

Experimental characterization of the photon source for small field dosimetry in the context of stereotactic radiosurgery

Mémoire présenté par
Clément DUMONT

en vue de l'obtention du grade de Master
ingénieur civil biomédical

Promoteur(s)
Edmond STERPIN, John LEE

Lecteur(s)
Kevin SOURIS, Jean-Marc DENIS , Stefaan VYNCKIER

Année académique 2015-2016

Table des matières

1	Etat de l'art	3
1.1	Qu'est ce que le cancer ?	3
1.2	Cancer : chiffres et traitements	4
1.3	Métastases du cerveau et radiothérapie	6
1.4	Fonctionnement de la radiothérapie	7
1.4.1	Radiothérapie conformationnelle 3D	8
1.4.2	Intensity Modulated Radiation Therapy	10
1.4.3	Stereotactic radiosurgery	10
1.4.4	Les principales techniques de SRS	11
1.5	Fonctionnement d'un Linac (Accélérateur Linéaire)	12
1.6	Plan de traitement	14
1.6.1	Calcul de la dose	14
1.7	Importance de la mesure de source	15
1.7.1	Dosimétrie des petits champs	16
1.7.2	Système d'imagerie	19
1.8	Les techniques de mesure de sources	20
1.8.1	Camera en trou d'épingle.	20
1.8.2	Spot size camera	21
1.8.3	Scanning slit collimator method	21
2	Mesure de la source de l'Elekta InfinityTM	24
2.1	Principe et simulations	24
2.1.1	Problématique liée à l'Elekta Infinity TM	27
2.2	Acquisition des données et analyse	28
2.2.1	Setup expérimental	29
2.2.2	Traitement des données.	30
2.2.3	Expression analytique de la source	30
2.2.4	Gestion du biais	37
2.2.5	Mesure des profils suivant un axe arbitraire	37
2.3	Discussion	41
2.4	Conclusion	43

Introduction

Le cancer est une maladie qui touche de plus en plus de personne chaque année dans le monde. Le pronostic de cette maladie est extrêmement variable en fonction des cas, et peut aller jusqu'à la mort. Cependant, grâce au développement sans cesse croissant de nouvelles méthodes de diagnostic et de traitement, le taux de survie du cancer s'est significativement amélioré depuis plusieurs années. Certaines méthodes permettent maintenant de traiter cette maladie avec une certaine efficacité. Une de ces méthodes est la radiothérapie qui utilise des faisceaux de rayons X (composés de photons) envoyés depuis l'extérieur du corps afin d'irradier et de détruire la tumeur. Dans le cas de petites tumeurs, au cerveau par exemple, de très petits faisceaux sont utilisés afin de cibler précisément la lésion. Les rayons X peuvent cependant avoir des effets très néfastes sur le corps et les tissus non-malades si ceux-ci ne sont pas délivrés en quantité adéquate. Il est donc important de pouvoir modéliser précisément la délivrance de ces faisceaux. Cette modélisation nécessite une mesure de différents champs, zone d'irradiation du faisceau, afin d'adapter correctement les paramètres de cette modélisation. La mesure de petits champs est difficile en pratique et est sujette à de larges incertitudes. Une alternative est d'utiliser directement une description de la source de photons dans le modèle.

Dans ce travail nous avons implémenté une technique permettant une mesure directe de la source de l'Elekta InfinityTM. Elle est basée sur une méthode développée pour la première fois en 1987 et appelée « scanning slit collimator ». Elle consiste à translater une caméra formée d'un collimateur fente et d'un détecteur sous la source. Chaque appareil de radiothérapie présente ses propres caractéristiques. Nous avons donc dû adapter cette technique afin de la faire fonctionner sur le système Elekta infinityTM. La différence principale est que le mouvement relatif entre la source et la caméra est obtenu non pas par un déplacement de cette dernière mais par un déplacement de la source.

Le premier chapitre de ce rapport présente plus exactement ce qu'est le cancer, détaille les différentes techniques de radiothérapie et l'importance d'une mesure directe de la source, spécialement lors de l'utilisation de petits faisceaux. Le second chapitre présente en détail l'implémentation de la méthode. Il commence par décrire le setup expérimental et démontre son fonctionnement théorique à l'aide de plusieurs simulations. Pour terminer, ce rapport présente les résultats obtenus et nos conclusions.

Chapitre 1

Etat de l'art

1.1 Qu'est ce que le cancer ?

Le cancer est formé par des cellules qui se divisent de manière anormale et envahissent les tissus environnants [10].

Normalement, les cellules se divisent et grandissent pour en former de nouvelles uniquement lorsque le corps en a besoin. Quand des cellules sont endommagées ou trop vieilles, elles meurent et de nouvelles cellules prennent leurs places. Ce processus est contrôlé de manière très stricte. Néanmoins, il se peut que certaines cellules échappent aux différents contrôles et forment un cancer. Les cellules endommagées ou trop vieilles ne meurt plus et de nouvelles cellules sont formées alors que cela n'est pas nécessaire. Ces cellules cancéreuses diffèrent des cellules saines à plusieurs niveaux :

- Elles sont moins spécialisées.
- Elles sont capable d'ignorer les signaux responsables de stopper la division cellulaire ou d'engendrer l'apoptose (mort programmée des cellules)
- Elles peuvent influencer les cellules normales voisines afin que celles-ci modifient leur micro-environnement. Par exemple, en développant de nouveaux vaisseaux sanguins afin d'apporter suffisamment d'oxygène et de nutriments aux cellules cancéreuses.
- Enfin, elles sont capables de déjouer les défenses du système immunitaire.

Ces différences expliquent pourquoi ces cellules se développent de manière anormalement élevée. Elles forment alors un amas de tissu appelé tumeur. Lors de l'apparition d'une première tumeur chez un patient, on parle de tumeur ou de cancer primaire.

Les tumeurs cancéreuses sont dites malignes. Elle peuvent se répandre et envahir les tissus voisins. En grandissant, des cellules cancéreuses peuvent également se détacher de la tumeur primaire et atteindre d'autres parties du corps par le système sanguin et lymphatique. Elles peuvent alors être à l'origine de nouvelles tumeurs loin du site de celle d'origine (Fig. 1.1). Ces nouvelles tumeurs sont appelées métastases.

Les tumeurs malignes doivent être différenciées des tumeurs bénignes qui ne se répandent pas dans le corps. Même si celles-ci peuvent atteindre des tailles relativement grosses, lorsqu'elles

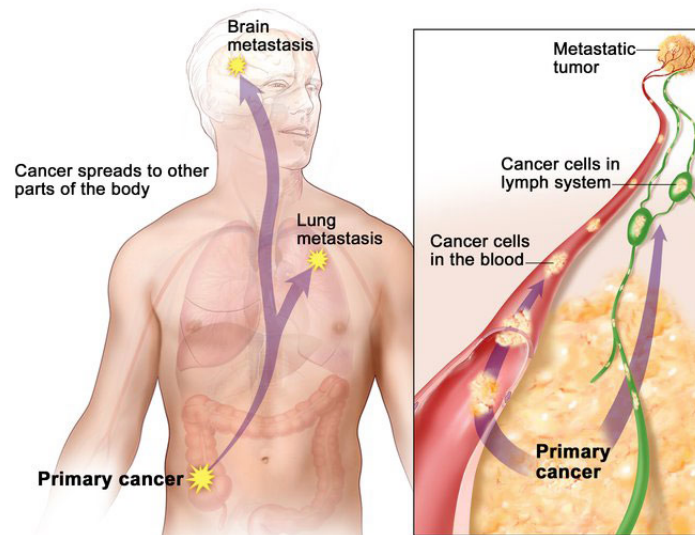


FIGURE 1.1 – Principe de formation des métastases. Des cellules cancéreuses se détachent du cancer primaire et sont transportées dans d'autres régions du corps via le système sanguin ou lymphatique. Elles peuvent alors se développer et former des métastases par exemple dans le cerveau ou les poumons [10].

sont retirées, elles ne se redéveloppent en général pas, alors que les tumeurs malignes en sont parfois capables.

Le cancer est une maladie génétique due à des modifications dans les gènes responsables du fonctionnement cellulaire, spécialement de la croissance et de la division. Ces modifications peuvent être dues à plusieurs raisons :

- Elles sont héréditaires
- Elles peuvent être dues à l'accumulation d'erreurs lors de la réplication de l'ADN tout au long de la vie du patient.
- Elles peuvent résulter d'une altération de l'ADN à cause de facteurs environnementaux comme des produits chimiques, le tabac ou encore certains type de rayonnement comme les UV.

Actuellement plus d'une centaine de types de cancers sont recensés, principalement en fonction de l'organe ou du tissu dans lequel ceux-ci se développent.

1.2 Cancer : chiffres et traitements

L'incidence du cancer aux Etats-unis pour l'année 2015 est estimée à 1.650.000 [25]. La prévalence de celui-ci, également aux Etats-unis était de 14,5 millions au premier janvier 2014 (4,5% de la population) [4]. Les cancers les plus fréquents chez l'homme sont ceux de la prostate, des poumons (et des bronches) et les cancers colorectaux avec respectivement 21%, 14% et 8% des patients atteints. Chez la femme, le cancer du sein domine avec 29% des patients, suivi du cancer des poumons et des cancers colorectaux avec respectivement 13% et 8%. Dans la population de survivants du cancer, 46% sont âgés de plus de 70 ans et seulement 5% sont

âgés de moins de 40 ans. Néanmoins ces âges varient fortement en fonction du type de cancer. Actuellement, trois grandes techniques sont utilisées pour traiter le cancer : la chirurgie, la radiothérapie et la chimiothérapie. La chirurgie consiste à retirer la tumeur lors d'une opération. La radiothérapie utilise des radiations, généralement des rayons X, pour contrôler ou tuer les cellules malignes [29]. La chimiothérapie est un traitement basé sur l'administration de substances chimiques, classiquement des médicaments anti-cancéreux [28]. Ces différentes techniques sont souvent combinées. Le choix du traitement dépend de nombreux paramètres comme l'augmentation attendue de la qualité et de l'espérance de vie du patient [24]. L'élément déterminant reste néanmoins le type de cancer et le stade de celui-ci, évalué principalement par rapport à l'extension de la tumeur [12]. Le paragraphe suivant présente la fréquence d'utilisation de ces différentes techniques pour trois types de cancer commun.

Cancer du sein Dans les cancers du sein de stade I et II, 95% des patients subissent une intervention chirurgicale (mastectomie ou BCS (Breast-Conserving Surgery)) [4]. Dans 4% des cas, ils reçoivent un traitement à base de radiothérapie et/ou de chimiothérapie sans chirurgie et le dernier pourcent ne reçoit aucun de ces trois traitements. Dans les cas de chirurgie, le patient reçoit souvent un traitement complémentaire de chimiothérapie et/ou de radiothérapie. Seulement 26% des patients subissent une chirurgie seule alors que 57% subissent une chirurgie accompagnée d'au moins un traitement de radiothérapie.

Pour les stades III et IV, plus que 72% des patients subissent une chirurgie. 16% reçoivent un traitement de radiothérapie et/ou de chimiothérapie. Seulement 7% des patients sont uniquement opérés alors que 49% des patients subissent une chirurgie accompagnée d'au moins un traitement de radiothérapie.

Cancer rectal Pour les cancers rectaux de stade I et II, 88% des patients subissent une chirurgie et dans 39% des cas, celle-ci est accompagnée de chimiothérapie ou de radiothérapie. Dans 8% des cas, ils reçoivent un traitement combiné de radiothérapie et de chimiothérapie et 1% ne reçoit que de la chimiothérapie. Pour les stades III et IV, la proportion de chirurgie diminue à 68% et dans 57% des cas, celle-ci est accompagnée de chimiothérapie ou de radiothérapie. Un traitement combiné radiothérapie/chimiothérapie est prescrit dans 14% des cas et un traitement de chimiothérapie seule est prescrit dans 11% des cas.

Cancer des poumons Enfin, pour les cancers des poumons, dans les stades I et II, 68% des patients ont recours à la chirurgie et 16% de celles-ci sont accompagnées en plus de radiothérapie ou de chimiothérapie. Seulement 1% des patients ne reçoit que de la chimiothérapie, 16% uniquement de la radiothérapie et 7% un traitement combiné. Dans les stades III et IV, le taux de chirurgie chute à 8% dont 6% avec un traitement complémentaire. Enfin 18% reçoivent uniquement de la chimiothérapie, 15% uniquement de la radiothérapie et 51% une combinaison des deux.

	Chirurgie	Chimiothérapie	Radiothérapie
Sein I et II	95	~ 37	~ 60
Sein III et IV	72	~ 66	~ 57
Rectal I et II	88	~ 29	~ 28
Rectal III et IV	68	~ 54	~ 43
Poumon I et II	68	~ 15	~ 30
Poumon III et IV	8	~ 54	~ 51

TABLE 1.1 – Proportions des cas de cancers de différents stades recevant un traitement chirurgical, de chimiothérapie et de radiothérapie.

Le tableau 1.1 résume, en fonction des cancers présentés ci-dessus, la proportion des patients qui bénéficient des différents traitements. On peut observer que malgré la variation de l'utilisation de ces différentes techniques d'un cancer à un autre, elles sont toutes utilisées de manière répandue dans la plupart des cas. La radiothérapie est généralement utilisée comme traitement additionnel à la chirurgie pour un grand nombre de cancers.

1.3 Métastases du cerveau et radiothérapie

Les métastases du cerveau sont le type de tumeur intracrânienne la plus commune chez l'homme (170.000/ans aux Etats-unis)[11]. De nombreux cancers peuvent être responsables du développement de ces métastases, comme le cancer de la peau, du colon, des reins, du sein ou encore des poumons. Ces deux derniers sont responsables d'environ 70% des métastases cérébrales. Les métastases du cerveau apparaissent chez les patients cancéreux dans 20 à 30/40% des cas [32][11]. Les moyens de traitement de ces métastases sont, comme pour les autres cancers présentés précédemment, les interventions chirurgicales, la chimiothérapie et la radiothérapie. Nous allons particulièrement nous intéresser à ces métastase et tumeurs cérébrales puisque actuellement une grande partie de celles-ci sont traitées par radiothérapie, et plus particulièrement par chirurgie stéréotactique.

La chirurgie pour les tumeurs cérébrales se fait depuis la fin des années 1800. Cependant celle-ci entraînait de lourdes complications comme des infections et un grand taux de mortalité [22]. Il a fallu plusieurs décennies d'avancées et d'améliorations pour que la chirurgie devienne suffisamment efficace et sûre. L'apparition de l'utilisation de la radiothérapie pour le traitement des tumeurs cérébrales se fait dans les années 1950 avec la whole-brain radiation therapy (WBRT). Cette technique consiste à administrer aux patients différentes doses de radiation au niveau de l'entièreté du cerveau [15]. Ce traitement, bien moins invasif que la chirurgie, est utilisé principalement avec un but palliatif. De plus, à cette époque, les métastases du cerveau sont un problème peu visible dû à la faible qualité des techniques d'imagerie. La WBRT est donc plus facile à appliquer que la chirurgie. Néanmoins, dans les décennies suivantes, de nombreux contentieux sur le rapport d'efficacité entre les deux méthodes sont présents du au manque de données publiées.

Avec l'apparition du CT dans les années 70 et de l'IRM dans les années 80, une meilleure visualisation des tumeurs et de l'évaluation postchirurgicale est dorénavant possible et un regain d'intérêt pour la chirurgie s'opère. Dans les années 1990, les deux techniques commencent à être utilisées de manière combinée. *Patchell et al.* ont pu démontrer l'augmentation significative de l'espérance et de la qualité de vie des patients traités par chirurgie et WBRT postopératoire comparé à ceux traités uniquement par radiothérapie [18]. Ils ont également pu montrer que la WBRT postopératoire diminue la chance de rechute sur le site de la chirurgie mais également sur les autres parties du cerveau. Malheureusement, la chirurgie présente toujours certains risques et n'est une alternative envisable seulement chez des patients en bon état général, avec une tumeur unique et présentant une espérance de vie relativement longue [14]. A cette période, seuls ces patients subissent une chirurgie, les autres ne reçoivent généralement qu'un traitement palliatif à base de WBRT et/ou de stéroïdes. Une alternative à la chirurgie est la radiochirurgie stéréotactique (stereotactic radiosurgery ou SRS). Il s'agit d'une technique de radiothérapie qui permet de focaliser les radiations sur la tumeur avec une grande précision. Les métastases sont des lésions bien délimitées et sont donc adaptées pour la radiochirurgie. La première tumeur métastatique traitée par SRS l'a été à l'aide d'un Gamma Knife en 1975. *Kihlström et al.* ont analysé des patients traités par Gamma Knife depuis 1975 et sur une période de 16 ans. Ils ont pu démontrer qu'un contrôle de la croissance tumorale était atteint dans 94% des cas.

Dans leurs Meta-analyse, *Tsao et al* [27] ont étudié en premier lieu l'utilisation de la SRS comme adjuvant à la WBRT. Ils ont pu montrer que pour des patients avec une métastase cérébrale unique, une SRS comme traitement complémentaire à la WBRT apporte une augmentation significative de la survie et une amélioration du contrôle local. Ils ont ensuite été plus loin en analysant l'avantage de la SRS seule à un traitement combiné. Le traitement combiné offre un meilleur contrôle local mais également un meilleur contrôle à distance. En effet, la WBRT traite les lésions microscopiques distantes qui forment un risque de nouvelles métastases. L'ajout de la WBRT à la SRS n'a par contre pas d'effets sur la survie et peut même engendrer un déclin neurocognitif chez les patients et augmenter le risque d'effets secondaires.

