

IRSNINSTITUT
DE RADIOPROTECTION
ET DE SÛRETÉ NUCLÉAIRE

Mise au point d'un protocole dosimétrique pour la détermination des FOC dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie

Rapport de synthèse

Rapport PRP-HOM/SDE n° 2013-010

**Pôle « radioprotection, environnement, déchets et
crise »**

Radioprotection de l'Homme

Service de Dosimétrie Externe

Service d'Etude et d'Expertise en Radioprotection

RESUME

Suite à l'accident de radio-chirurgie stéréotaxique survenu en 2007 (Toulouse), un manque de consensus méthodologique au niveau international et de référence métrologique associée a été mis en évidence pour la dosimétrie des faisceaux de radiothérapie de petites dimensions ("mini-faisceaux"). Dans ce contexte, l'IRSN a engagé un programme visant à mettre au point un protocole dosimétrique pour la détermination des facteurs d'ouverture du collimateur (FOC) dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie stéréotaxique. La démarche a consisté à sélectionner et à caractériser plusieurs détecteurs actifs et passifs pour la mesure de ces FOC, et à développer un protocole de mesure spécifique pour les détecteurs les plus adaptés.

En s'appuyant sur des modélisations Monte Carlo, ce travail a permis de montrer que les dosimètres passifs, micro-LiF thermoluminescents et films radiochromiques EBT2, peuvent être utilisés pour approcher le FOC « de référence ». Un protocole pour la détermination des FOC dans les faisceaux de photons de petites dimensions, basé sur l'utilisation des micro-LiF et des films radiochromiques EBT2, a donc été ainsi élaboré. Compte tenu en particulier de la préparation de ces dosimètres pour réaliser les mesures, il est proposé que ce protocole soit mis en œuvre par l'IRSN dans les hôpitaux.

ABSTRACT

Following the accident in stereotactic radiosurgery that occurred in 2007 (Toulouse), it was shown that there was a lack of methodological consensus as well as metrological reference for the dosimetry of small photon fields used in radiotherapy. In this context, IRSN started a program aimed at establishing a dosimetric protocol dedicated to the measurement of small fields output factors (OF). The study consisted in selecting and characterising several active and passive dosimeters for the measurement on these OF and in proposing a protocol dedicated for the most adapted detectors.

Using the support of by Monte Carlo calculations, this study demonstrated that passive dosimeters, LiF micro-cubes and EBT2 radiochromic films, can be used as reference dosimeters. A protocol for small photon beams OF determination based on the use of micro-cubes and EBT2 radiochromic films has been then elaborated. Taking into account the specific preparation needed for these dosimeters to perform these measurements, it is proposed that this protocol will be implemented by IRSN in the hospitals.

MOTS-CLES

DOSIMETRIE, RADIOTHERAPIE, MINI-FAISCEAUX, FOC

SOMMAIRE

1 INTRODUCTION	6
2 PRINCIPAUX RESULTATS	8
2.1 PRINCIPALES CARACTERISTIQUES DES DETECTEURS ETUDIES.....	8
2.2 APPROCHE DU FOC «DE REFERENCE».....	11
2.2.1 Application de la méthode de Francescon et al.....	11
2.2.2 Développement d'un modèle Monte Carlo	12
2.2.3 Conclusion concernant l'approche du FOC de reference	13
2.3 MESURES DE FOC SUR DIFFERENTES INSTALLATIONS A L'AIDE DE DIFFERENTS DETECTEURS ACTIFS ET PASSIFS	13
2.3.1 Conditions de mesure	14
2.3.2 Résultats.....	16
2.3.2.1 Mesures de FOC avec le CyberKnife	16
2.3.2.2 Mesures de FOC avec le Novalis équipé de collimateurs coniques	17
2.3.2.3 Mesures de FOC avec le Novalis équipé du miniMLC	17
2.3.2.4 Mesures de FOC avec le Clinac 2100 équipé du miniMLC	18
2.3.3 Discussion des résultats.....	18
2.3.3.1 Comportement des diodes	20
2.3.3.2 Comportement des chambres d'ionisation.....	20
2.3.3.3 Comportement du diamant	21
2.3.3.4 Comparaison des installations et types de collimation	21
2.3.4 Principales conclusions concernant les mesures de foc realisees sur differentes installations	21
3 PROTOCOLE PROPOSE	22
4 CONCLUSION GENERALE	23
5 REFERENCES	23
6 REMERCIEMENTS	24
7 ANNEXE - DÉFINITION DU FOC	24

