Radiation Therapy-3rd Edition*. Lippincott Williams & Wilkin, 2003. ISBN : 0-78 17-3065-1.
- [35] E. G. A. AIRD et F. T. FARMER. *The Design of a Thimble Chamber for the Farmer Dosemeter*. Phys. Med. Biol. 17, 1972. DOI : 10.1088/0031-9155/17/2/001.
- [36] Stephen F. KRY, Richard POPPLE, Andrea MOLINEU et al. *Ion Recombination Correction Factors (P_{ion}) for Varian TrueBeam High-Dose-Rate Therapy Beams*. J Appl Clin Med Phys 13, 2012. DOI : 10.1120/jacmp.v13i6.3803.
- [37] Marius GRUNDMANN. *The Physics of Semiconductors - An Introduction Including Nanophysics and Applications - 4th Edition*. Springer Nature Switzerland, 2021. ISBN : 978-3-030-51569-0. DOI : 10.1007/978-3-030-51569-0.
- [38] Antonio DI BARTOLOMEO. *Graphene Schottky Diodes : An Experimental Review of the Rectifying Graphene/Semiconductor Heterojunction*. Physics Reports, 2015. DOI : 10.1016/j.physrep.2015.10.003.
- [39] Tania SANTOS, Tiago VENTURA et Maria do Carmo LOPES. *A Review on Radiochromic Film Dosimetry for Dose Verification in High Energy Photon Beams*. Radiation Physics et Chemistry 179, 2021. DOI : 10.1016/j.radphyschem.2020.109217.
- [40] Slobodan DEVIC. *Radiochromic Film Dosimetry : Past, Present, and Future*. Physica Medica 27, 2011. DOI : 10.1016/j.ejmp.2010.10.001.
- [41] ASHLAND. *EBT-XD Specifications and User Guide*. URL : <http://www.gafchromic.com/gafchromic-film/radiotherapy-films/EBT/index.asp>.
- [42] Slobodan DEVIC, Nada TOMIC et David LEWIS. *Reference Radiochromic Film Dosimetry : Review of Technical Aspects*. Physica Medica 32, 2016. DOI : 10.1016/j.ejmp.2016.02.008.
- [43] Lucie BERGER. *Utilisation d'un système d'imagerie portale électronique avec détecteur au silicium amorphe pour vérifier la dose reçue par les patients en radiothérapie*. Mémoire, Université Toulouse III - Paul Sabatier, 2006.
- [44] J. Anthony SEIBERT et John M. BOONE. *X-Ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2 : X-Ray Interactions and Image Formation*. J Nucl Med Technol 33, 2005. URL : <https://tech.snmjournals.org/content/33/1/3>.
- [45] Christina ANGELOU et al. *A Review of Diamond Dosimeters in Advanced Radiotherapy Techniques*. Med Phys 51, 2024. DOI : 10.1002/mp.17370.
- [46] Maddison SHAW et al. *Characterisation of a Synthetic Diamond Detector for End-to-End Dosimetry in Stereotactic Body Radiotherapy and Radiosurgery*. Physics et Imaging in Radiation Oncology 20, 2021. DOI : 10.1016/j.phro.2021.10.002.
- [47] Margherita ZANI et al. *A Synthetic Diamond Diode in Volumetric Modulated Arc Therapy Dosimetry*. Med Phys 40, 2013. DOI : 10.1118/1.4818256.
- [48] Owen J. BRACE et al. *Evaluation of the PTW MicroDiamond in Edge-On Orientation for Dosimetry in Small Fields*. J Appl Clin Med Phys 21, 2020. DOI : 10.1002/acm2.12906.
- [49] Eric E. KLEIN et al. *Task Group 142 Report : Quality Assurance of Medical Accelerators*. Med. Phys. 36, 2009. DOI : 10.1118/1.3190392.

BIBLIOGRAPHIE

- [50] *Report 35 of the Netherlands Commission on Radiation Dosimetry : Quality Assurance of Treatment Planning Systems.* Nederlandse Commissie voor Stralingsdosimetrie, 2022. DOI : 10.25030/ncs-035.
- [51] ASHLAND. *Efficient Protocols for Accurate Radiochromic Film Calibration and Dosimetry.* URL : <http://www.gafchromic.com/gafchromic-film/radiotherapy-films/EBT/index.asp>.
- [52] Daniel A. LOW et James F. DEMPSEY. *Evaluation of the Gamma Dose Distribution Comparison Method.* Med. Phys. 30, 2003. DOI : 10.1118/1.1598711.
- [53] Marcel van HERK, Peter REMEIJER, Coen RASCH et al. *The probability of correct target dosage : dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy.* Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 47, 2000. DOI : 10.1016/S0360-3016(00)00518-6.
- [54] E. WÅLHIN. *Dosimetric pre-treatment verification with an electronic portal imaging device.* Mémoire, Université de Stockholm, 2006.