Actuellement c'est donc la SRS qui est utilisée dans la plupart des traitements et celle-ci est éventuellement accompagnée de WBRT en fonction de différentes considérations liées aux patients et à la maladie [32]. La section suivante présente le fonctionnement détaillé de la radiothérapie et des techniques de SRS.

1.4 Fonctionnement de la radiothérapie

Le but de la radiothérapie est de détruire les cellules tumorales en limitant les effets néfastes aux tissus normaux [11]. L'irradiation de photons crée différentes lésions à l'ADN [23]. Les cellules possèdent des mécanismes de réparation de l'ADN qui fait que la plupart des lésions sont réparées rapidement. Les lésions réparées de manière incorrecte, sans conservation du message génétique amènent à des mutations et des défauts chromosomiques. Ces défauts peuvent entraîner la mort des cellules après un certain nombre de cycles cellulaires. On parle de mort cellulaire

mitotique ou clonogénique.

Cette mort cellulaire peut engendrer des complications du fonctionnement des tissus, caractérisée par la normal tissue complication probability (NTCP). Il s'agit de la probabilité de rencontrer des complications après l'irradiation d'un organe ou d'une structure en fonction de la dose délivrée [19].

Les cellules cancéreuses, moins différenciées, se reproduisent plus vite que les cellules saines. Elles ont également une capacité plus faible que les cellules saines à réparer les dommages non léthaux de l'ADN. Les tissus cancéreux sont donc plus sensibles aux radiations et leur réponse est caractérisée par la tumor control probability (TCP) qui est la probabilité d'extinction des cellules tumorales clonogéniques à la fin d'un traitement en fonction de la dose [33]. Les traitements de radiothérapie se basent sur cette différence de perte de capacité clonogénique entre les cellules tumorales et les cellules saines [30]. La dose administrée au patient sera celle qui maximise la TCP tout en gardant la NTCP en dessous d'un certain seuil (Fig. 1.2). La dose, la quantité d'énergie déposée dans un milieu par un rayonnement ionisant, est exprimée en Gray (Gy).

La dose totale est généralement administrée de manière fractionnée. Cela présente plusieurs avantages :

- Cela permet de donner du temps aux cellules saines pour se régénérer entre l'administration des différentes fractions, processus pour lequel les cellules tumorales sont généralement moins efficaces.
- La sensibilité des cellules aux radiations dépend de la phase du cycle cellulaire dans laquelle elles se trouvent [19]. Le temps entre les fractions permet aux cellules qui se trouvaient dans une phase plutôt résistante à passer dans une phase plus sensible.
- Enfin, les rayons X sont généralement plus efficaces pour tuer les cellules si une certaine quantité d'oxygène est présente lors de l'irradiation [8]. De nouveau, le temps entre les fractions permet aux cellules qui se trouvaient dans un état d'hypoxie chronique de se réoxygéner.

1.4.1 Radiothérapie conformationnelle 3D

Le but est de concentrer les radiations sur la tumeur en se basant sur les informations anatomiques 3D du patient. Elle utilise une distribution de dose qui se conforme le plus possible au volume d'irradiation défini en apportant une dose adéquate à la tumeur et une dose minimale aux tissus sains. Cette distribution de dose permet de maximiser la TCP et minimiser la NTCP. Une des difficultés de la radiothérapie conformationnelle 3D (CRT) est de déterminer cette distribution optimale. En effet, le clinical target volume (CTV = volume réel de la tumeur) n'est pas toujours facilement discernable malgré les technologies d'imagerie actuelles. Ce qui est imagé n'est en général pas le CTV à cause des extensions non visibles de la tumeur. On parle de gross tumor volume (GTV). Le CTV est donc considéré comme étant équivalent au GTV auquel on ajoute une marge pour tenir compte des micro-lésions qui ne sont pas visibles. Le planning

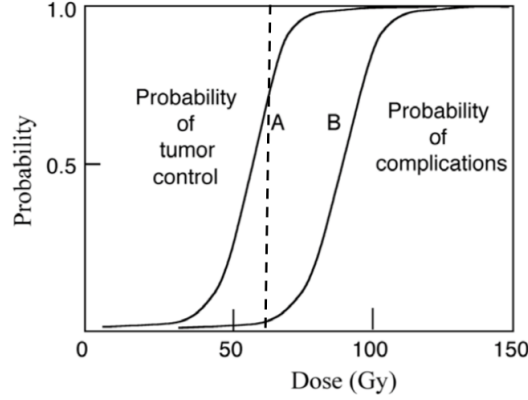


FIGURE 1.2 – Courbe de la tumor control probability (TCP) et de la normal tissue complication probability (NTCP) en fonction de la dose. La dose optimale doit se situer aux alentours de 60 Gy (ligne en pointillés)

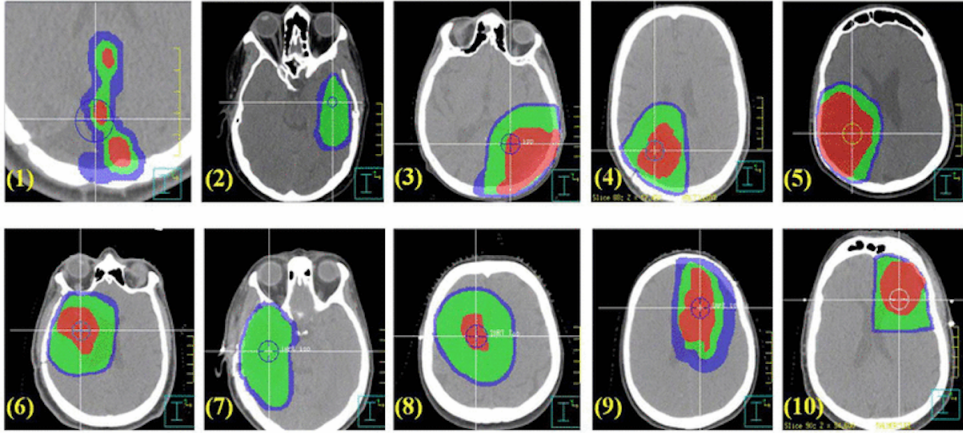


FIGURE 1.3 – Exemples de Gross tumor volume (rouge), Clinical target volume (vert) et Planning target volume (bleu) chez dix patients différents [20]

target volume (PTV) est le volume que l'on veut irradier. Il est encore plus large que le CTV afin de tenir compte des incertitudes géométriques lors de la planification et de la délivrance (Fig. 1.3). D'autres erreurs potentielles doivent être prises en compte avant la définition du PTV comme le mouvement du patient et les organes à risque [6].

Il faut ensuite définir les différents champs à appliquer au patient afin de traiter adéquatement le PTV. Les appareils de radiothérapie utilisent différents faisceaux irradiant le patient sous différents angles afin de concentrer la radiation sur les tissus cancéreux. En RTC, les profils des faisceaux sont adaptés afin de correspondre à la forme de la tumeur. Cela se fait à l'aide d'un collimateur multilames (MLC), un ensemble de lames métalliques parallèles pouvant se déplacer indépendamment afin de former un "pochoir" de la forme de la tumeur. Néanmoins la distribution de dose dans chaque faisceau est uniforme.

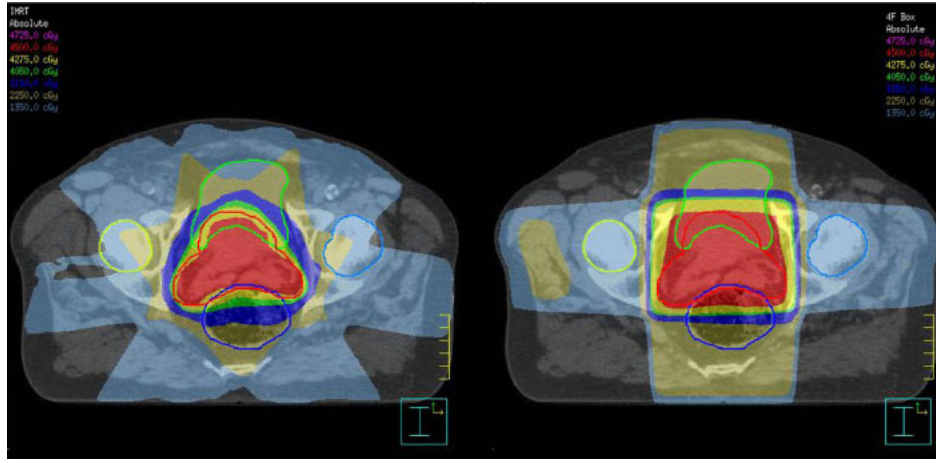


FIGURE 1.4 – Distribution de dose d’un traitement conformationnel (droite) et d’un traitement IMRT (gauche) [16]. On peut observer que la distribution de dose dans ce dernier est beaucoup plus proche de la forme de la tumeur que pour la CRT.

1.4.2 Intensity Modulated Radiation Therapy

La technique de l’Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) est similaire à la CRT sauf que les faisceaux ne sont plus uniformes [6]. L’intensité des champs peut être modulée spatialement de façon à obtenir des zones de haute intensité et d’autres zones de faible intensité au sein du même champ [13]. En modulant le nombre de champs et l’intensité au sein de ceux-ci, on peut obtenir des volumes d’irradiation très complexes et permettre un meilleur contrôle de la distribution de dose par rapport à la CRT (fig. 1.4). Cette modulation est effectuée généralement au moyen d’un MLC dynamique.

L’IMRT est à l’origine de la Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT). Dans cette méthode la dose est délivrée dans un mouvement continu de la gantry et du MLC. Elle possède l’avantage d’une flexibilité accrue de la conformation de la dose délivrée.

1.4.3 Stereotactic radiosurgery

La radiochirurgie stéréotactique (SRS = stereotactic radiosurgery) est une technique de radiothérapie où la dose totale du traitement est administrée en une ou très peu de fractions. La SRS délivre une grande quantité de radiation sur une cible focalisée [11]. Les trois éléments suivant sont donc encore plus critiques pour la SRS que pour la radiothérapie conformationnelle classique :

- La cible doit être précisément définie. Cela est possible grâce aux modalités actuelles d’imagerie comme le CT et l’imagerie par résonance magnétique.
- La radiation doit être guidée précisément sur la cible. Les équipements actuel de radiochirurgie ont une précision mécanique de l’ordre du millimètre.
- Le plus important est d’obtenir un gradient de dose net. La technique pour effectuer cela est l’utilisation de différents faisceaux de radiation qui s’intersectent au niveau de

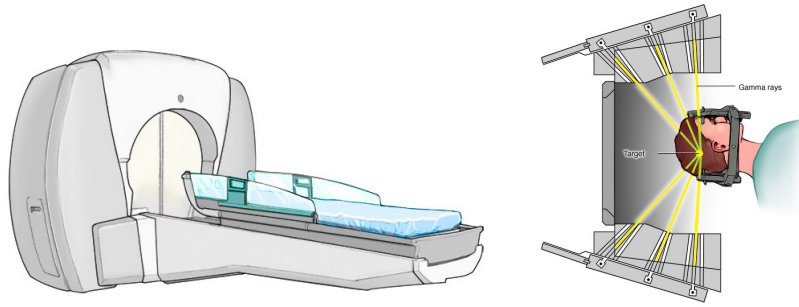


FIGURE 1.5 – Gamma Knife et sa tête de traitement

la tumeur. Chaque faisceau individuel est faible assez que pour causer des dégradations aux tissus normaux mais l'accumulation assez forte pour détruire la tumeur. La dose déposée dans la tumeur est beaucoup plus élevée que celle déposée dans les tissus sains périphériques.

On parle généralement de stereotactic radiosurgery (SRS) pour désigner les opérations de la tête et du cou que l'on distingue de la stereotactic body radiotherapy (SBRT) pour les autres parties du corps.

Actuellement différentes gammes d'équipements permettent de réaliser des opérations de radiochirurgie [11]. Les trois principaux sont :

- Les équipements à Cobalt-60 (Gamma Knife)
- Les accélérateurs linéaires (Linac), généralement grâce aux modalités IMAT ou VMAT.
- Les équipements utilisant un cyclotron (Protonthérapie)

1.4.4 Les principales techniques de SRS

Les équipements à Cobalt-60 (Gamma Knife) La première utilisation clinique d'un Gamma Knife se fait en Suède en 1975 [2]. Dans cet appareil, 192 sources de cobalt-60 sont positionnées autour de la cible (la tumeur) dans laquelle la radiation sera donc environ 200 fois plus élevée. Les sources sont positionnées sur le corps principal de l'équipement en forme d'anneau. La forme de la distribution concentrée des différents faisceaux est une ellipse. Cette ellipse ne correspond pas nécessairement à la forme de la tumeur. Un plus gros volume d'irradiation (une plus grande ellipse) peut être obtenue par un temps d'irradiation plus long. Pour des cibles irrégulières, une combinaison de plusieurs ellipses est utilisée. La figure 1.5 présente un Gamma Knife. A cause de sa configuration particulière, il ne peut être utilisé uniquement que pour le traitement de la tête.

Les accélérateurs linéaires Ces systèmes utilisent un Linac (Linear accelerator) pour générer un faisceau de rayons X. Celui-ci est délivré au patient via une gantry qui peut tourner à 360 degré autour du patient. Le faisceau est adapté à la forme de la tumeur via un MLC.

Équipements à cyclotron Ces équipements utilisent un cyclotron pour générer un faisceau de protons. Celui-ci est, comme pour le Linac, délivré via une gantry tournant à 360 degrés autour du patient. Un avantage de la Protonthérapie est le parcours fini et quasiment rectiligne des protons associé à un pic de dose absorbée à la fin de leurs parcours, appelé pic de Bragg.

Dans ce mémoire, nous avons travaillé sur l'Elekta InfinityTM, système de radiothérapie basé sur un Linac. Nous en détaillons donc le fonctionnement ci-dessous.

1.5 Fonctionnement d'un Linac (Accélérateur Linéaire)

Le diagramme général d'un accélérateur linéaire est présenté à la figure 1.6. Des micro-ondes, générées par le magnétron (ou klystron), sont envoyées dans le guide d'onde (wave guide). Des électrons sont également envoyés dans ce guide d'onde, grâce au canon à électrons. Cet envoi d'électrons est synchronisé sur l'envoi des micro-ondes grâce au modulateur. Les micro-ondes accélèrent les électrons dans le guide d'onde jusqu'à une vitesse proche de celle de la lumière. Un faisceau de rayons X est créé lorsque les électrons frappent et sont freinés (Bremsstrahlung) par une cible à numéro atomique élevé (en général du tungstène) à l'extrémité opposée du guide d'onde, dans la tête de traitement. Le magnétron contrôle la puissance et la fréquence des ondes radio qui à leurs tours, déterminent l'énergie des rayons X produits.

L'accélérateur digital utilise un canon à électrons de type diode situé à l'entrée du guide d'onde. Les électrons sont émis par l'échauffement d'un filament de tungstène. Le nombre d'électrons produits est déterminé par la température du filament. Les électrons sont accélérés le long du guide d'onde jusqu'à la cible. Le guide d'onde (Fig. 1.7) contient une série de disques de cuivres formant des cellules. De petits trous entre ces cellules permettent aux électrons de voyager le long du guide d'onde et aide à focaliser le faisceau. Un vide est créé dans le guide de façon à être sûr que les électrons ne soient pas perturbés par d'autres particules. Le chemin du faisceau d'électrons est contrôlé par deux séries d'aimants quadripôles. Deux séries d'aimants supplémentaires (focusing coil) aident à focaliser le faisceau jusqu'à un diamètre de la taille d'une tête d'épingle. L'entière du système est refroidi grâce à l'eau.

Les électrons quittent ensuite le guide d'onde et entrent dans le flight tube, où ils sont dirigés vers la cible de tungstène. Dans ce flight tube, trois aimants (bending magnets) permettent de courber le faisceau dans les coudes du tube. Ce processus permet de positionner le faisceau sur la cible mais également de focaliser encore plus jusqu'à un diamètre de 1mm.