1 INTRODUCTION

Les récentes avancées technologiques dans le domaine de la radiothérapie ont permis le développement d'appareils délivrant des faisceaux de photons de petites dimensions, dits « mini-faisceaux » (taille de champ inférieure à 3 cm à l'isocentre). Cependant, la mesure de la dose dans des faisceaux de ce type, caractérisés, outre par leurs dimensions, par des forts gradients de dose et un manque d'équilibre électronique latéral, nécessite l'utilisation de détecteurs ayant une résolution spatiale adaptée et une équivalence tissu aussi bonne que possible, en particulier pour la détermination d'une des données de base appelée facteur d'ouverture du collimateur (FOC) (cf. annexe). Or, aucun détecteur du commerce ne remplit actuellement parfaitement ces conditions et il n'existe pas de consensus méthodologique international, ni de référence métrologique, pour la mesure de la dose dans ce type de faisceaux [1].

Au plan international, l'AIEA a mis en place un groupe de travail en lien avec l'AAPM (American Association of Physicists in Medicine) intitulé « Dosimetry Code of Practice for small fields and novel beams » afin de préparer un protocole international sur la dosimétrie des mini-faisceaux et des faisceaux dits « nouveaux ». Les premiers travaux de ce groupe ont conduit, en 2008, à l'émission d'une approche méthodologique [2]. Pour obtenir la dose absorbée dans l'eau pour n'importe quelle taille de champ clinique d'un appareil, à l'aide d'un détecteur donné et à partir de la dose absorbée pour le champ de référence de l'appareil, cette approche introduit, outre l'utilisation du FOC, celle de facteurs de correction à appliquer aux mesures réalisées avec le détecteur. Ces derniers facteurs permettent de corriger la non-équivalence tissu et/ou la mauvaise résolution spatiale des détecteurs ; ils peuvent être déterminés par simulations Monte Carlo ou expérimentalement.

Dans ce contexte, et en l'absence de référence métrologique, l'IRSN a engagé un programme visant à mettre au point un protocole dosimétrique pour la détermination des FOC dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie stéréotaxique. L'approche de l'IRSN vise à identifier un système dosimétrique capable de donner directement les FOC « de référence » pour chaque taille de champ utilisée et pour lequel aucun facteur de correction ne soit nécessaire. Dans le document, il est entendu par FOC « de référence » pour une taille de champ donnée le FOC mesuré par un détecteur idéal et/ou déterminé par calculs Monte Carlo. A partir de là, des facteurs de correction pourront être déterminés expérimentalement pour les détecteurs utilisés par les établissements de santé. Cette approche présente l'avantage de pouvoir être mise en œuvre relativement facilement lors de l'arrivée sur le marché de nouveaux appareils délivrant des mini-faisceaux ou de nouveaux détecteurs, contrairement à l'approche par simulations où de nouvelles modélisations sont à chaque fois nécessaires.

La démarche de l'IRSN a consisté à :

1. sélectionner, d'une part des détecteurs actifs dédiés à ce type de mesure et disponibles dans le commerce, d'autre part des dosimètres passifs, utilisés dans le laboratoire pour d'autres applications, pour l'intérêt qu'ils présentent vis-à-vis de la mesure de la dose dans les très petits faisceaux de photons (équivalence tissu, résolution spatiale élevée) ;
2. caractériser ces systèmes dosimétriques : les détecteurs actifs du commerce ont pu être utilisés directement après une caractérisation en termes de réponse en fonction de la dose, du débit de dose et de l'énergie. Pour les dosimètres passifs, il a fallu procéder à leur caractérisation afin d'établir un

protocole permettant une mesure précise de la dose dans les faisceaux de photons de très petites dimensions ;