Au niveau de la tête de traitement (Fig. 1.8), les électrons de hautes énergies frappent une cible de tungstène où leur énergie est convertie en photons ou rayons X. Les photons sont générés dans une large gamme de directions, mais préférentiellement vers l'avant pour les hautes énergies. Un premier collimateur ne laisse passer que les photons voyageant de manière plus ou moins verticale, créant un faisceau en forme de cône (cone shaped beam). Cette première collimation permet premièrement de diminuer la dose totale en absorbant les photons voyageant dans les directions latérales et deuxièmement, elle définit la taille maximale du champ. A ce moment, les

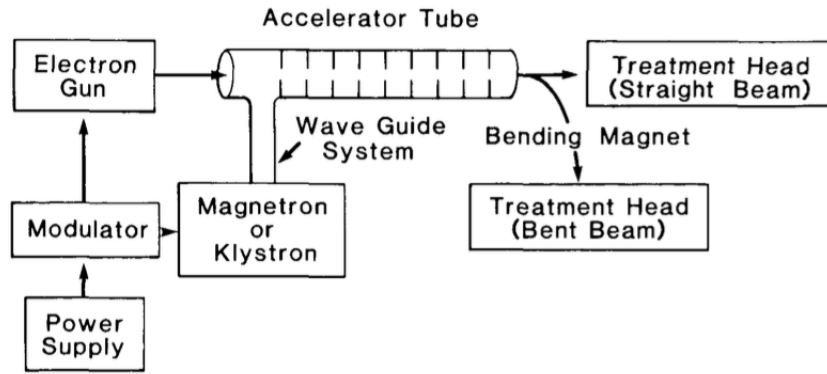


FIGURE 1.6 – Diagramme d'un Linac médical. [6]

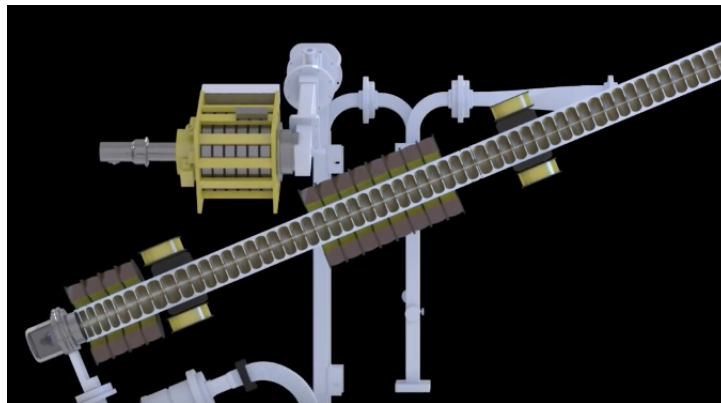


FIGURE 1.7 – Diagramme du guide d'onde d'un Linac médical. [5]

photons ne sont pas distribués de manière uniforme dans le faisceau. Le placement d'un filtre d'aplatissement (flattening filter), qui absorbe plus de photons au centre du faisceau que sur les bords permet de créer un faisceau de section uniforme.

Les photons passent ensuite à travers une chambre ionisante pour la mesure de la dose et le contrôle de la qualité du faisceau. La dose délivrée au patient est mesurée et contrôlée simultanément dans deux chambres indépendantes. La première mesure la radiation et stoppe le faisceau lorsque la dose prévue a été délivrée. La seconde sert de back up et va stopper l'irradiation si la première chambre présente un dysfonctionnement. Une dernière modification du faisceau est nécessaire pour que ce dernier adopte la forme de la tumeur. Cela se fait à l'aide d'un collimateur multilames. Il s'agit d'un ensemble de lames de tungstène qui bougent indépendamment les unes des autres.

L'architecture d'un Linac est faite de telle sorte que la tête de traitement puisse tourner autour du patient via une gantry. Lorsque la gantry bouge, l'axe du collimateur (théoriquement équivalent à l'axe central du faisceau) bouge dans un plan vertical. Le point d'intersection entre l'axe de rotation de la gantry et l'axe du collimateur est appelé isocentre.

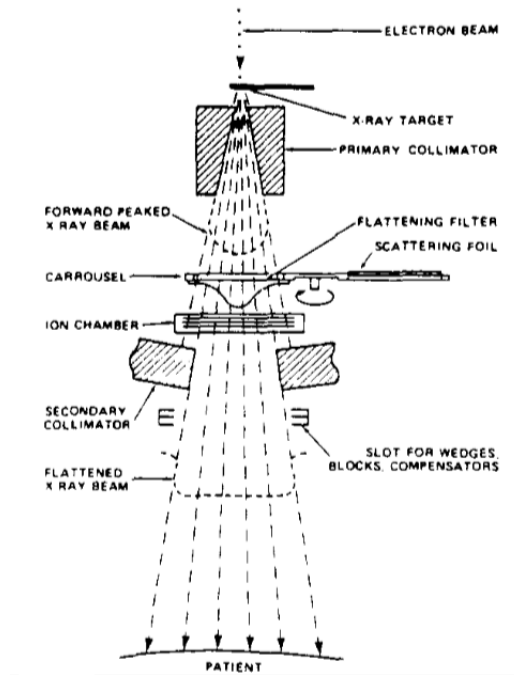


FIGURE 1.8 – Schéma d'une tête de traitement caractéristique d'un Linac médical. [6]

1.6 Plan de traitement

L'établissement d'un plan de traitement consiste à fixer le nombre de faisceaux, leurs directions, formes et intensités. Il nécessite des données anatomiques 3D du patient. Il nécessite également un système qui permette de calculer et d'optimiser la distribution de la dose par rapport aux objectifs cliniques définis.

Le médecin définit toutes les régions d'intérêt, contours externes, cibles et structures à risque pour ensuite déterminer le PTV final. Traditionnellement, ce contourage est réalisé par un expert médical en suivant les contours anatomiques. Il décide également de la dose et du nombre de fractions qui doivent être administrées au patient. C'est une opération qui prend du temps et qui est sujette à une certaine variabilité d'un cas à l'autre et d'un expert à l'autre [7]. Néanmoins, le développement d'approches automatiques reste encore limité à ce jour.

Des données anatomiques de hautes qualités sont requises afin de pouvoir délimiter de manière précise les différents volumes. Le CT scan est principalement utilisé pour obtenir ces images. Certaines modalités complémentaires comme l'IRM ou le PET scan sont parfois également utilisées, de manière complémentaire avec le CT afin d'aider le médecin au contourage de la tumeur.

1.6.1 Calcul de la dose

Le plan de traitement idéal est celui qui administre une dose létale de radiation à la tumeur et épargne l'entière des tissus sains. D'un point de vue biologique, il s'agit de la distribution de dose qui maximise la TCP et minimise la NTCP. Les modèles entre TCP/NTCP et distribution de dose ne sont encore à ce jour que des estimations incertaines. L'optimisation et l'évaluation

des plans de traitement est donc simplement basée sur un critère physique qu'est la distribution de dose dans le planning target volume (PTV). Afin d'optimiser le plan, un calcul de la dose délivrée au patient est nécessaire. Plusieurs techniques existent.

Correction-based algorithm Il s'agit d'un algorithme empirique basé sur des données obtenues dans un fantôme d'eau classiquement cubique. Différentes corrections sont appliquées sous forme de fonctions analytiques ou de simples facteurs afin de calculer la distribution de dose dans le patient. Celles-ci permettent de tenir compte principalement de la modification du faisceau, des irrégularités des contours et de l'inhomogénéité des tissus [6][1]. La dose en un point du patient est analysée séparément pour les photons primaires et les photons déviés et est sommée pour obtenir la dose totale [26].

Superposition/Convolution algorithm Il s'agit d'une "model-based" méthode qui calcule la dose directement dans une représentation du patient [1]. La distribution d'énergie des photons primaires $\Psi_p(\vec{r'})$ est obtenue par une simulation de Monte Carlo en modélisant la tête de traitement et l'anatomie du patient. Ces photons primaires peuvent être déviés au niveau de leurs sites primaires d'interaction $\vec{r}$ et déposer leur énergie en un autre site $\vec{r'}$. Le noyau $A(\vec{r} - \vec{r'})$ représente ce transport depuis le site primaire d'interaction. La méthode utilise une équation de convolution qui considère séparément les photons primaires et les photons déviés [6].

$$D(\vec{r}) = \int \frac{\mu}{\rho} \Psi_p(\vec{r'}) A(\vec{r} - \vec{r'}) d^3\vec{r'}$$

ou μ/ρ est le coefficient d'atténuation de la masse. Le noyau de convolution peut être estimé par une mesure directe ou, plus généralement, par une simulation de Monte Carlo.

Simulation de MonteCarlo Il s'agit d'une simulation du processus de délivrance de la dose en entier. Elle résulte en théorie en une précision élevée du calcul de cette dose. Elle simule le transport de millions de photons et particules à travers la matière. Elle utilise pour cela les lois physiques fondamentales pour déterminer les probabilités d'interaction des différentes particules. Elle nécessite également un modèle préci du faisceau et une modélisation détaillée du patient.

1.7 Importance de la mesure de source

Dans les deux dernières décennies, de nombreuses améliorations ont été réalisées dans le domaine de l'élaboration des plans de traitement [21]. En particulier dans le calcul de dose. En 1990, les calculateurs de dose Monte Carlo font leurs apparitions. Il était clair, depuis plusieurs années déjà, qu'une simulation de Monte Carlo totale pour les processus de calcul de dose pouvait donner une plus grande précision, mais les puissances de calcul ne le permettaient pas. Aujourd'hui, certaines approximations pour limiter le temps de calcul restent encore nécessaires,

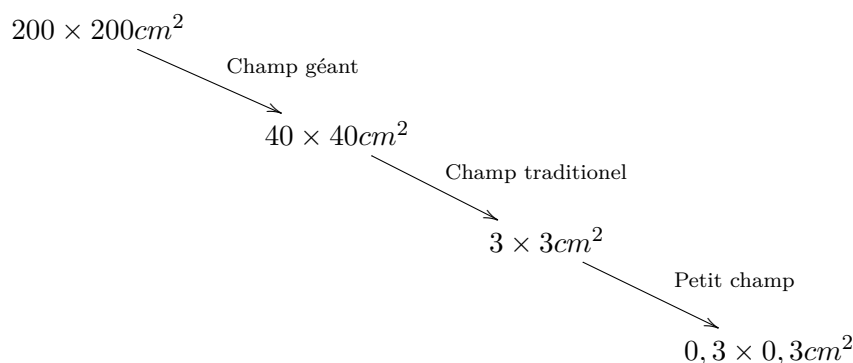
en particulier dans la modélisation du patient et dans la modélisation de l'accélérateur linéaire. A cause de la forte pente entre tumor control probability(TCP)/normal tissue complication probability (NTCP) et la dose, une erreur de dose de 5% peut mener à un changement de TCP de 10-20% et à un changement encore supérieur de la NTCP. Une information précise sur la dose est donc requise. Entre dose prescrite et dose délivrée, beaucoup d'étapes sont présentes et entraînent chacune une certaine incertitude. L'incertitude total peut être minimisée mais n'approchera jamais 0% du fait que certaines ne sont pas éliminables :

- La précision de la modélisation du faisceau Monte Carlo sur le faisceau réel
- L'incertitude statistique due au nombre limité de particules simulées
- L'incertitude sur la transformation des données CT en densité de tissu et composition

L'élaboration d'un système de planification de traitement (TPS) nécessite trois étapes : l'acquisition de mesures de différents champs (dosimétrie) afin de caractériser l'appareillage, l'optimisation du système grâce à ces différentes données et enfin, la vérification du TPS en comparant la dose calculée à la dose délivrée. Puisque la SRS utilise des petits champs et généralement très peu de fractions, l'importance de la précision du calcul de la dose est accrue. Le point suivant présente les difficultés liées à ces petits champs.

1.7.1 Dosimétrie des petits champs

La chirurgie stéréotactique utilise principalement des petits champs, généralement d'une taille inférieure à $3 \times 3 \text{ cm}^2$



La dosimétrie, la caractérisation de ces petits champs est compliquée pour différentes raisons. Principalement, un effet dû à la taille de la source est présent. Dans un Linac, la source de photon a une taille finie, elle n'est pas ponctuelle. En dessous d'une certaine taille de champ, seulement une partie de la source peut être vue par le détecteur dû à l'obstruction de celle-ci par les mâchoires dans la tête de traitement. Dans ces conditions, les méthodes classiques de mesure de champs résultent en une surestimation de la taille de ces derniers, comme présenté à la Figure 1.9

Ensuite, dans les petits champs, une perte d'équilibre électronique apparaît. L'équilibre électronique est atteint lorsque le nombre d'électrons entrant dans un volume déterminé est

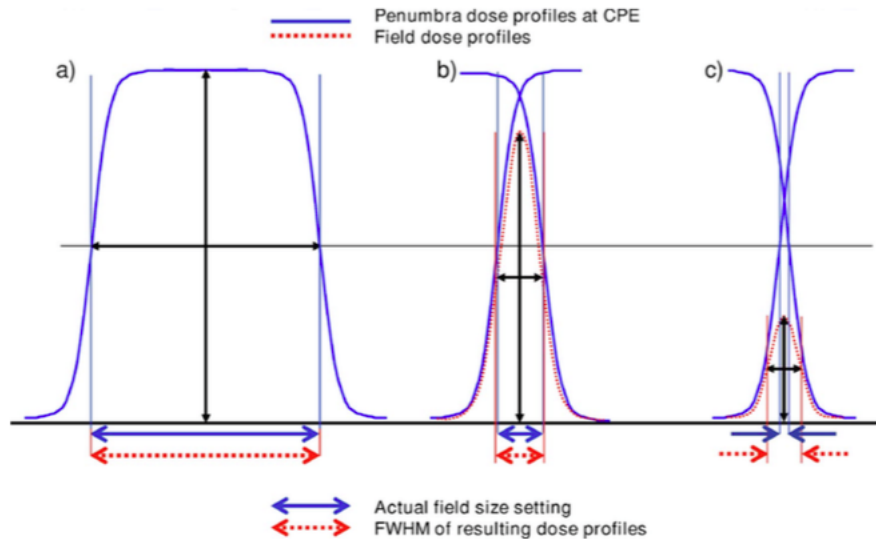


FIGURE 1.9 – Surestimation de la taille lors de la dosimétrie des petits champs. (a) Lorsque le champ est large, que l'ensemble de la source est vue par le détecteur, les profils de dose mesurés déterminent correctement la taille du champs. (b) Lorsque le champ devient plus étroit, les penumbra des extrémités opposées commencent à se superposer, amenant à une diminution de la valeur du pic à la sortie du détecteur. (c) Lorsque le champ devient très petit, la valeur du pic de la mesure devient significativement plus faible que la valeur maximale obtenue lorsque l'entière de la source peut être vue, résultant en une augmentation de la largeur à mi-hauteur (FWHM) du profil de dose mesuré, et donc en une augmentation de la taille estimée du champ. [3]

équivalent au nombre d'électrons qui en sort. Les électrons produit par des photons d'énergie de l'ordre du mégavolt on une certaine distance de diffusion. Le libre parcours moyen latéral de ces électrons, dépendant de l'énergie, influence la largeur de la penumbra. Cette influence, négligeable comparée à des tailles de champs traditionnels ne l'est plus dans le cas de petits champs.

Enfin, les détecteurs classiques sont généralement trop larges que pour être capable de déterminer correctement la penumbra des petits champs. Les mesures sont également sensibles au type de détecteur utilisé.

Ces différentes considérations peuvent amener à des incertitudes significatives sur la dosimétrie des petits champs.

La modélisation des champs et de la dose associée, dépend de cette caractérisation (Output Factors), largement incertaine. Comme expliqué précédemment, les calculs de dose peuvent se faire de manière analytique ou empirique. Les méthodes classiques sont la superposition/convolution et la simulation de Monte Carlo. La première utilise des noyaux d'énergie qui peuvent être extraits des mesures précédentes ou précalculés par Monte Carlo. La deuxième est une simulation directe et complète des différents faisceaux. Cette méthode dépend cependant également des Output Factors afin de fixer les différents paramètres de simulation. Il est critique que ces modélisations donnent des distributions de dose précises aux patients.

Une vérification expérimentale du système de planification de traitement (TPS), vérification

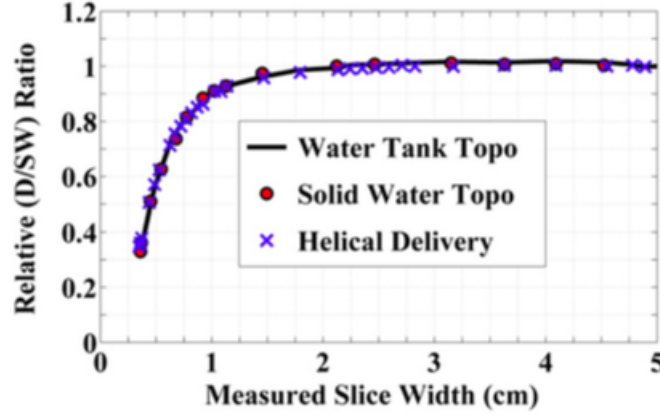


FIGURE 1.10 – Mesure du ratio (D/SW) sur le système de thomothérapie Hi-Art® [9].

de la dose délivrée par rapport à la dose calculée, est donc nécessaire. Cette vérification peut se faire par mesure direct de la dose, de manière similaire à la caractérisation. Cependant les mêmes incertitudes seront toujours présentes.

Chaque étapes, caractérisation, modélisation et vérification doivent donc pouvoir être validées de manière indépendante. Une mesure précise du champs peut être obtenue en utilisant un détecteur avec une résolution virtuellement parfaite, ou un détecteur assez grand que pour intégrer l'entièreté du champ.

Une vérification indépendant peut se faire grâce au calcul du ratio

$$\left(\frac{D}{SW}\right) = \left(\frac{\text{Intégrale de la dose}}{\text{Largeur mesurée du champ}}\right)$$

Ce ratio est théoriquement constant pour une source ponctuelle, ne générant pas de penumbra, et avec une atténuation parfaite lors de la collimation. La dose est donc logiquement proportionnelle à la largeur du champ. En pratique, ce ratio diminue pour les petits champs (Fig. 1.10). Cette diminution est due à l'effet de la taille de la source. Ces mesures peuvent être utilisées pour ajuster la taille de la source dans le modèle de façon à obtenir une similitude entre les données mesurées (indépendantes du détecteur) et les données calculées par le TPS.

Le point auquel nous nous intéressons particulièrement est le réglage du TPS Monte Carlo. Ceux-ci utilisent une description détaillée de la géométrie de la tête de traitement et une modélisation de la source d'électrons frappant la cible. La forme de la source d'électrons est fortement similaire à la source de photons et peuvent donc être considérées comme équivalentes. Cette source est généralement exprimée sous forme d'une paramétrisation. Les paramètres sont optimisés à l'aide d'un ensemble de mesures.

La distribution de la source est un élément critique dans dans les simulations et particulièrement dans le cas des petits champs. En effet, puisqu'une partie de la source est obstruée, le faisceau dépend fortement des détail de la distribution de cette source. Plutôt que d'optimiser des paramètres à l'aide de mesures incertaines du champs, une alternative est de mesurer directement

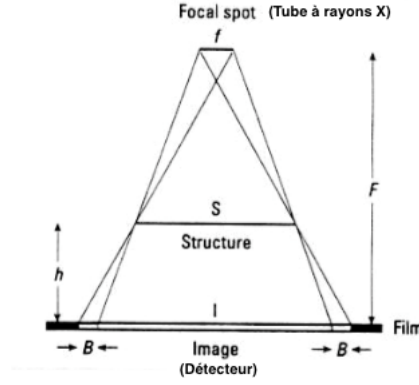


FIGURE 1.11 – Magnification de l'image

la distribution de la source afin de l'intégrer au modèle. Différentes techniques peuvent être utilisées et sont présentées à la section 1.8.

1.7.2 Système d'imagerie

La qualité de l'image dans les systèmes d'imagerie dépend de trois éléments [46]. Le contraste, le bruit et la résolution spatiale. Cette dernière propriété décrit la capacité d'un système à représenter distinctement deux objets lorsque ceux-ci deviennent de plus en plus proche et de plus en plus petits. Dans le domaine spatial, la résolution peut être caractérisée par la point spread function (PSF). Il s'agit de l'image d'un objet ponctuel obtenue par le système.

La figure 1.11 présente la géométrie de base d'un système d'imagerie à rayons X. Dans ces système, la divergences des rayons produit une magnification de l'image :

$$\frac{I}{S} = \frac{F}{(F - h)}$$

Cette magnification influence la quantité de flou qui elle, est due à la largeur de la source (focal spot) :

$$B = \frac{fh}{(F - h)}$$

La résolution peut s'exprimer sous forme de modulation-transfer function (MTF). Elle exprime la modulation (rapport entre contraste sortant et contraste entrant) en fonction de la fréquence spatiale [45]. Il s'agit d'un paramètre critique dans les système d'imagerie [14].

Imaginons un système d'imagerie à rayons X conventionel composé d'un tube à rayons X placé au dessus d'un détecteur (Fig. 1.11). La MTF en deux dimensions est donnée par :

$$MTF(f_x, f_y) = (1 - \nu)H\left(\frac{h}{F}f_x, \frac{h}{F}f_y\right) \quad \text{pour} \quad f_x^2 + f_y^2 > 0$$

avec H , la transformée de Fourier de la distribution de la source, en fonction des fréquences spatiales f_x et f_y . Les constantes h et F représentent respectivement la distance objet-détecteur et la distance source-détecteur. Enfin ν est le rapport entre l'intensité des radiations diffusées dans l'objet et l'intensité totale des radiations qui atteignent le détecteur. La transformée de

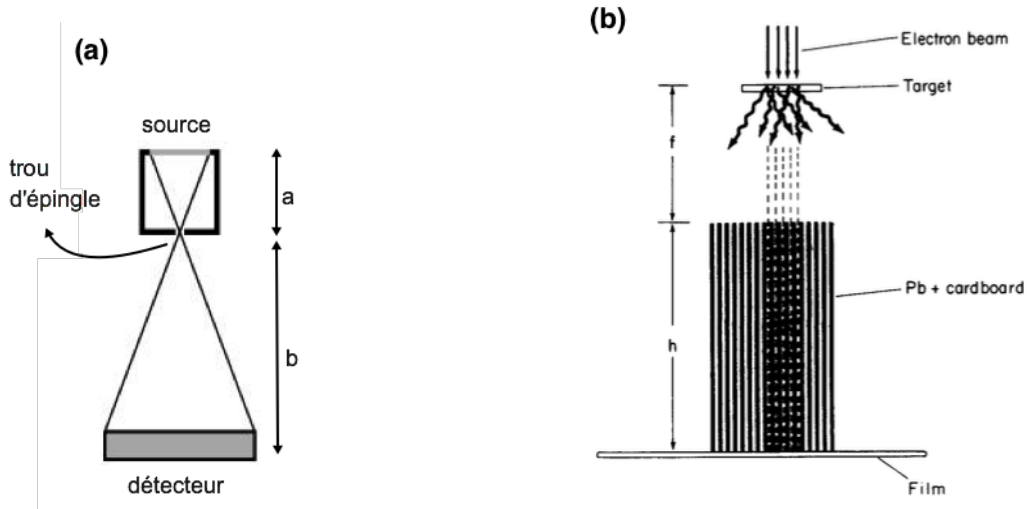


FIGURE 1.12 – (a) Caméra en trou d’épingle. Cette caméra est constituée d’une plaque métallique présentant un trou très étroit. Un point donné du détecteur correspond donc à un point précis de la source. L’entière de celle-ci est donc reproduite au niveau du détecteur avec un degré de magnification de (b/a) . (b) Spot size caméra laminée [31].

fourier H peut être séparée en deux termes :

$$H(f_x, f_y) = (1 - \nu_1)H_0(f_x, f_y) + \nu_1 H_1(f_x, f_y)$$

H_0 correspond aux radiations directes, c’est à dire provenant directement de la source du tube, et H_1 correspond aux radiations dites extra-focales provenant des différentes structures proches de la source du tube comme le collimateur.

La fonction de transfert de modulation dépend directement de la distribution de la source via la transformée de Fourier. Dans les Linac médicaux, les systèmes d’imagerie embarqués utilisent la même source de rayons X que celle utilisée pour le traitement. La caractérisation de la source n’est donc pas seulement importante pour le traitement du patient mais également pour son positionnement.

1.8 Les techniques de mesure de sources

Différentes techniques de mesure des sources de rayons X sont disponibles, chacune avec leurs avantages et leurs inconvénients.

1.8.1 Camera en trou d’épingle.

La technique de la caméra en trou d’épingle est utilisée depuis de nombreuses années dans la mesure de sources de rayons X. La figure 1.12 présente cette technique. Malheureusement cette méthode ne peut être utilisée que pour le mesure de sources de rayons de l’ordre du kilovolt. Les rayons d’énergie de l’ordre du mégavolt présentent un faible rapport signal-bruit avec cette technique.

1.8.2 Spot size camera

Il existe deux types de spot size camera : laminée et perforée. Les laminées sont formées de fines couches alternées de matériaux à haute et basse atténuation. La camera est positionnée avec les couche parallèles au faisceau. Un film placé en dessous de la camera permet d'obtenir le signal à travers les couche de basse atténuation sous forme de lignes parallèles (Fig. 1.12). Il s'agit en fait d'une technique de mesure de l'intégrale bande de la source. En effectuant une rotation de 90° de la caméra, on peut évaluer la taille de la source suivant l'axe principale et l'axe mineur.

Les caméras perforées suivent exactement le même principe. Il s'agit d'une pièce de métal épaisse avec une multitude de trous parallèles. Cette caméra permet d'obtenir une image de la distribution de la source sous forme d'un ensemble de points sur un film.

Contrairement à la caméra en trou d'épingle, celles-ci permettent la mesure de sources de rayons X de hautes énergies. Cependant, dans les deux cas (laminée et perforée), cette technique ne donne pas des mesures quantitatives du à la diffusion des photons entre les couches ou les trous, du aux fines parois entre ceux-ci. Un effet de magnification de la source est également présent du à la largeur finie des couches de basse atténuation et des trous.

1.8.3 Scanning slit collimator method

Cette technique a été développée par *Munro et al.* en 1987 [17]. Ils ont utilisé un grand collimateur et les techniques de reconstruction d'images CT afin d'obtenir une représentation directe de la source d'un Linac.

Un collimateur fente est formé de deux blocs de plomb. Il est placé en face de la source. Un détecteur est placé directement en dessous du collimateur (Fig. 1.13a). Seuls les rayons émis parallèlement à la fente du collimateur arrivent donc jusqu'au détecteur.

La méthode repose sur la mesure d'intégrales bandes de la source. En effet, le signal obtenu par le détecteur correspond à l'intégrale du signal de la source le long de la fente du collimateur. L'ensemble du dispositif (collimateur et détecteur) est positionné sur un système qui permet d'effectuer des rotations et des translations. En translatant perpendiculairement à la fente, on obtient des mesure d'intégrales bandes pour différentes positions du collimateur. Ces différentes mesures permettent de générer un profil d'intégrales bandes.

Des profils selon différentes directions sont ensuite obtenus en effectuant une rotation du système avant de répéter les différentes mesures en translatant selon ce nouvel axe. Ces profils permettent de reconstruire une image 2D de la source comme présenté à la figure 1.13b.

Cette méthode a été validée par la mesure de la source d'un tube à rayons X. Les résultats ont ensuite été comparés à ceux obtenus en utilisant la technique conventionnelle de la pinhole camera (Fig. 1.14). La taille et la forme de la source semble presque identique pour les deux techniques. *Munro et al.* ont ensuite appliqué cette technique pour mesurer la source de trois accélérateurs différents : le Therac-6 (6 MV), le Therac-20 (18 MV) et le Therac-25 (25 MV) de Atomic Energy of Canada, Limited. Les résultats sont présentés à la figure 1.15.

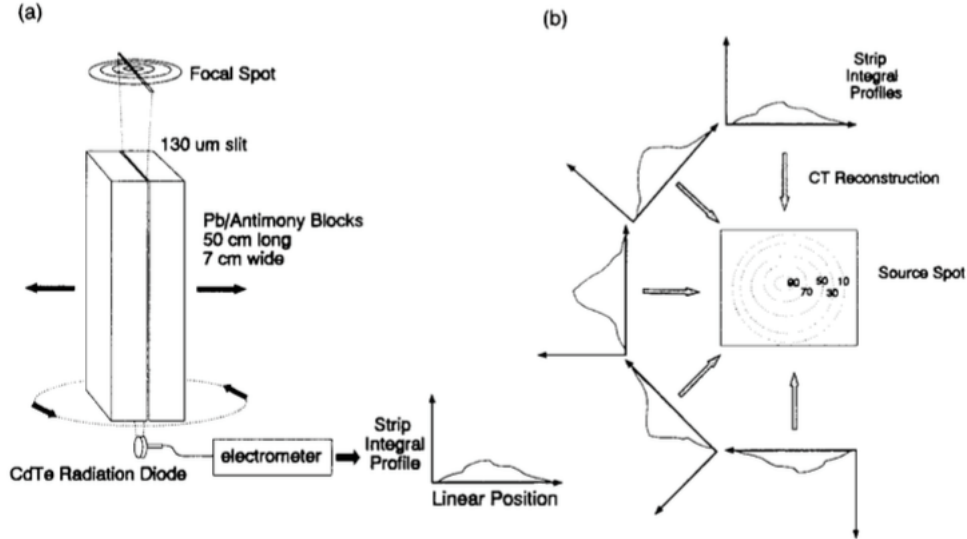


FIGURE 1.13 – (a) Représentation du dispositif de la méthode du collimateur fente. (b) Représentation de la reconstruction de la source à partir des différents profils d'intégrales bandes.

Chen et al. ont adapté cette technique afin de mesurer le profil 1D de la source du système de tomothérapie Hi-Art[®]. Le système de translation utilisé dans ce cas était simplement la table. Le but de cette mesure est de pouvoir décrire mathématiquement la distribution de cette source. Ils ont trouvé que cette distribution était très bien décrite par une combinaison de deux Gaussiennes de variances différentes (Fig. 1.16).

Dans ce travail nous sommes partis de cette méthode que nous avons adaptée afin de mesurer le profil de la source de l'Elekta InfinityTM. Le chapitre suivant présente les aspects théoriques de cette technique, les modifications apportées à celle-ci et enfin les résultats que nous avons obtenus.

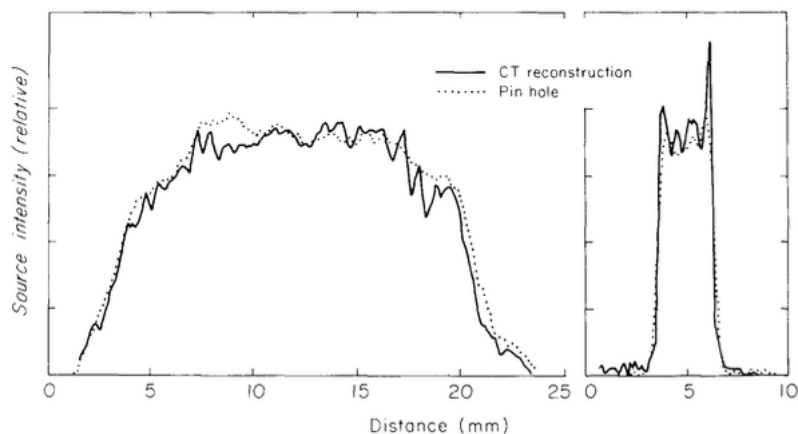


FIGURE 1.14 – Comparaison de la mesure d’une source d’un tube à rayons X avec la technique de la pinhole camera et celle du collimateur fente. À gauche le profil de la source selon le grand axe et à droite, selon le petit axe [17].

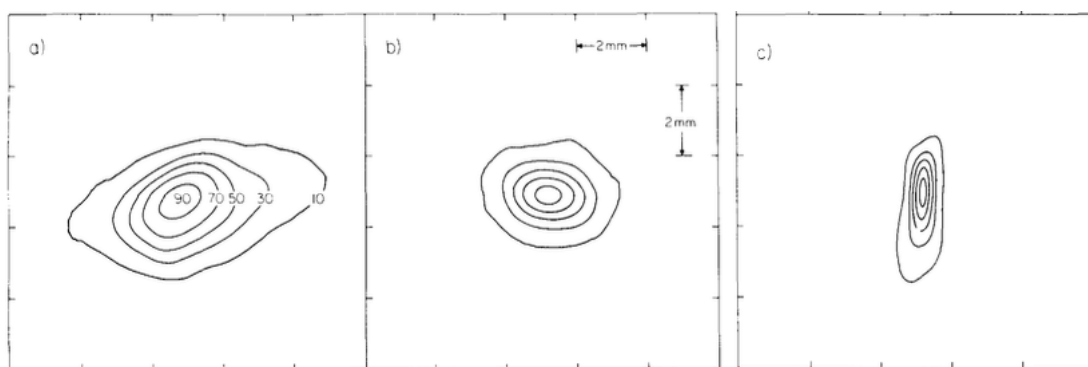


FIGURE 1.15 – Source mesurée pour le Therac-6 (a), le Therac-20 (b) et le Therac-25 (c) grâce à la méthode de la scanning slit collimator [17].

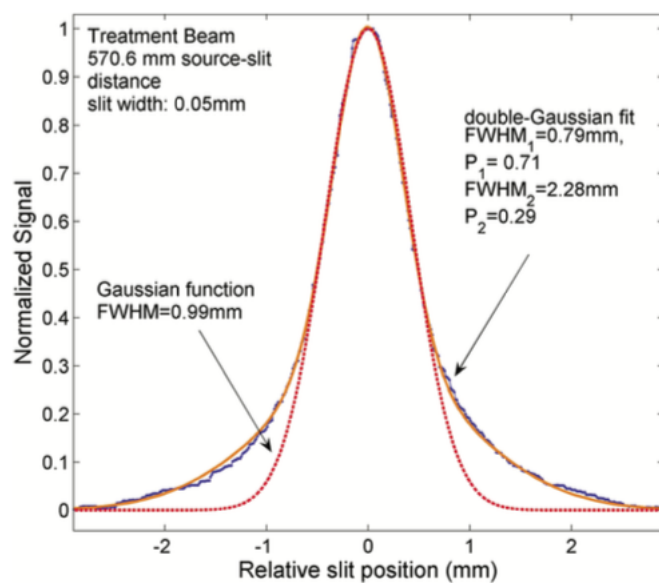


FIGURE 1.16 – Modélisation de la source du système de tomothérapie Hi-Art par une double Gaussienne pour le faisceau de traitement à 6 MV.

Chapitre 2

Mesure de la source de l'Elekta InfinityTM

Dans ce chapitre, nous commençons par présenter en détaille le fonctionnement de la méthode du collimateur fente pour la mesure de sources et les aspects mathématiques de celle-ci. Nous expliquons ensuite son adaptation pour le cas particulier de la mesure de la source de l'Elekta InfinityTM. Enfin, nous présentons les résultats et les conclusions de cette expérience.

2.1 Principe et simulations

Imaginons une source $g(x,y)$ comme représentée à la figure 2.1. Une fente placée parallèlement au plan z - y et se translatant selon l'axe x permet d'obtenir un profil $f(x)$ où chaque point de ce profil correspond à l'intégrale de la source le long de la fente, suivant l'axe y .

Un schéma du dispositif et des distances associées est présenté à la figure 2.2. Lorsque le détecteur est placé directement sous la fente, sans interstice entre les deux, il suffit que la largeur de la fente soit plus petite que la taille du détecteur pour que la résolution du dispositif soit indépendante de la taille du détecteur, en effet dans ce cas, tous les rayons passant à travers

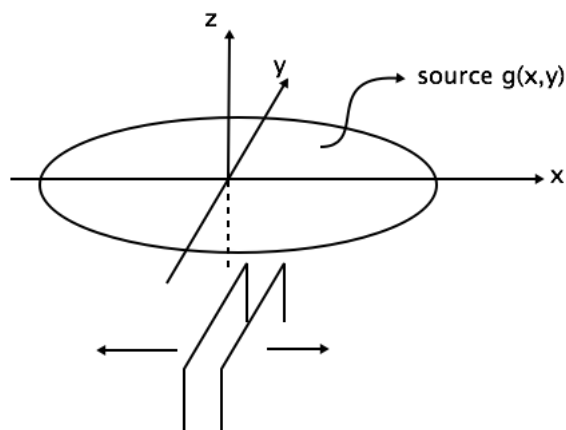


FIGURE 2.1 – Schéma de la source et de la fente se translatant selon l'axe x .