3. réaliser des mesures de FOC avec les détecteurs actifs et les dosimètres passifs sur une installation délivrant des mini-faisceaux et évaluer, pour cette installation, les FOC « de référence » à l'aide de modélisations Monte Carlo ;
4. comparer les FOC mesurés à l'aide des différents systèmes dosimétriques aux FOC « de référence » et identifier le(s) système(s) dosimétrique(s) approchant au mieux les FOC « de référence » ;
5. réaliser des mesures de FOC avec les détecteurs actifs et les dosimètres passifs sur d'autres installations délivrant des mini-faisceaux afin de confirmer les résultats obtenus précédemment ;
6. élaborer un protocole permettant la détermination des FOC « de référence » dans les faisceaux de photons de petites dimensions au moyen du(des) système(s) dosimétrique(s) identifié(s) précédemment.

Il est à noter que, depuis la parution de l'approche proposée par le groupe AIEA/AAPM, plusieurs équipes internationales se sont efforcées de déterminer les facteurs de correction pour différents détecteurs du commerce et différents appareils délivrant des mini-faisceaux. Francescon et al. [5, 6] ont modélisé un CyberKnife (600 UM/min) équipé de collimateurs coniques, déterminé par simulation des facteurs de correction pour des diodes et des chambres d'ionisation du commerce puis adopté la même approche pour un autre modèle de CyberKnife (800 UM/min) et pour différents systèmes de collimation (collimateurs fixes et iris) [7]. Par ailleurs, la même démarche a été mise en œuvre par Francescon et al. [8] et Cranmer-Sargison et al. [9] pour des accélérateurs linéaires (Siemens Primus et Elekta Synergy pour Francescon et al ; Varian iX pour Cranmer-Sargison et al). De plus, une approche comparable à celle de l'IRSN a été récemment publiée par Pantelis et al. [10] qui ont déterminé expérimentalement, à partir de mesures à l'aide de dosimètres passifs, des facteurs de correction pour des diodes et des chambres d'ionisation pour un CyberKnife équipé de collimateurs fixes et du collimateur IRIS. Les résultats issus de ces travaux, en particulier de ceux conduits par Francescon et al., ont été utilisés en tant que de besoin dans le cadre de l'étude réalisée par l'IRSN.

Au final, comme cela sera décrit plus loin dans le rapport, la démarche a permis d'identifier les dosimètres passifs comme étant ceux devant être utilisés pour la mesure des FOC « de référence » dans le cadre d'un protocole de mesure adapté.

Présentant une synthèse du programme d'études sur les mini-faisceaux mis en œuvre par l'IRSN, ce rapport complète le rapport détaillé [4] de l'ensemble des résultats obtenus, en exposant en particulier le protocole basé sur l'utilisation de dosimètres passifs permettant la détermination des FOC « de référence » dans les mini-faisceaux.

2 PRINCIPAUX RESULTATS

2.1 PRINCIPALES CARACTERISTIQUES DES DETECTEURS ETUDIES

Deux types de dosimètres passifs (résolution spatiale élevée et équivalence-eau) ont été utilisés lors des campagnes de mesures : les films radiochromiques EBT2 (GAFCHROMIC®) et les micro-cubes (1 mm x1 mm x1 mm) thermoluminescents de LiF:Mg,Ti, TLD- 700 (Harshaw). L'ensemble des paramètres pouvant influencer sur la détermination de la dose au moyen des films EBT2 ont été étudiés et un protocole permettant une mesure de la dose avec une précision de 1,8 % (1 SD) pour un film par point de mesure a été élaboré [11]. Un protocole permettant une mesure de la dose avec un micro-LiF [12] a également été mis au point, conduisant à une incertitude de 0,8 % (1 SD) sur la mesure du FOC avec 4 micro-LiF par point de mesure (sans tenir compte de l'incertitude due au positionnement, l'inconvénient de cette technique étant la difficulté de centrage du micro-LiF dans les petits champs d'irradiation).

Les détecteurs actifs utilisés lors des campagnes de mesures peuvent se répartir en trois catégories : les chambres d'ionisation, les diodes et le diamant. La liste des dosimètres utilisés et leurs principales caractéristiques sont présentées dans le Tableau 1.

Tableau 1 : Caractéristiques des détecteurs actifs utilisés

Type	Référence	Volume (mm ³)	Surface (mm ²)	Diamètre/Côté (mm)	Epaisseur (mm)	Point de mesure à partir de la surface (mm)
Chambre	PinPoint PTW 31014	15	-	2	5	3,4
	MicroLion PTW 31018	1,7	4,9	2,5	0,35	0,975
	SFD	0,017	0,28	0,6	0,06	0,9
Diode	EDGE Sun Nuclear	0,019	0,64	0,8	0,03	0,3
	PTW 60016 P	0,03	1	1,13	0,03	2
	PTW 60017 E	0,03	1	1,13	0,03	0,6
Diamant	PTW 60003	1,4	5,8	2,7	0,24	1

Les résultats concernant la **répétabilité** et la **reproductibilité** de la réponse des détecteurs actifs, pour une dose donnée délivrée par un irradiateur ⁶⁰Co, sont présentés dans le Tableau 2. De plus, la dérive éventuelle des détecteurs au cours d'une série d'irradiations a été étudiée (Tableau 2). Pour la diode SFD, une dérive importante a été observée (20 %). Des cycles ultérieurs ont mis en évidence une sorte de rémanence partielle de cet effet, avec une augmentation résiduelle d'environ 10 % par rapport à la réponse initiale. Une instabilité importante de la diode SFD a également été observée pour deux autres exemplaires de ce type de diode. Le constructeur a été interpellé mais n'a pas été en mesure à ce jour de donner des explications ni de corriger le défaut.

La **réponse en fonction de la dose** des détecteurs actifs a été étudiée. Une parfaite linéarité ($R^2 = 1,000$) a été observée pour tous les détecteurs dans le domaine 0,5-10 Gy délivrés par un irradiateur ⁶⁰Co, hormis pour la diode SFD pour laquelle la dérive des lectures n'a pas permis d'établir une courbe exploitable de réponse en fonction de la dose.

Tableau 2 : Répétabilité (Sr), reproductibilité (SR) et dérive (ΔM , pour 30 mesures réalisées sur 1h30) des détecteurs actifs

Détecteur	Sr (%)	SR (%)	ΔM (%)
Ch. PinPoint PTW 31014	0,1	1,1	-0,2
Ch. MicroLion PTW 31018	0,1	0,4	0,3
Diode SFD	0,4	3,9	19,2
Diode EDGE	0,2	0,4	0,0
Diode PTW 60016 P	0,2	0,3	-0,1
Diode PTW 60017 E	0,1	0,3	0,3
Diamant PTW 60003	0,1	0,3	-0,1

La réponse en fonction du débit de dose a également été étudiée pour l'ensemble des détecteurs concernés par cette étude. Ces expérimentations ont été effectuées sur l'accélérateur Clinac 2100 6 MV de l'AP-HP La Pitié-Salpêtrière. Les irradiations ont été réalisées avec un champ de 10 cm x 10 cm au niveau du détecteur. Ainsi :

- les détecteurs actifs (excepté la diode SFD) ont été placés à 5 cm de profondeur dans un fantôme d'eau,
- le débit de dose a été modifié en termes de dose par pulse, en faisant varier la distance entre la source et l'entrée du fantôme (DSP),
- pour une dose délivrée constante au point de mesure, les mesures ont été réalisées pour une DSP de 80 cm et une DSP de 135 cm, correspondant à des valeurs de dose par pulse respectivement de 0,08 et 0,24 mGy par pulse (variation d'un facteur 3) au niveau du point de mesure.