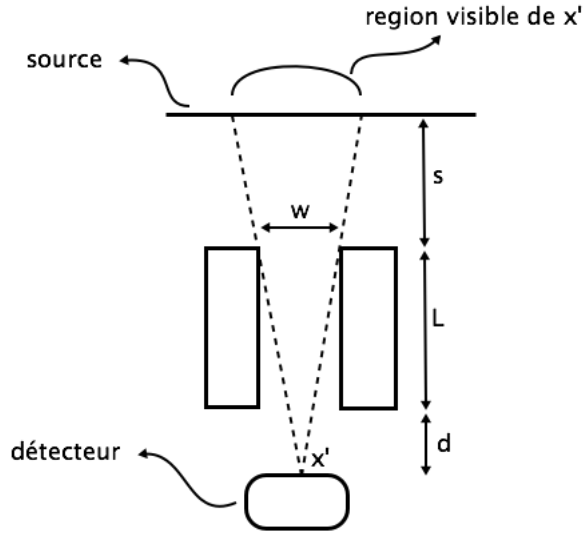


FIGURE 2.2 – Schéma du dispositif avec les distances associées représenté dans le plan x-z

la fente arrivent jusqu'au détecteur. Dans le cas où un écart sépare le bas du collimateur du détecteur, il faut que la condition 2.1 soit respectée afin que tous les photons passant par la fente soient détectés et que l'on puisse se rapporter au cas où la distance d n'a pas d'influence sur la mesure. Il faut également que le détecteur soit centré par rapport à l'axe de la fente.

$$D \geq \frac{2w(L+d)}{L} - w \quad \text{ou } D \text{ est la largeur du détecteur} \quad (2.1)$$

En plus de définir l'axe x , représentant la position de la fente, un deuxième axe X' est défini. Il est parallèle à l'axe x mais est centré par rapport au milieu de la fente et est fixe par rapport au collimateur. Il se déplace donc avec ce dernier. Considérons un point au bas de la fente en une position x' sur l'axe X' . Ce point reçoit des rayons qui ne sont émis que sur une certaine portion de la source appelée région visible. Cette région visible du point x' a une largeur de $w(s+L)/L$ et est centrée en $x_c = -x's/L$ sur l'axe X' . Le signal mesuré par le détecteur pour une position de fente donnée est l'intégrale du signal $f(x')$ obtenu au bas de la fente sur l'intervalle $[-w/2, w/2]$ qui est la largeur de cette fente. En répétant la mesure pour différentes positions x du collimateur, on obtient un profil d'intégrale bande de la source.

Le signal total M obtenu lors d'une translation continue du collimateur peut être exprimé par la convolution du signal réel avec deux fenêtres rectangulaires, la première représentant l'intégration sur la région visible pour un point situé au bas de la fente, la deuxième représentant l'intégration sur toute la largeur de la fente :

$$M = f \otimes k\left(\frac{s+L}{L}w\right) \otimes k\left(\frac{s}{L}w\right) \quad (2.2)$$

$$\text{avec } k_\sigma(x) = \begin{cases} 1 & \text{pour } |x| \leq \frac{\sigma}{2} \\ 0 & \text{sinon} \end{cases}$$

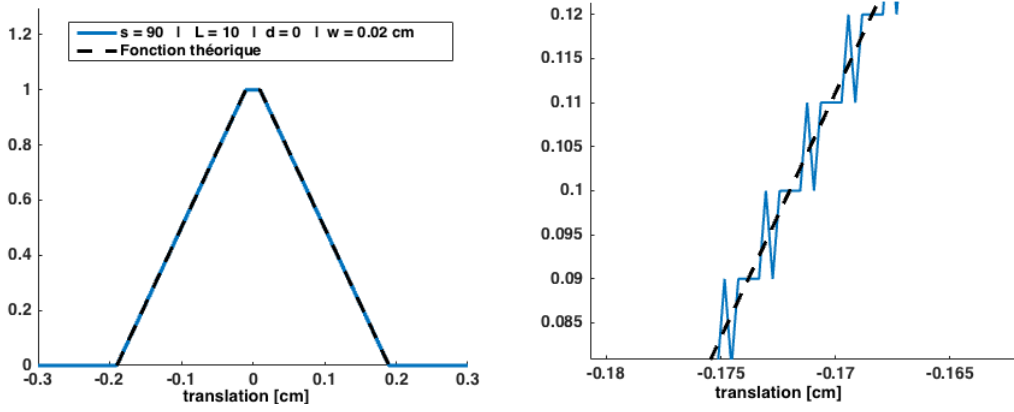


FIGURE 2.3 – Simulation d’une mesure d’une source ponctuelle. (a) La fonction noir représente la fonction trapézoïdale théorique. Le profil bleu est la simulation de la mesure de la source. On peut voir que ces deux profils se superposent parfaitement. (b) En observant les résultats de plus près on peut observer le caractère non-idéal de la mesure du au nombre limité de particules simulées.

La fonction $k(\frac{s+L}{w}) \otimes k(\frac{s}{L}w)$ est la convolution de deux fonctions carrées. Il s’agit donc d’une fonction trapézoïdale avec une Full Width at Half Maximum (FWHM), la largeur de la fonction à la moitié de la valeur de son pic, de $w(s+L)/L$. La convolution de cette fonction et du signal réel nous donne le signal mesuré. Elle peut donc être vue comme la fonction d’ouverture du dispositif collimateur-détecteur. Elle doit donc pouvoir être retrouvée exactement par simulation du signal mesuré d’une source ponctuelle comme présenté à la figure 2.3.

Afin que les profils mesurés soient les plus proches possibles des profils réels, cette fonction trapézoïdale doit se rapprocher le plus possible d’une fonction de Dirac, c’est à dire que la FWHM doit tendre vers 0. Il faut donc le plus grand L et le plus petit w possible, autrement dit, la fente la plus étroite et la plus haute possible, si on souhaite ne pas avoir à faire de correction, ce qui est assez intuitif. Différentes simulations de mesure sont présentées à la figure 2.4 pour différentes valeurs de w et L . On observe bien que lorsque L augmente et w diminue, les profils se rapprochent de plus en plus de la source.

L’effet de la fonction trapézoïdale sur les profils mesurés ne peut pas être quantifiée analytiquement. Il peut néanmoins être calculé en utilisant la relation 2.2 avec une estimation de la distribution de la source. La FWHM de la source de l’Elkta InfinityTM est estimée à 2 mm. La distribution utilisée est une Gaussienne de moyenne 0 et de variance telle que la FWHM vaille 2 mm. Le lien direct entre la variance σ et la FWHM est donné par la relation

$$FWHM = 2\sqrt{2\ln(2)} \sigma = \sqrt{\ln(256)} \sigma \approx 2,355 \sigma$$

Les erreurs réalisées sur les mesures de la FWHM sont présentées au Tableau 2.1. En fonction de l’erreur générée par le setup, les profils doivent être corrigés ou non. En effet, par exemple une hauteur de fente de 5 cm et une largeur de 0,2 mm va amener à une erreur d’environ 120 %. C’est à dire que le profil mesuré sera plus de deux fois plus large que le profil réel et une

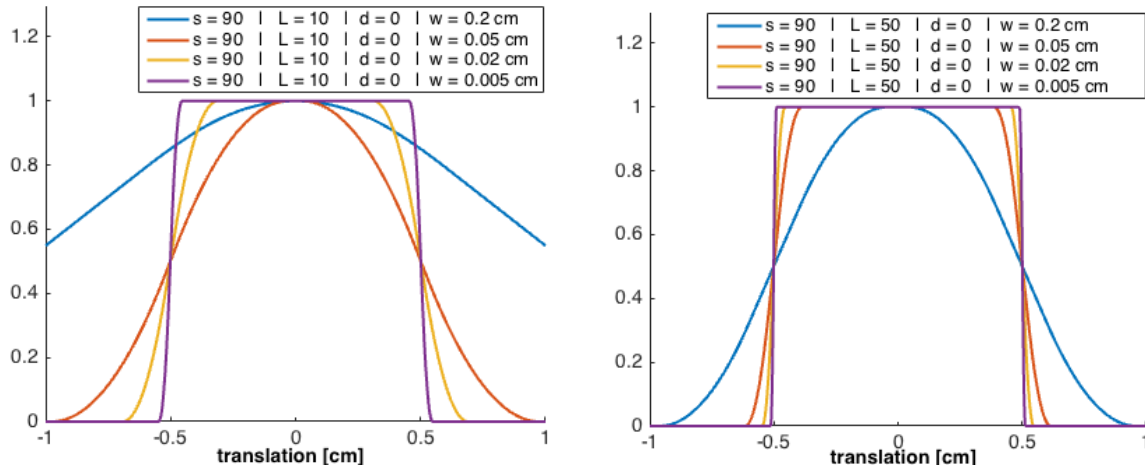


FIGURE 2.4 – Simulation de la mesure d’une source de profil uniforme de 1 cm de largeur. (a) Simulation pour une hauteur de fente de 10 cm (b) Simulation pour une hauteur de fente de 50 cm. On peut observer que dans les deux cas, les profils mesurés se rapprochent du profil réel de la source lorsque la largeur de la fente w diminue. On observe également que les mesures avec une fente plus haute (à droite) se rapprochent plus du profil réel qu’avec une fente moins haute (à gauche).

L [mm]	w [mm]	1	0,5	0,2	0,1	0,05	0,02
20		334,49	334,49	322,90	161,72	54,38	9,50
50		334,49	325,68	120,17	37,48	9,82	1,58
100		330,94	173,03	39,50	10,37	2,60	0,41
200		189,71	65,29	11,58	2,91	0,72	0,11
500		60,27	15,97	2,56	0,63	0,15	0,02

TABLE 2.1 – Tableau de l’erreur en pourcentage entre la FWHM du profil réel et du profil mesuré pour différentes valeurs de L et w . Le profil réel utilisé pour les calculs est une Gaussienne de moyenne 0 et de variance calculée de telle sorte que la FWHM soit de 2 mm.

correction devra obligatoirement être faite. Dans le cas d’une fente de 50 cm de hauteur et de 0,02 mm de largeur l’erreur n’est que de 0,02 % et est donc négligeable.

2.1.1 Problématique liée à l’Elekta Infinity™

La table de traitement de l’Elekta Infinity™ ne peut pas être déplacée durant l’irradiation. Elle ne peut donc pas servir d’outil de translation du détecteur par rapport à la source. Une des solutions envisagées est donc de déplacer la source plutôt que le détecteur. Le problème est que le déplacement de la source se fait en rotation et non en translation. Puisque la distance source-isocentre est relativement grande, une rotation sur un petit angle peut a priori être assimilée à une translation. Les simulations pour une translation et une rotation de la source sont présentés à la figure 2.5. Les profils obtenus pour un cas extrême d’une source de 80 cm de largeur diffèrent significativement. Ces profils se rapprochent progressivement au fur et à mesure que la largeur de la source diminue. Pour une largeur de 10 cm, les profils deviennent non discernables à l’œil nu. Pour une largeur de 1 cm, la différence de FWHM entre les deux profils n’est déjà plus que de 0,001% Il est donc tout à fait acceptable que les différences de profils obtenues suivant une

rotation ou une translation pour une source de l'ordre de grandeur du millimètre seront tout à fait négligeables.

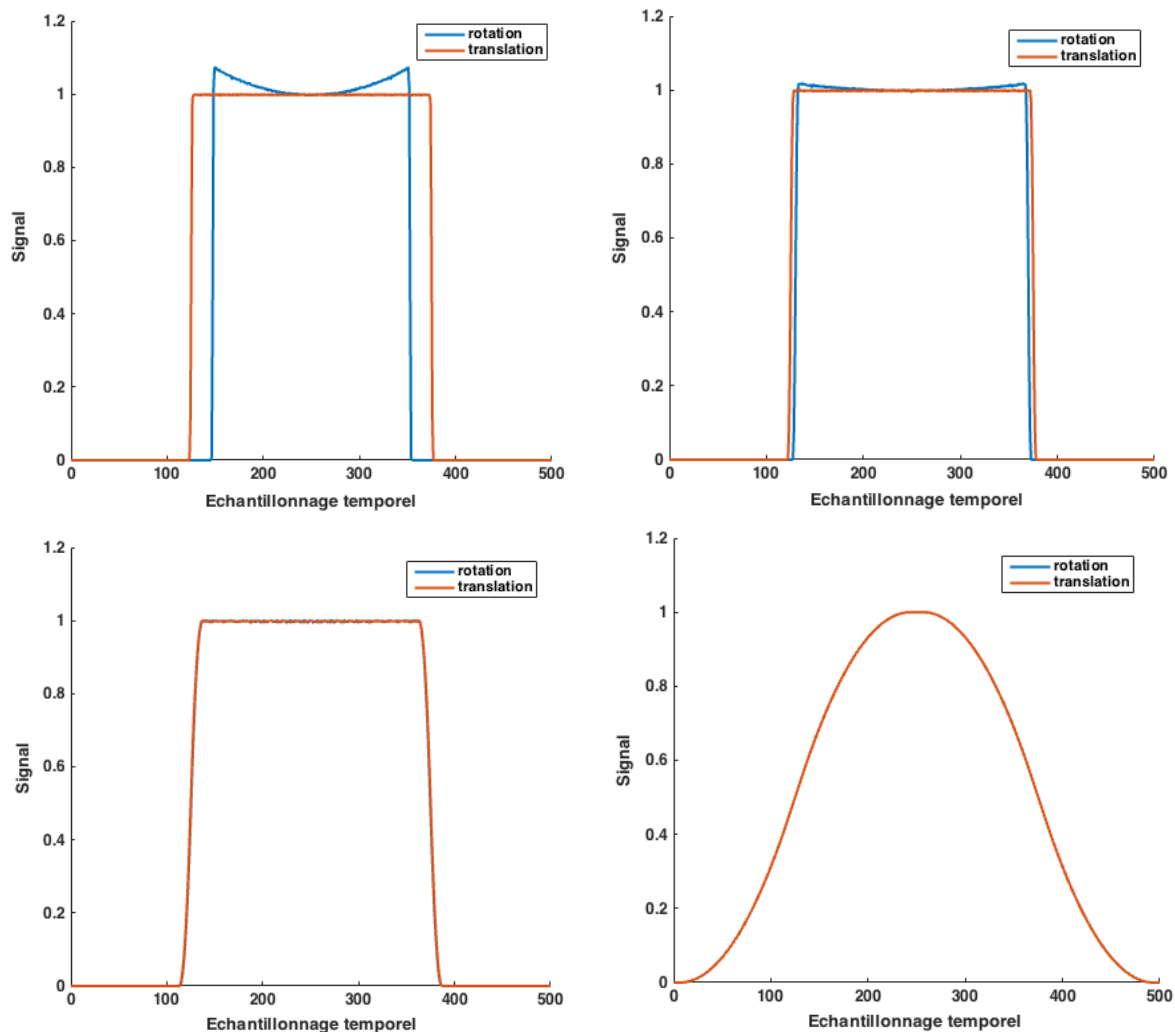


FIGURE 2.5 – Simulation des profils mesurés à l’aide d’une rotation et d’une translation de la source pour quatre largeurs de source différentes : 80 cm (a), 40 cm (b), 10 cm (c) et 1 cm (d). L’échantillonnage des angles pour la rotation a été calculé de manière à ce que le point de départ et d’arrivée de la source soit identique pour la rotation et la translation. Les profils sont tracés selon un échantillonnage temporel représentant l’acquisition du signal. Les simulations ont été réalisées pour une fente d’une largeur de 0,5 mm, un rayon de rotation de 1 m et une distribution de source de profil uniforme.

2.2 Acquisition des données et analyse

Dans cette section, nous détaillons l’implémentation pratique de la technique, depuis la création du dispositif jusqu’à la présentation des résultats.

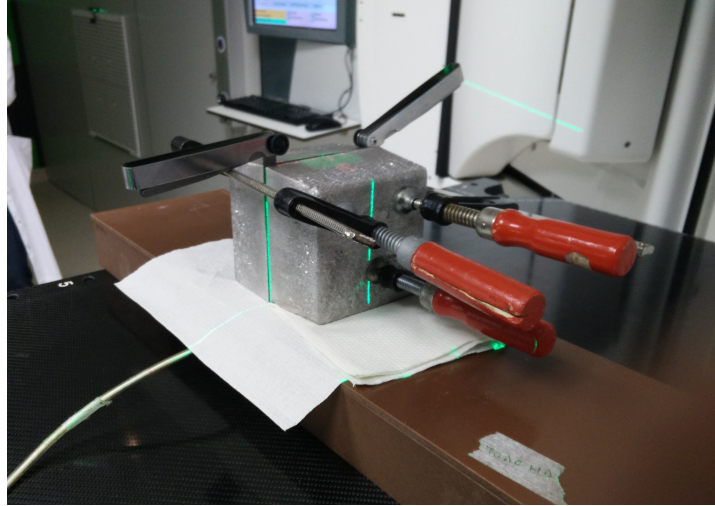


FIGURE 2.6 – Setup experimental (Collimateur, support et chambre) utilisé pour la mesure de la source.