Les résultats sont présentés dans la Figure 1.

Le spectre en énergie des photons et des électrons secondaires variant avec la taille du champ d'irradiation (augmentation de l'énergie moyenne des photons et des électrons lorsque la taille du champ diminue), la réponse en fonction de l'énergie du faisceau de l'ensemble des détecteurs actifs et passifs concernés par cette étude a été étudiée. Les expérimentations ont été réalisées sur les deux accélérateurs Clinac 2100 de l'AP-HP La Pitié-Salpêtrière délivrant des faisceaux d'énergies nominales respectives de 4 et 10 MV, et de 6 et 18 MV. Les irradiations ont été réalisées dans un fantôme d'eau pour les détecteurs actifs et dans un fantôme de polystyrène blanc pour les détecteurs passifs, avec un champ de 10 cm x 10 cm, à une distance source-isocentre (DSA) de 100 cm et à une profondeur équivalente de 10 g.cm⁻² pour les quatre énergies. La dose délivrée a été déterminée par la mesure au moyen d'une chambre de référence de type Farmer PTW 31003 ($u = \pm 1 \%$, $k=1$). Les résultats sont présentés dans la Figure 2.

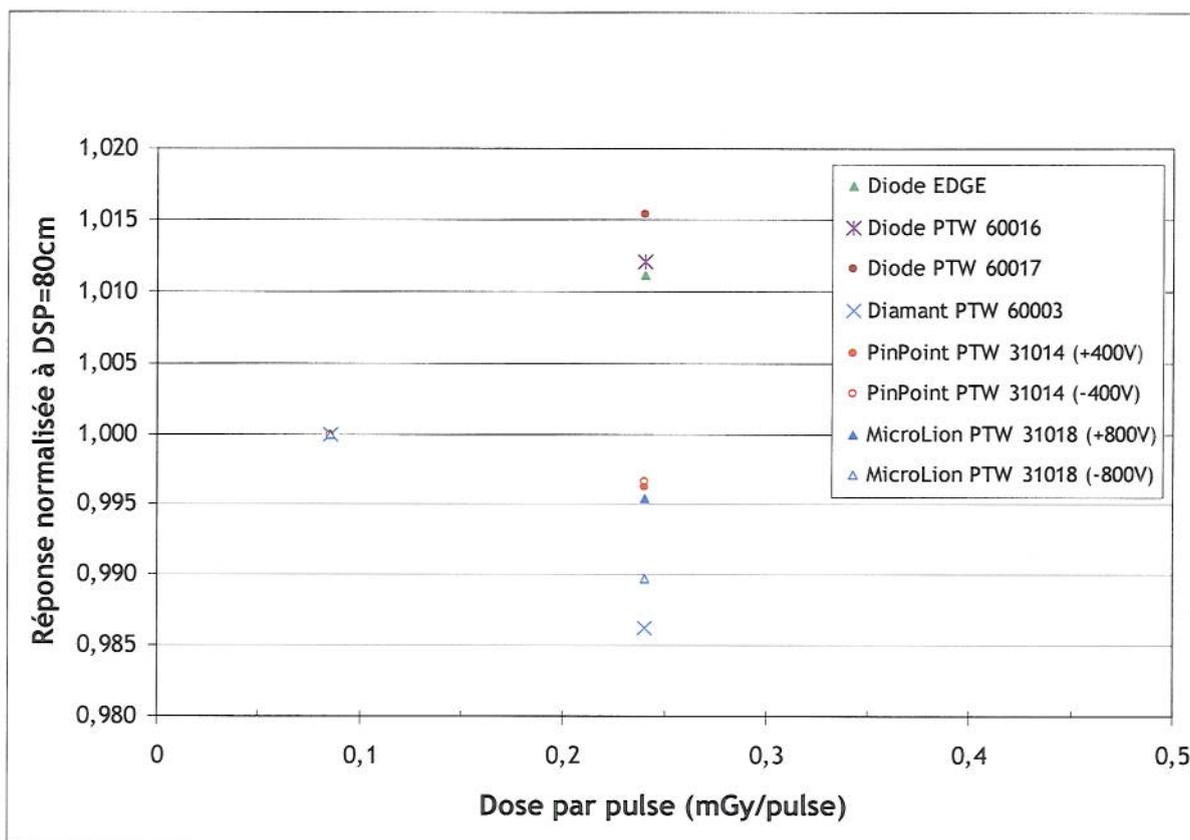


Figure 1 : Variation de la réponse des détecteurs actifs en fonction de la dose par pulse (DSP différentes).

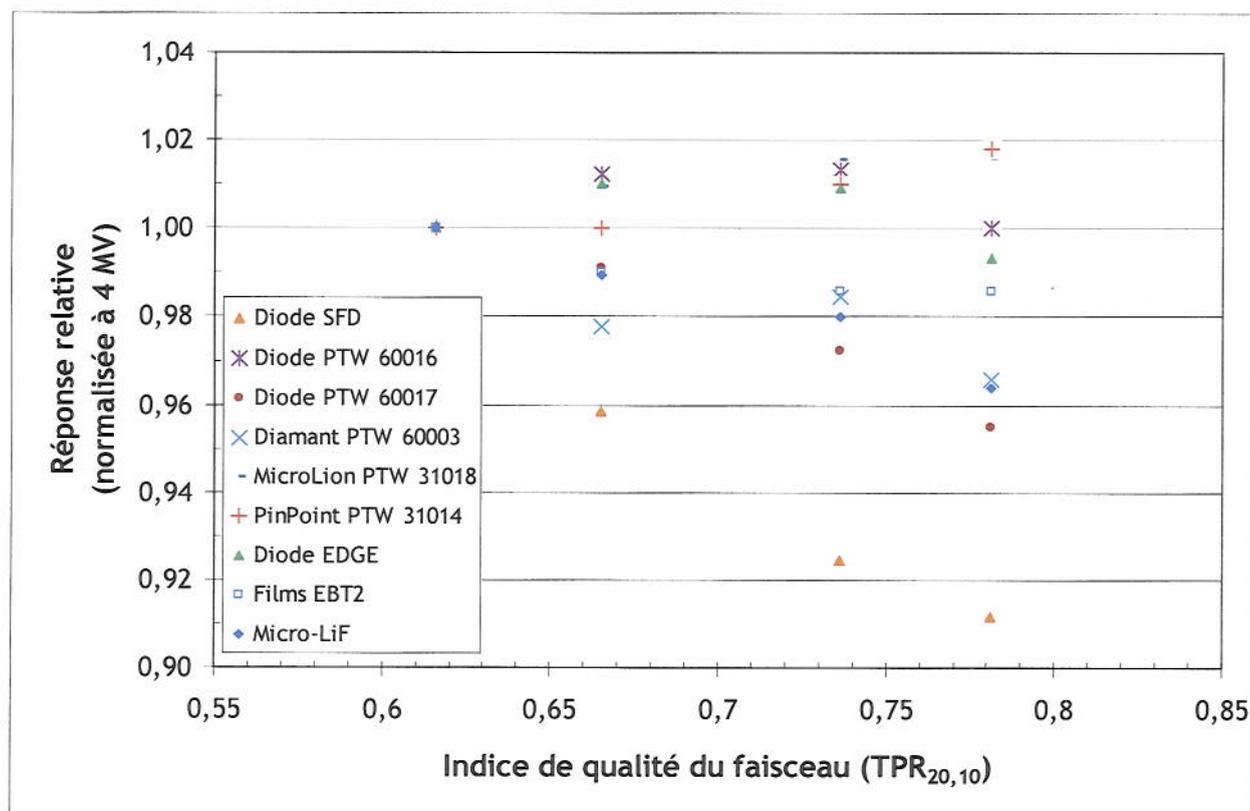


Figure 2 : Variation de la réponse des détecteurs actifs et passifs en fonction de l'énergie du faisceau (champ de 10 cm x10 cm).