2.2.1 Setup expérimental

Un collimateur fente a été construit à l'aide de deux blocs en alliage de plomb de $10 \times 10 \times 5 \text{ cm}^3$. Les blocs ont été coulés sur une plaque de verre afin que leurs larges faces ($10 \times 10 \text{ cm}^2$) soit le plus lisse possible. Les deux blocs sont serrés ensemble, leurs larges faces l'une contre l'autre, à l'aide de trois serre-joints. Deux jauges d'épaisseur sont positionnées verticalement entre les deux blocs, aux deux extrémités, afin d'obtenir une fente d'épaisseur voulue. Le collimateur est positionné sur un support permettant l'insertion de la chambre ionisante dans l'alignement verticale de la fente. L'ensemble du dispositif est placé sur la table de façon à ce que le bas de la fente soit positionné sur l'isocentre de la gantry et que celle-ci soit également parallèle à l'axe de rotation. L'image présente à la figure 2.6 montre ce dispositif. La source de radiation utilisée pour l'expérience est celle de l'Elekta InfinityTM. Le faisceau du mode traitement a été utilisé (6MV) avec un champ de $5 \times 5 \text{ cm}^2$.

Des mesures pour six largeurs différentes de fente ont été acquises (0,95/0,8/0,5/0,2/0,05 mm et sans jauge). De nouveau, pour chaque largeur de fente, trois mesures ont été réalisées, avec la fente parallèle à l'axe de rotation de la gantry, ensuite, avec une rotation de la table de $+45^\circ$ et de -45° . Toutes les mesures ont été répétées deux fois, la première avec une rotation de la gantry dans le sens horloger (CW) et la seconde fois dans le sens anti-horloger (CC). La gantry était programmée pour effectuer un arc de cercle de 10° autour de 0 en délivrant un total de 900 UM^1 avec un débit de 600 UM à la minute. Les données ont pu être enregistrées grâce à la chambre qui était connectée à un électromètre relié à un ordinateur de contrôle.

1. Monitor Unit : Unité de mesure de la sortie d'un Linac. Une valeur de 100 MU correspond à une dose de 1 Gy délivrée, dans un fantôme d'eau, à la profondeur du pic de dose, avec un champ de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$.

Largeur de la fente [mm]	0,95	0,8	0,5	0,2	0,05	sans jauge
FWHM [cm] (CW)	2,32	1,75	1,36	0,79	0,86	0,61
FWHM [cm] (CC)	2,21	1,75	1,43	0,79	0,96	0,71

TABLE 2.2 – FWHM des profils obtenus pour les différentes largeurs de fentes pour les mesures réalisées sans rotation de la table.

2.2.2 Traitement des données.

Quelques données brutes sont présentées à la figure 2.7. Les valeurs nulles obtenues au début et à la fin des profils sont dues au fait que l’enregistrement des données par l’électromètre est lancé avant l’irradiation et stoppé après celle-ci. Les transitions abruptes du signal, présentes aux extrémités des profils correspondent au début et à la fin de l’irradiation. Aux alentours de ces transitions, l’évolution du signal est très faible, on peut donc faire l’hypothèse qu’il s’agit d’un signal de fond. Pour pouvoir analyser correctement les données, des modifications doivent d’abord être apportées à ces mesures. Premièrement, il faut limiter ce signal à la période d’irradiation, enlever le signal de fond et normaliser la valeur des profils par rapport à la valeur de leurs pics. Ensuite, l’axe des abscisses, exprimé en fonction du temps, est transposé afin d’être exprimé en fonction de la distance de translation horizontale de la source. La figure 2.8(a) présente les mêmes données que la figure précédente après ces premiers traitements. On s’aperçoit sur cette figure que les profils ne sont pas centrés, c’est-à-dire que leurs maximums ne se superposent pas et ne tombent pas exactement en 0. Ce fait peut être expliqué de la manière suivante. Lors de la manipulation du collimateur entre les différentes acquisitions afin de changer la taille de la fente, celui-ci n’est pas repositionné exactement de la même façon. Une translation du collimateur ou un léger changement de l’angle de la fente par rapport à la vertical expliqueraient que les maximums ne se trouvent pas à des endroits exactement identiques. On peut prouver cela en montrant la symétrie entre CW et CC. Dans les analyses à venir, les mesures obtenues suivant une rotation CW et une rotation CC de la gantry sont moyennées, après le centrage de ces dernières et le retournement de la mesure CC, afin de donner une mesure unique. Ces données centrées et moyennées sont présentées à la figure 2.8(b).

Le tableau 2.2 reprend la FWHM pour les profils obtenus avec une largeur de fente différente. À ce stade, on peut observer que la FWHM diminue bien avec la largeur de la fente. Cependant, des imprécisions dans la mise en place de celle-ci sont certainement présentes. En effet, la FWHM mesurée avec une fente de 0,05 mm réaugmente et un signal est obtenu lorsque aucune jauge d’épaisseur n’est placée entre les deux blocs formant le collimateur.

2.2.3 Expression analytique de la source

Le but est maintenant d’essayer d’obtenir une expression analytique de la distribution de la source. Comme présenté à la section 2.4, l’erreur de mesure estimée pour les différentes largeurs de fente du collimateur utilisé varie de 2,6 à plus de 30% pour la fente la plus large. Ces erreurs ne sont pas négligeables. Il ne suffit donc pas de faire correspondre une distribution

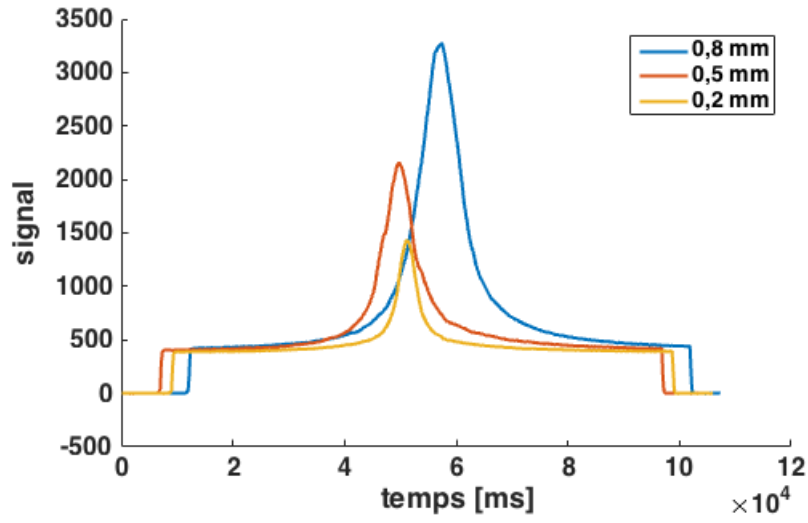


FIGURE 2.7 – Profils brutes obtenus pour des fentes de 0,8/0,5 et 0,2 mm, avec la table positionnée à 0 degré et une rotation CW de la gantry.

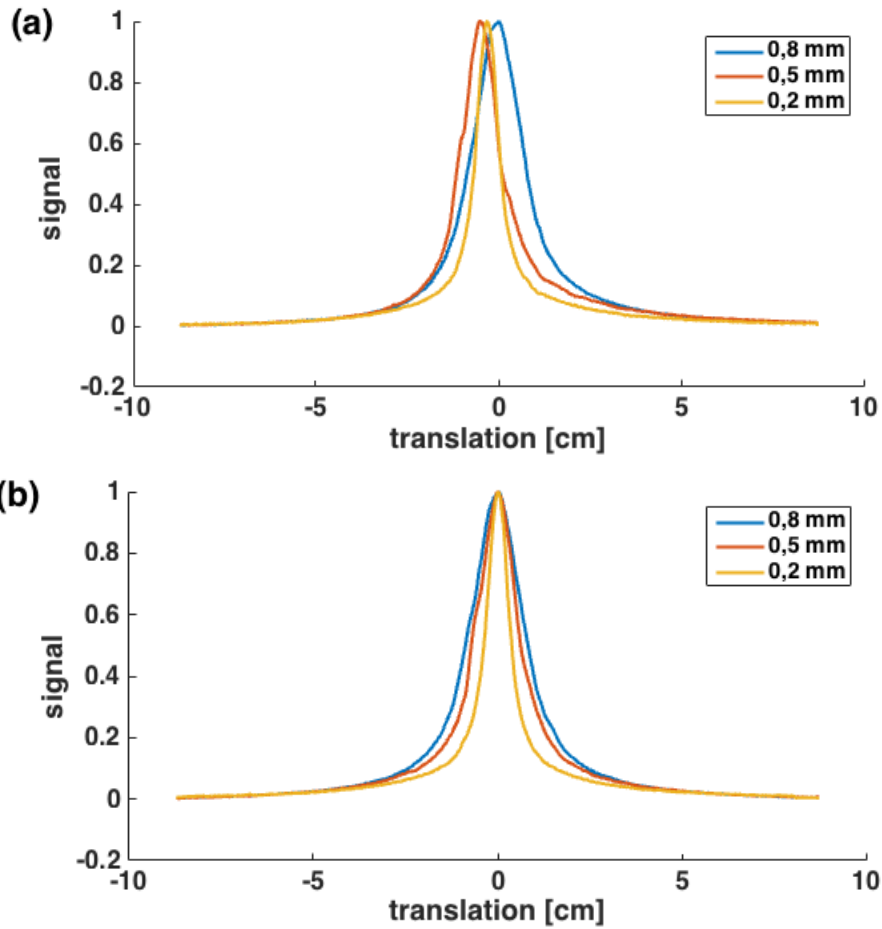


FIGURE 2.8 – Profils obtenus pour des fentes de 0,8/0,5 et 0,2 mm, avec la table positionnée à 0° et une rotation CW de la gantry. (a) Après limitation du temps, élimination du signal de fond et normalisation (b) Après centrage des données sur leurs maximums.

à ces profils mesurés. Ils doivent d'abord être déconvolués par la fonction d'ouverture de la fente.

Dans cette section, nous travaillons uniquement sur les données obtenues sans rotation de la table. Dans un premier temps nous avons utilisé une distribution Gaussienne pour essayer de décrire le profil réel de la source. La distribution Gaussienne, donnée par l'équation

$$f(x; \sigma, \mu) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{x-\mu}{\sigma}\right)^2\right)$$

est paramétrée par sa variance σ^2 , qui détermine sa largeur et par sa moyenne μ , qui détermine son décalage par rapport à $x = 0$. La moyenne est fixée à 0 afin de garder la distribution centrée. Une distribution Gaussienne est optimisée pour chaque mesure. La variance de celle-ci est déterminée de manière à ce que la convolution entre cette Gaussienne et la fonction d'ouverture de la fente, soit le plus proche possible de la mesure. La métrique utilisée pour calculer cette distance est la Sum-of-Squared-Difference (SSD). Le résultat est présenté à la Figure 2.9. Premièrement on peut y observer que les estimations de la distribution de la source réelle sont extrêmement différentes en fonction de la taille de la fente utilisée pour la mesure et pour la convolution alors que celles-ci devraient être équivalentes, indépendamment de la taille de la fente utilisée. Deuxièmement, les convolution de ces estimations avec leurs fentes respectives sont censées correspondre le plus possible aux mesures. Sur la figure du bas, on peut voir que ces convolutions approximent correctement le haut des mesures mais pas leurs bases.

Nous avons ensuite appliqué la même méthodologie mais en utilisant une combinaison (une somme) de deux Gaussiennes afin d'essayer de mieux approximer la base de la distribution. Dans ce cas, trois paramètres ont été optimisés, les variances σ_1 et σ_2 des deux Gaussiennes ainsi que le rapport de hauteur entre celles-ci. Les résultats sont présentés à la Figure 2.10. On peut observer que les estimations de la source réelle une fois convoluées par leurs fonctions d'ouverture correspondantes à leurs fentes, approximent très bien les mesures (Bas). Le problème que ces estimations obtenues avec les différentes mesures varient significativement d'une à l'autre est toujours présent.

L'utilisation d'une double Gaussienne avait pour but de mieux approximer le bas des profils qu'une simple Gaussienne. Nous avons donc également testé avec une distribution de Cauchy. Cette distribution est en effet similaire à une Gaussienne mais avec des queues plus épaisses. L'équation de cette distribution est la suivante

$$f(x; x_0, a) = \frac{1}{\pi a \left[1 + \left(\frac{x-x_0}{a}\right)^2\right]}$$

Le paramètre x_0 est fixé à 0 afin de garder la distribution centrée. Seul le paramètre a , qui influence la largeur de la distribution est optimisé.

Les résultats avec cette distribution de Cauchy sont présentés à la Figure. 2.11. Cette simple distribution de Cauchy approxime bien mieux les mesures qu'une Gaussienne, en particulier à la base, mais n'est pas encore aussi satisfaisante que la combinaison de deux Gaussiennes.

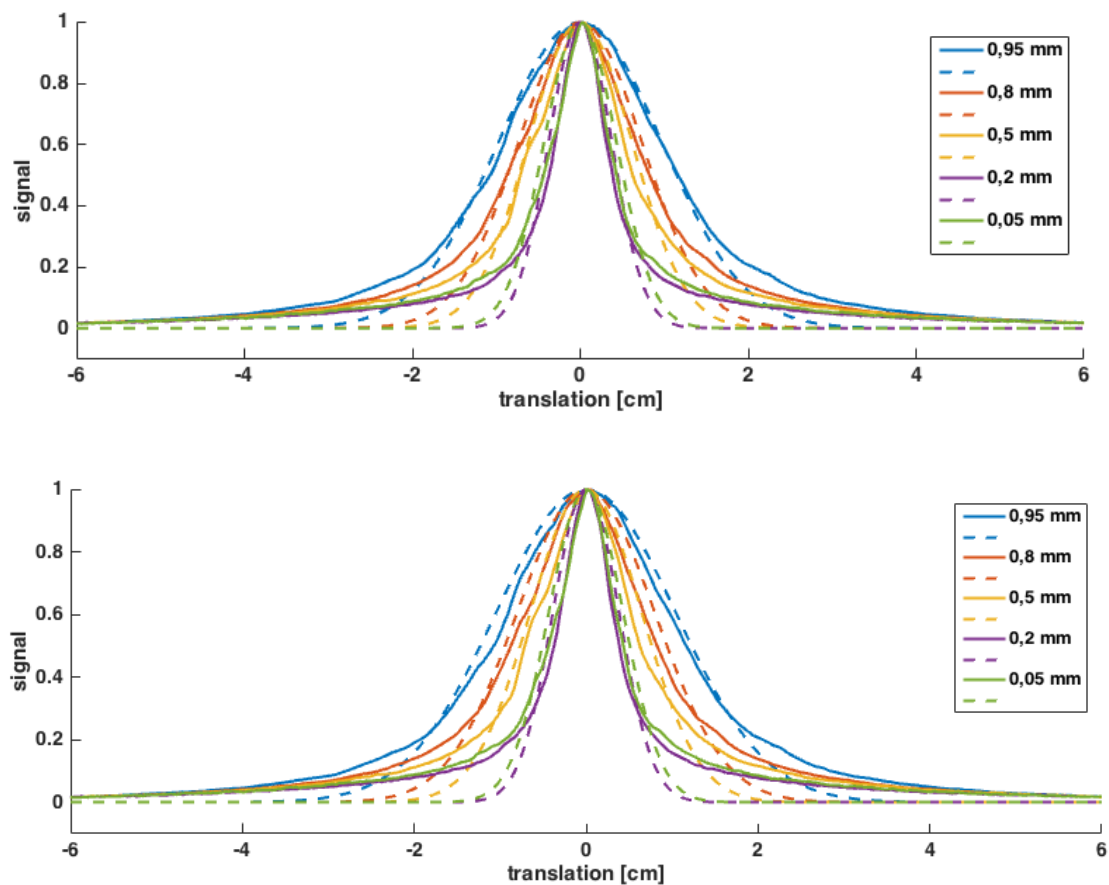


FIGURE 2.9 – Description du profil de la source par une simple Gaussienne. Les traits pleins représentent les mesures pour les différentes largeurs de fentes. (Haut) Les traits pointillés représentent les estimations de la source réelles, obtenues à l'aide des différentes mesures (Bas) Les traits en pointillés représentent les convolutions des estimations de la source réelle avec leurs fonctions d'ouverture respectives.