2.2 APPROCHE DU FOC «DE REFERENCE»

Les facteurs d'ouverture du collimateur (FOC) constituent une donnée dosimétrique de base. Ils permettent de calculer le débit de dose sur l'axe des faisceaux pour n'importe quelle taille de champ, à une profondeur donnée, à partir du débit de dose de référence. Le FOC est le reflet de la variation de la dose dans le milieu irradié en fonction de l'ouverture du collimateur, cette ouverture influant sur le diffusé provenant de la tête de l'accélérateur et sur la taille du volume diffusant, donc sur la dose dans le milieu. Une description détaillée du FOC est donnée en annexe.

Les caractéristiques en termes d'équivalence tissu et de résolution spatiale des dosimètres passifs sélectionnés pour cette étude en font des candidats intéressants pour la mesure directe (i.e sans facteur correctif) des FOC dans les faisceaux de photons de petites dimensions. Afin de valider l'utilisation de ces dosimètres passifs, nous avons donc cherché à déterminer le FOC «de référence» à l'aide de deux méthodes numériques. D'une part, nous nous sommes appuyés sur une publication de Francescon et al. [5] qui propose une méthode afin de déterminer les FOC «de référence», pour les champs de 5, 7,5 et 10 mm, de n'importe quel Cyberknife. D'autre part, nous avons modélisé le Cyberknife du Centre Oscar Lambret (COL) à l'aide du code Monte Carlo Penelope et déterminé les FOC «de référence». Ces méthodes se sont appuyées sur les mesures de FOC réalisées dans ce centre avec les différents détecteurs actifs et dosimètres passifs (détail présenté au paragraphe 2.3).

2.2.1 APPLICATION DE LA METHODE DE FRANCESCO ET AL.

La méthode est basée sur l'application de facteurs de correction, déterminés par Francescon et al. [5, 6] à l'aide de simulations Monte Carlo, à des mesures de FOC réalisées avec plusieurs détecteurs actifs sur le CyberKnife pour lequel on souhaite déterminer les FOC «de référence». Elle a été appliquée, dans le cadre de cette étude, au CyberKnife du COL. Trois diodes (Sun Nuclear EDGE, PTW 60016, PTW 60017) et une chambre d'ionisation (PTW Pinpoint 31014), pour lesquelles les données sont disponibles dans la publication de Francescon et al. [5, 6], ont été utilisées.

Après correction, les valeurs de FOC «de référence» déterminées avec les quatre détecteurs actifs convergent, avec un écart-type inférieur ou égal à 0,5 % pour les champs de 5 et 7,5 mm et égal à 1 % pour le champ de 10 mm de diamètre (Tableau 3). Ces valeurs sont comparées, sur la Figure 3, aux FOC mesurés au moyen des dosimètres passifs (micro-LiF et films EBT2). La moyenne des valeurs mesurées au moyen des dosimètres passifs montre un accord meilleur que 1 % avec la moyenne des valeurs de FOC «de référence» déterminés avec les détecteurs actifs, et ce pour les trois tailles de champ.

Tableau 3 : Détermination des FOC «de référence» pour différents détecteurs avec la méthode de Francescon et al. [5, 6]

Détecteurs	FOC «de référence» déterminé par la méthode de Francescon		
	Champ de 5 mm	Champ de 7,5 mm	Champ de 10 mm
Chambre PTW PinPoint 31014	0,680	0,815	0,854
Diode PTW 60016	0,678	0,823	0,875
Diode PTW 60017	0,685	0,823	0,873
Diode Sun Nuclear EDGE	0,686	0,825	0,872
Moyenne	0,682	0,821	0,869
Ecart-type	0,004	0,005	0,010