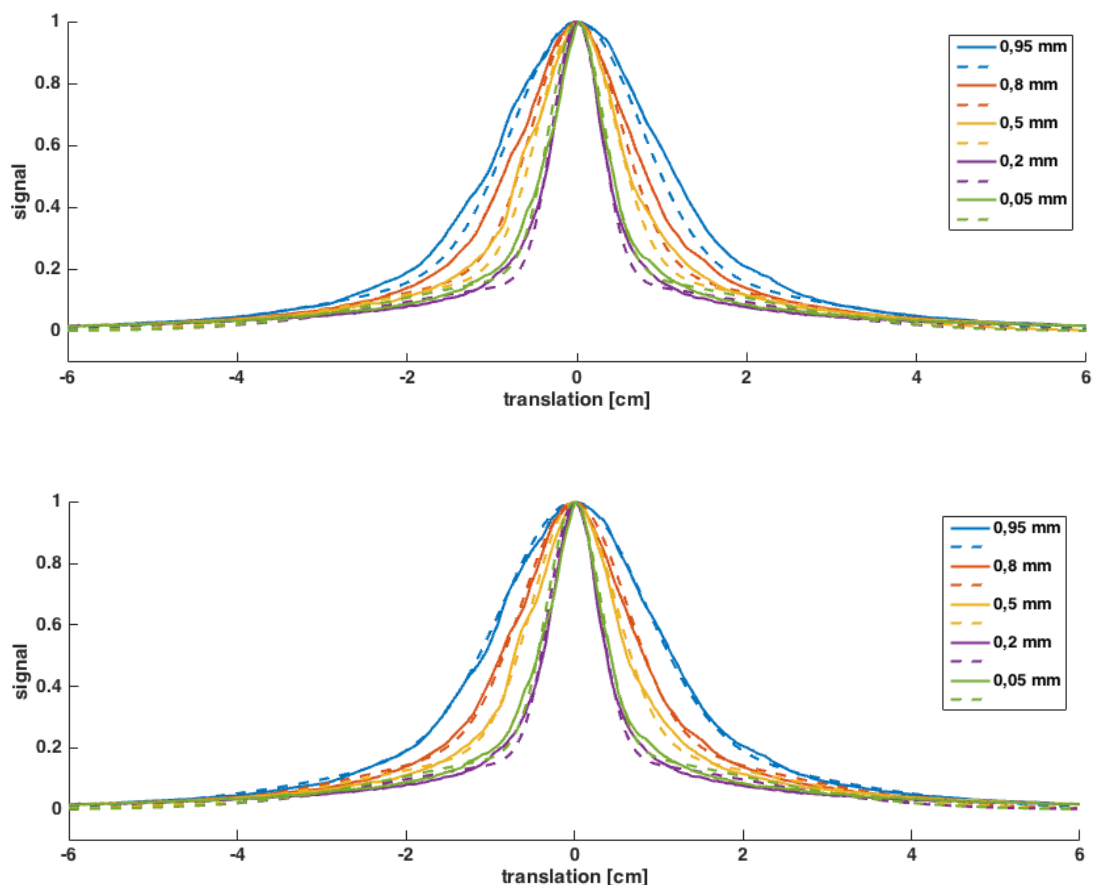


FIGURE 2.10 – Description du profil de la source par une combinaison de deux Gaussiennes. Les traits pleins représentent les mesures pour les différentes largeurs de fentes. (Haut) Les traits pointillés représentent les estimations de la source réelles, obtenues à l'aide des différentes mesures (Bas) Les traits en pointillés représentent les convolutions des estimations de la source réelle avec leurs fonctions d'ouverture respectives.

Finalement, une combinaison de deux distributions de Cauchy a été utilisée. Les résultats sont présentés à la Figure 2.12. La convolution de cette distribution par les différentes largeurs de fente approxime extrêmement bien les mesures. Cependant comme pour les Gaussiennes, les approximations de la source réelle obtenues selon les différentes mesures sont extrêmement variables. De plus, la largeur de ces profils est systématiquement plus large que les profils attendus. Une hypothèse qui expliquerai ces deux observations est que la largeur réelle des fentes utilisées est en fait systématiquement plus large que prévu. Chaque fente, peut importe la lamme de calibration utilisée, est systématiquement biaisée.

Cette hypothèse est fortement soutenue par le fait qu'une mesure sans lamme de calibration ait été réalisée (les deux blocs serrés directement l'un contre l'autre). Dans cet essai un signal d'une largeur non négligeable était mesuré. La section suivante a pour but d'essayer de déteminer ce biais.

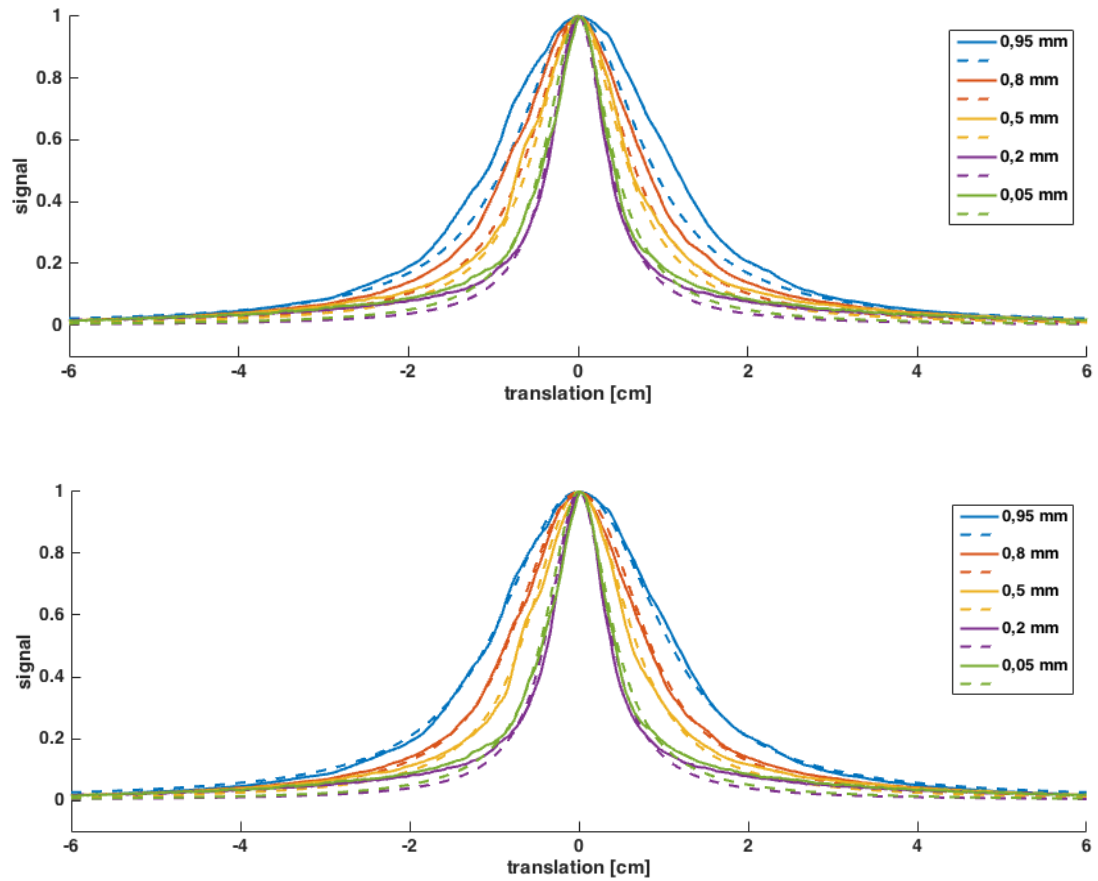


FIGURE 2.11 – Description du profil de la source par une distribution de Cauchy. Les traits pleins représentent les mesures pour les différentes largeurs de fentes. (Haut) Les traits pointillés représentent les estimations de la source réelles, obtenues à l'aide des différentes mesures (Bas) Les traits en pointillés représentent les convolutions des estimations de la source réelle avec leurs fonctions d'ouverture respectives.

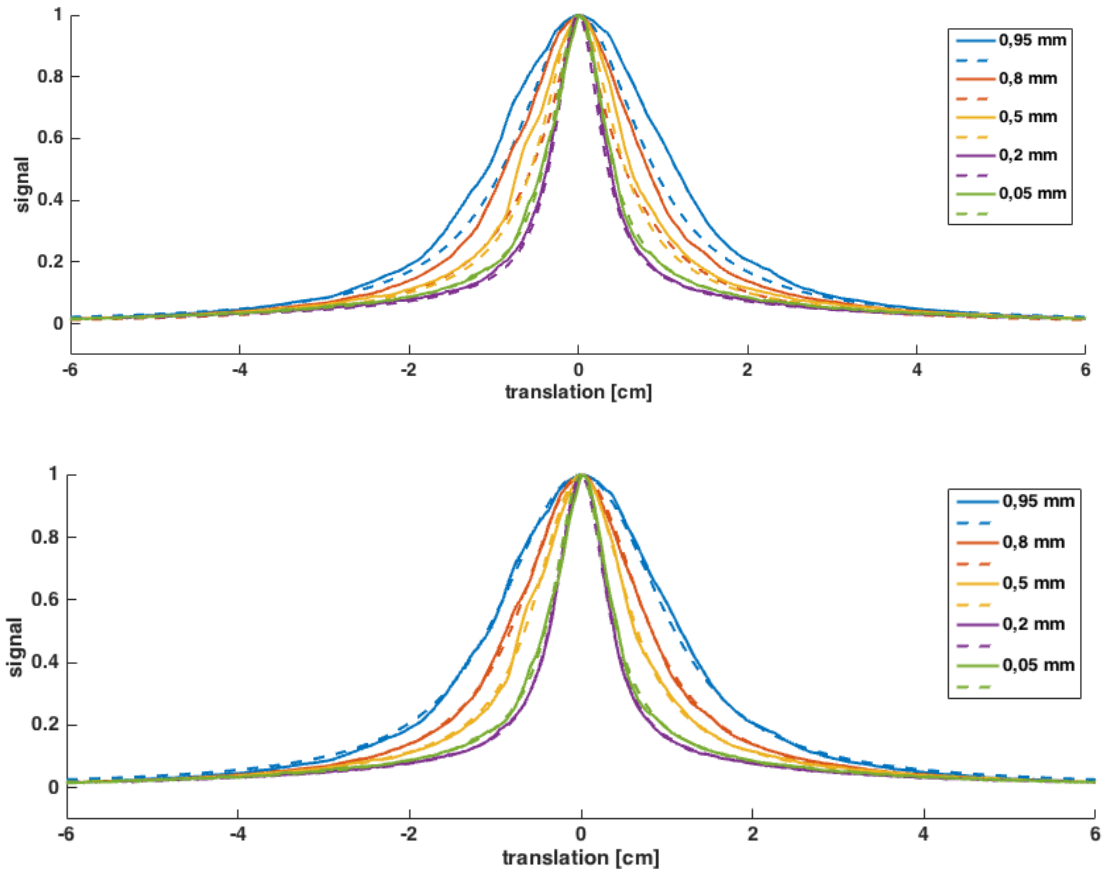


FIGURE 2.12 – Description du profil de la source à l'aide d'une double distribution de Cauchy. Les traits pleins représentent les mesures pour les différentes largeurs de fentes. (Haut) Les traits pointillés représentent les estimations de la source réelles, obtenues à l'aide des différentes mesures (Bas) Les traits en pointillés représentent les convolutions des estimations de la source réelle avec leurs fonctions d'ouverture respectives.

2.2.4 Gestion du biais

Nous commençons par effectuer une hypothèse sur la forme de la source. Nous faisons l'hypothèse que la distribution de cette source est une combinaison de deux fonctions de Cauchy puisque c'est cette distribution qui permettrait d'approximer les mesures de manière la plus précise au point précédent. Cette distribution paramétrée est ensuite convoluée avec les différentes fonction d'ouverture du collimateur pour les différentes largeurs de fente. Chaque convolution est ensuite comparée à la mesure correspondante. Nous définissons la distance totale comme la somme des distances entre chaque convolution et sa mesure correspondante. Le but est d'optimiser les paramètres de cette double distribution afin de minimiser cette distance totale. La figure 2.13 montre cette distribution. Cette distribution est plus large que certaines mesures, ce qui n'est pas possible en pratique. De plus, les convolutions de cette estimation avec les différentes fentes ne se superposent pas bien aux mesures. Cela est logique puisque, lorsque au point précédent, nous avons estimé la source grâce à chaque mesure indépendamment, celles-ci étaient très différentes. Il est donc logique qu'en fixant une distribution de source unique, celle-ci ne puisse pas décrire chaque mesure précisément.

Nous réalisons maintenant la même procédure en ajoutant un biais à la fente lors des calculs. Nous cherchons le biais qui minimise la distance totale. Le résultat est présenté à la Figure 2.14. Cette distribution est obtenue avec un biais de $0,0457\text{ cm}$ qui minimise la distance totale. Même si individuellement, chaque convolution de cette distribution ne correspond pas exactement à sa mesure, le fait d'optimiser cette distribution par rapport à l'ensemble des mesures en même temps doit diminuer les erreurs pouvant être faites lors d'une mesure unique. Le graphique 2.15 montre l'évolution de la distance totale en fonction du biais. Cette distribution optimale obtenue est composée de deux fonctions de Cauchy, la première de paramètre $a = 1,2426$ et la deuxième $a = 0,0601$. Leurs valeurs de pic sont respectivement de $0,7141$ et de $1 - 0,7141$. La FWHM de cette distribution est de $1,36\text{ mm}$. Le graphique 2.15 présente également l'évolution de la distance totale pour une double Gaussienne. Cette dernière est toujours plus élevée que pour une double Cauchy.

2.2.5 Mesure des profils suivant un axe arbitraire

Les profils analysés jusqu'ici sont les profils obtenus suivant l'axe correspondant au mouvement de la gantry. Lors de ces mesures, l'axe de la fente était parallèle à l'axe de rotation de la gantry. En effectuant une rotation d'un angle α du collimateur, il est possible de mesurer le profil d'intégrales bandes suivant une nouvelle direction x' différente de celle du déplacement de la gantry. Cette situation est présentée à la figure 2.16.

Comme précédemment, l'acquisition des données se fait suivant un échantillonnage temporel, que nous pouvons relier directement à la position de la source suivant l'axe x , puisque la vitesse de déplacement de la gantry est connue. Lorsque l'on souhaite obtenir le profil suivant la nouvelle direction x' , en plus de la rotation du collimateur, une correction doit être apportée au profil mesuré. Imaginons une source circulaire de rayon r (Fig. 2.17). Lorsque l'on mesure le profil

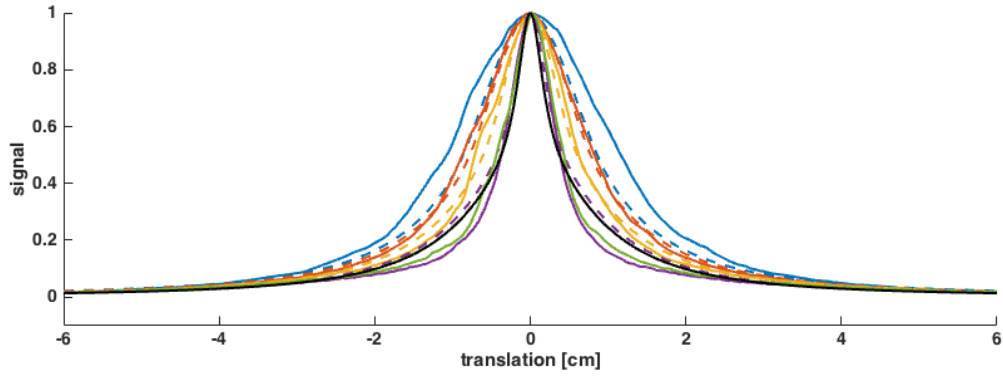


FIGURE 2.13 – La courbe noir représente l'estimation de la distribution de la source dont les convolutions avec les différentes fentes (en traits pointillés) sont les plus proches possible des mesures (distance totale minimale).

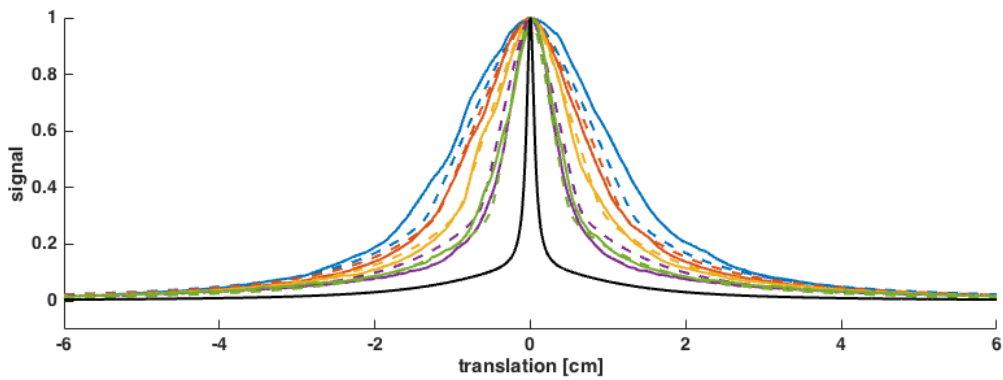


FIGURE 2.14 – La courbe noir représente l'estimation de la distribution de la source dont les convolutions avec les différentes fentes (en traits pointillés) sont les plus proches possible des mesures (distance totale minimale). Ce résultat est obtenu grâce à un biais de $0,0457 \text{ cm}$ qui minimise la distance totale.

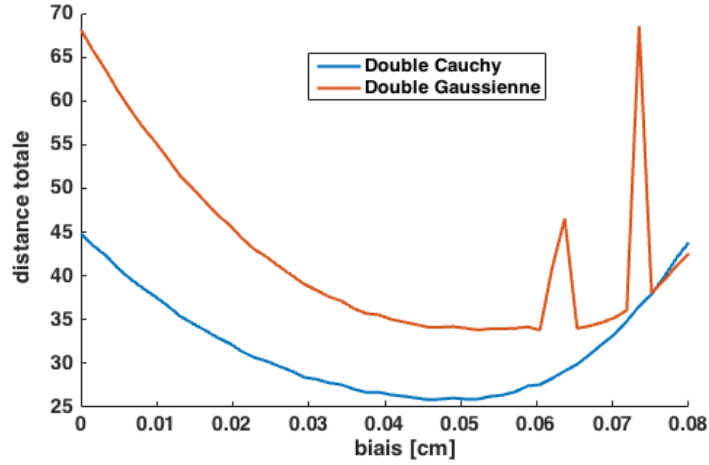


FIGURE 2.15 – Evolution de la distance totale en fonction du biais pour une double distribution de Cauchy et une double Gaussienne.

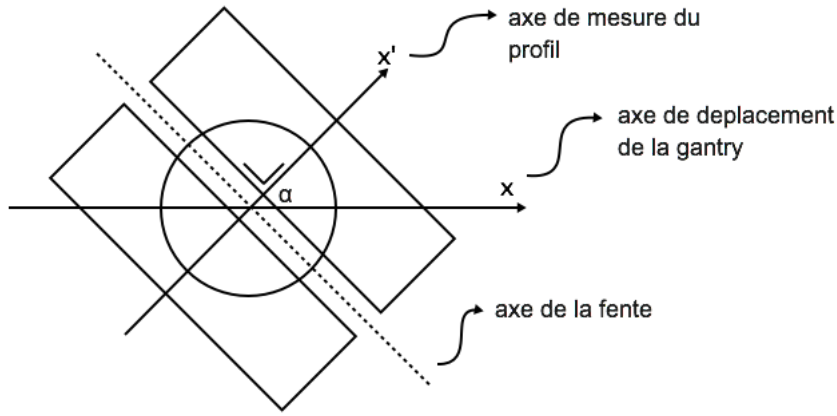


FIGURE 2.16 – Mesure du profil d'intégrales bandes suivant une direction différente de celle du déplacement de la gantry. Une rotation d'un angle α du collimateur permet de mesurer le profil suivant la nouvelle direction x' .

de cette source suivant l'axe x , la largeur obtenue de celui-ci sera de $2r$. Maintenant, si l'on mesure le profil de cette source suivant l'axe x' , le profil mesuré, et donc échantillonné suivant x , aura une largeur de $2r/\cos\alpha$ sur cet axe. Les profils mesurés suivant un angle α seront donc toujours plus larges d'un facteur $\cos(\alpha)^{-1}$. Ces profils mesurés en fonction du temps doivent donc d'abord être compressés d'un facteur $\cos(\alpha)$ afin d'être rapportés à l'échelle de référence x .

Cette méthode est cependant limitée par la taille du collimateur et du détecteur. Il faut que la largeur de la projection de ceux-ci sur l'axe de rotation de la gantry reste toujours supérieur à la taille de la source. Cette méthode n'est donc pas applicable pour des angle se rapprochant de $+90^\circ$ ou -90° .

Le résultat pour une rotation de la table de 45° est présenté à la Figure 2.18.

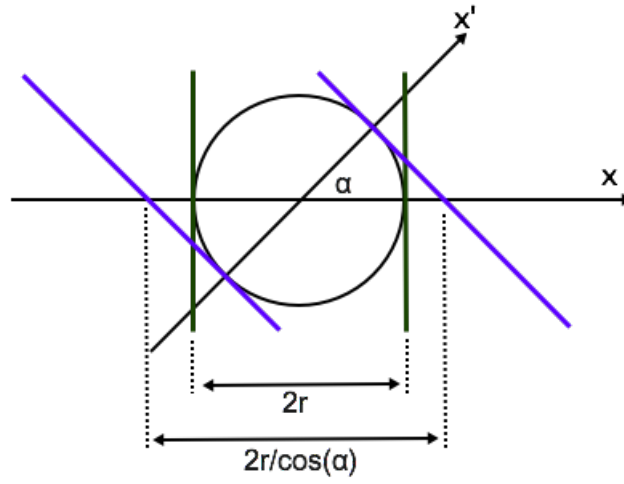


FIGURE 2.17 – Mesure des profils suivant l’axe x et l’axe x' . Les lignes rouges représentent les positions limites de la fente du collimateur donnant lieu à un signal pour la mesure suivant l’axe x . Les lignes bleus représentent les positions limites de la fente du collimateur pour la mesure suivant l’axe x' . On voit que cette mesure, rapportée suivant l’axe x , est plus large d’un facteur $\cos(\alpha)^{-1}$

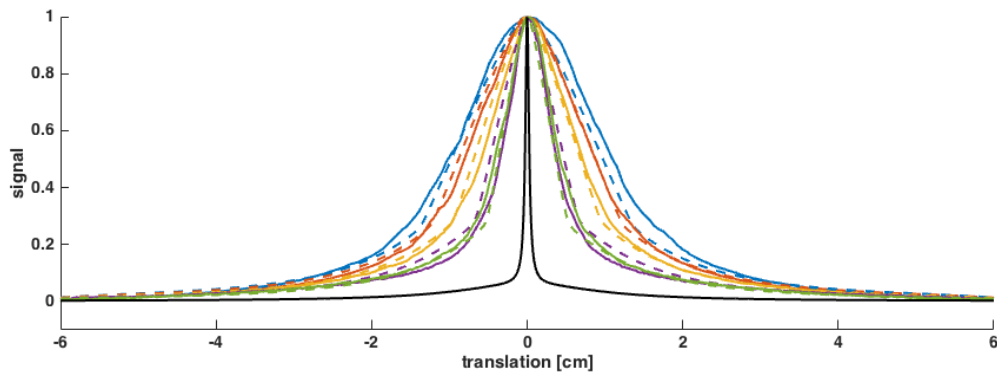


FIGURE 2.18 – Résultat obtenu pour une rotation de 45° de la table. La FWHM de la distribution est de $0,6 \text{ mm}$ pour un biais de $0,49 \text{ mm}$

2.3 Discussion

Dans ce travail, nous avons décidé d'utiliser un déplacement de la source et non de la caméra. Cette deuxième option est possible mais elle nécessite un système de translation précis du dispositif. La table de l'Elekta InfinityTM ne peut pas être utilisée puisqu'elle ne peut pas être translatée de manière continue durant l'irradiation. La fabrication d'un système de translation artisanal risquait d'être peu précis. Enfin des dispositifs de translation existent sur le marché mais peuvent être assez couteux. Un déplacement de la source solutionne donc un certain nombre de problèmes pratiques. Dans ce système de radiothérapie, le mouvement de la gantry est en effet contrôlé de manière très précise en vitesse et en position. L'unique problème associé à l'Elekta InfinityTM est que sa source se déplace sur un arc de cercle suivant une rotation. Nous avons néanmoins pu démontrer que pour la mesure d'une source de la taille de l'ordre du millimètre, qui ne nécessite donc qu'une rotation sur un petit angle, celle-ci pouvait être assimilée à une simple translation avec une erreur infime.

Cependant, une grosse limitation de cette technique à semblé très vite apparaître. Il s'agit de sa capacité à mesurer des profils selon une seule direction, perpendiculairement à l'axe de rotation de la gantry. Nous avons découvert qu'il était en fait également possible d'effectuer des mesures de profils même si la source ne se déplaçait pas de manière perpendiculaire à la fente. Cette technique permet donc d'obtenir des profils suivant d'autres directions que celle du déplacement de la source. *Munro et al.* qui avaient développé cette technique de scanning slit, ont utilisé des profils obtenus suivant différentes directions et des technique de reconstruction d'image CT afin d'obtenir une image complète de la source. Ils ont pour cela utilisés 18 scans réalisés entre -90° et $+90^\circ$ c'est à dire un scan tout les 10 degrés. Le scan à 90° ne peut logiquement pas être réalisé à l'aide de notre technique. Cependant cette dernière est déjà capable d'obtenir des mesures de profils pour des angles de 80° et inférieurs. Imaginons le scénario présenté à la figure 2.19. Si l'on travaille avec un champ de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, à partir du moment où l'entièreté de ce champ passe au dessus du collimateur et du détecteur, nous pouvons être sur que la source sera détectée. S'assurer que le champ est correctement positionné au dessus du dispositif est assez facile grâce aux outils de visualisation (laser) présent sur la machine. Si l'on souhaite effectuer une mesure suivant un angle α de $+/- 80^\circ$, il faudra un collimateur d'une longueur l d'au moins $l = 1 \text{ cm} / \cos(80) = 5,75 \text{ cm}$. Ce qui est tout à fait possible en pratique.

Le profil à 90° pourrait être estimé par exemple en effectuant un simple step and shoot d'un certain nombre de points en utilisant la table.

En pratique, le système semble néanmoins assez compliqué à mettre en place. Après la résolution du problème du mouvement de la source, il reste le problème de la construction du collimateur. Les mesures obtenues ne sont pas très précises. Ces imprécisions proviennent certainement de la fabrication du collimateur et en particulier des plombs. Cette hypothèse est soutenue par la présence d'un biais systématique sur les mesures comme présenté dans les sections précédentes. Dans les différentes publications utilisant un collimateur fente pour la mesure de sources, très peu d'informations précises sur la fabrication de ce dernier sont présentes (fabri-

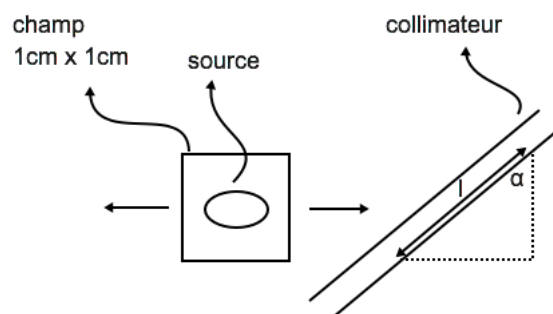


FIGURE 2.19 – Schéma démontrant la longueur requise du collimateur afin de pouvoir effectuer une mesure du profil suivant un angle α

cation des blocs, moyen d'obtenir une fente d'épaisseur voulue, moyen de serrer les blocs, façon de poser sur le détecteur, ...). Il est donc difficile de comparer notre dispositif à ceux d'autres travaux.

Le biais obtenu dans les données, est probablement du à cette imprécision sur la fabrication du collimateur. L'optimisation d'une distribution pour décrire les profils de la source réelle en utilisant différentes mesures simultanément est probablement un bon moyen de se débarrasser de certaine incertitudes. Dans tout les cas, une optimisation indépendante de cette distribution sur les mesures obtenues avec les différentes largeurs de fentes est extrêmement utile afin de s'assurer ou non de l'exactitude de ces mesures. Si les approximations son identiques, les mesures sont correctes. Ce test pourrait être appliqué systématiquement aux données.

Malgré que les mesures que nous ayons obtenues ne soient pas très précises, les ordres de grandeur sont corrects. La taille de la source de l'Elekta InfinityTM est estimée à 2 mm (FWHM) suivant l'axe principale et 1 mm suivant l'axe mineur. La valeur que nous obtenons pour l'axe majeur est de 1,36 mm. Lorsque nous mesurons le profil suivant un angle de 45°, nous obtenons une FWHM de 0,6 mm. Il est logique que cette valeur diminue puisque nous nous rapprochons de l'axe mineur.

2.4 Conclusion

Durant ce travail, nous avons pu montrer qu'il est possible de mesurer la source d'un accélérateur linéaire en utilisant la rotation de sa source, via la gantry, plutôt qu'une translation du collimateur et du détecteur. Des simulations on en effet pu démontrer que pour des tailles de source de l'ordre du millimètre, la différence entre une rotation et une translation était tout à fait négligeable.

En pratique les données obtenues ne sont pas très précises. Nous avons fait l'hypothèse que cela doit être dû à la fabrication du collimateur qui engendre certaines incertitudes sur les mesures. Ces dernières ont néanmoins pu être analysées à l'aide de certaines corrections mathématiques, pour principalement tenir compte d'un biais systématique présent sur la largeur réelle des fentes. Nous avons trouvé qu'une distribution formée d'une somme de deux fonctions de Cauchy décrit bien la distribution réelle de la source avec nos données expérimentales.

La suite logique de ce travail serait de répéter l'opération à l'aide d'un collimateur usiné de façon précise. Une mesure en 2 dimensions de la forme de la source complète peut également être envisagée plutôt que la mesure de simples profils en une dimension.

Bibliographie

- [1] A. Ahnesjödag and Aspradakisddag M. M. Dose calculations for external photon beams in radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology*, 44(11), 1999.
- [2] H.-T. Chung and D.G. Kim. Modern radiosurgery equipment for treating brain metastases. *Prog Neurol Surg*, 25, 2012.
- [3] I. Das, G. Ding, and A. Ahnesjö. Small fields : Nonequilibrium radiation dosimetry. *Medical Physics*, 35(206), 2008.
- [4] C. E. DeSantis, C. C. Lin, A. B. Mariotto, et al. Cancer treatment and survivorship statistics 2014. *A Cancer Journal for Clinicians*, 64 :252–271, 2014.
- [5] Elekta. How a linear accelerator works. <https://www.youtube.com/watch?v=jSgnWfbEx1A>, 2010.
- [6] Ph.D Faiz M. Khan. *The physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, 3rd edition, 2003.
- [7] K. Fritscher, M. Peroni, P. Zaffino, et al. Automatic segmentation of head and neck ct images for radiotherapy treatment planning using multiple atlases, statistical appearance models, and geodesic active contours. *Medical Physics*, 41, 2014.
- [8] P. Howard-Flanders. Effect of oxygen on the radiosensitivity of bacteriophage in the presence of sulphhydryl compounds. *Nature*, 186 :485–487, 1960.
- [9] B. Hundertmark, E. Sterpin, and T. Mackie. A robust procedure for verifying tomotherapy hi-art source models for small fields. *Physics in Medicine and Biology*, 56 :3685–3699, 2011.
- [10] National Cancer Institute. What is cancer? <http://www.cancer.gov/about-cancer/understanding/what-is-cancer>, February 2015.
- [11] H. John and M.D. Suh. Stereotactic radiosurgery for the management of brain metastases. *New England Journal of Medicine*, 362 :1119–1127, 2010.
- [12] A. Ludwig Joseph and N. Weinstein John. Biomarkers in cancer staging, prognosis and treatment selection. *Nature Reviews Cancer*, 5, November 2005.
- [13] M. Kara Bucci, A. Bevan, and M. Roach III. Advances in radiation therapy : Conventional to 3d, to imrt, to 4d, and beyond. *Cancer Journal for Clinicians*, 55(2) :117–134, 2005.
- [14] L. Kihlström, B. Karlsson, and C. Lindquist. Gamma knife surgery for cerebral metastases. implications for survival based on 16 years experience. *Stereotact Funct Neurosurg*, 61 :45–50, 1993.

- [15] E. McTyre, J. Scott, and P. Chinnaiyan. Whole brain radiotherapy for brain metastasis. *Surgical Neurologic International*, 4 :236–244, 2013.
- [16] J. Ng and I. Shuryak. Minimizing second cancer risk following radiotherapy : current perspectives. *Cancer Management and Research*, 7 :1–11, 2015.
- [17] J.A. Rawlinson P. Munro and A. Fenster. Therapy imaging : source sizes of radiotherapy beams. *Med. Phys.*, (15) :517–524, 1988.
- [18] R.A. Patchell, A. Phillip, Tibbs M.D., et al. A randomized trial of surgery in the treatment of single metastases to the brain. *New England Journal of Medicine*, 322 :494–500, 1990.
- [19] T Pawlik and K. Keyomarsi. Role of cell cycle in mediating sensitivity to radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology*, 59(4) :928–942, 2004.
- [20] J .L. Peng, L. Chihray, C. Yu, et al. Dosimetric consequences of rotational setup errors with direct simulation in a treatment planning system for fractionated stereotactic radiotherapy. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 12(3), 2011.
- [21] N. Reynaert, S.C. van der Marck, D.R Schaart, et al. Monte carlo treatment planning for photon and electron beams. *Radiation Physics and Chemistry*, 76 :643–686, 2007.
- [22] M. Rivkin and R. Kanoff. Metastatic brain tumors : Current therapeutic options and historical perspective. *Journal of the American Osteopathic Association*, 113 :418–423, 2013.
- [23] G.M. Ross. Induction of cell death by radiotherapy. *Endocrine-Related Cancer*, 6(1) :41–44, 1999.
- [24] R. J. Simes. Application of statistical decision theory to treatment choices : Implications for the design and analysis of clinical trials. *Statistics in Medicine*, 5(5), September 1986.
- [25] American Cancer Society. Cancer fact and figures 2015. 2015.
- [26] M. Sontag and J.R. Cunningham. Corrections to absorbed dose calculations for tissue inhomogeneities. *Medical Physics*, 4, 1977.
- [27] M. Tsao, W. Xu, and A. Sahgal. A meta-analysis evaluating stereotactic radiosurgery, whole-brain radiotherapy, or both for patients presenting with a limited number of brain metastases. *Cancer*, 118(9) :2486–93, 2011.
- [28] Wikipedia. Chemotherapy. <https://en.wikipedia.org/wiki/Chemotherapy>, 2016.
- [29] Wikipedia. Radiation therapy. <https://en.wikipedia.org/wiki/Radiationtherapy>, 2016.
- [30] J. Yarnold. Molecular aspects of cellular responses to radiotherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 44(1) :1–7, 1997.
- [31] C. Yeboah. Characterization of linear accelerator x-ray source size using a laminated beam-spot camera. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 12 :3463, 2011.
- [32] L. Zach, A. Talianski, and R.L. Yaakov. Radiotherapy for brain metastases : are we getting better? *Magazine of European Medical Oncology*, 8(1) :71–76, 2014.

- [33] M Zaider and L. Hanin. Tumor control probability in radiation treatment. *Medical Physics*, 38(2) :574–83, 2011.