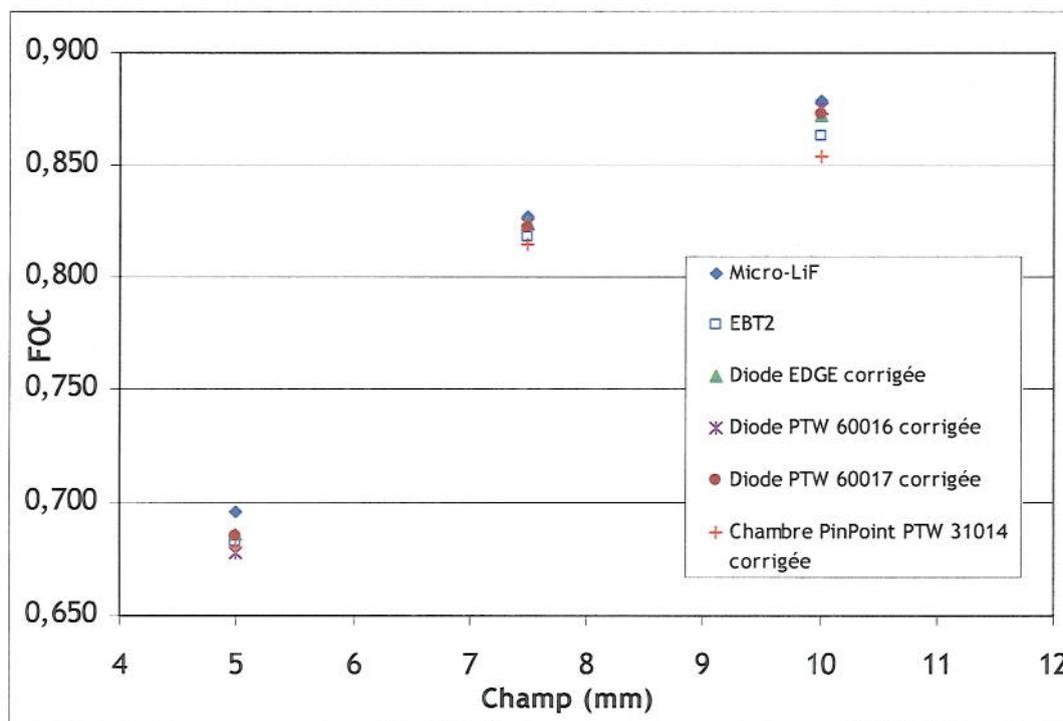


Figure 3 : FOC «de référence » déterminés pour des détecteurs actifs et mesures réalisées avec les dosimètres passifs pour l'accélérateur CyberKnife (COL)

2.2.2 DEVELOPPEMENT D'UN MODELE MONTE CARLO

Le CyberKnife du COL a été modélisé à l'aide du code Monte Carlo Penelope [13]. L'ajustement du faisceau d'électrons incidents a été réalisé à l'aide de mesures de TPR (Tissue Phantom Ratio) et de profils obtenus pour le champ de 60 mm. Après ajustement, les doses absorbées dans l'eau ont été calculées pour les champs de 5, 7,5, 10, 20 et 60 mm et les FOC «de référence» ont été déterminés pour les champs de 5, 7,5, 10 et 20 mm et comparés aux mesures de FOC réalisées avec les détecteurs actifs et les dosimètres passifs.

Les valeurs des FOC «de référence» calculées sont indiquées dans le Tableau 4. Un très bon accord est obtenu entre les FOC calculés à l'aide du modèle Monte Carlo (Tableau 4) et les FOC déterminés à l'aide de la méthode de Francescon et al. (Tableau 3). Les écarts relatifs entre les FOC mesurés à l'aide des détecteurs actifs et des dosimètres passifs et les FOC calculés sont présentés sur la Figure 4. Pour les films EBT2, l'écart entre le FOC mesuré et calculé est inférieur à 1 % pour toutes les tailles de champ. Pour les micro-LiF, l'écart est également inférieur à 1 % hormis pour le champ de 10 mm où l'écart est de l'ordre de 1,4 %.

Tableau 4 : FOC déterminés à l'aide du modèle Monte Carlo du CyberKnife du COL

	Champ de 5 mm	Champ de 7,5 mm	Champ de 10 mm	Champ de 20 mm
FOC	0,681	0,821	0,864	0,959

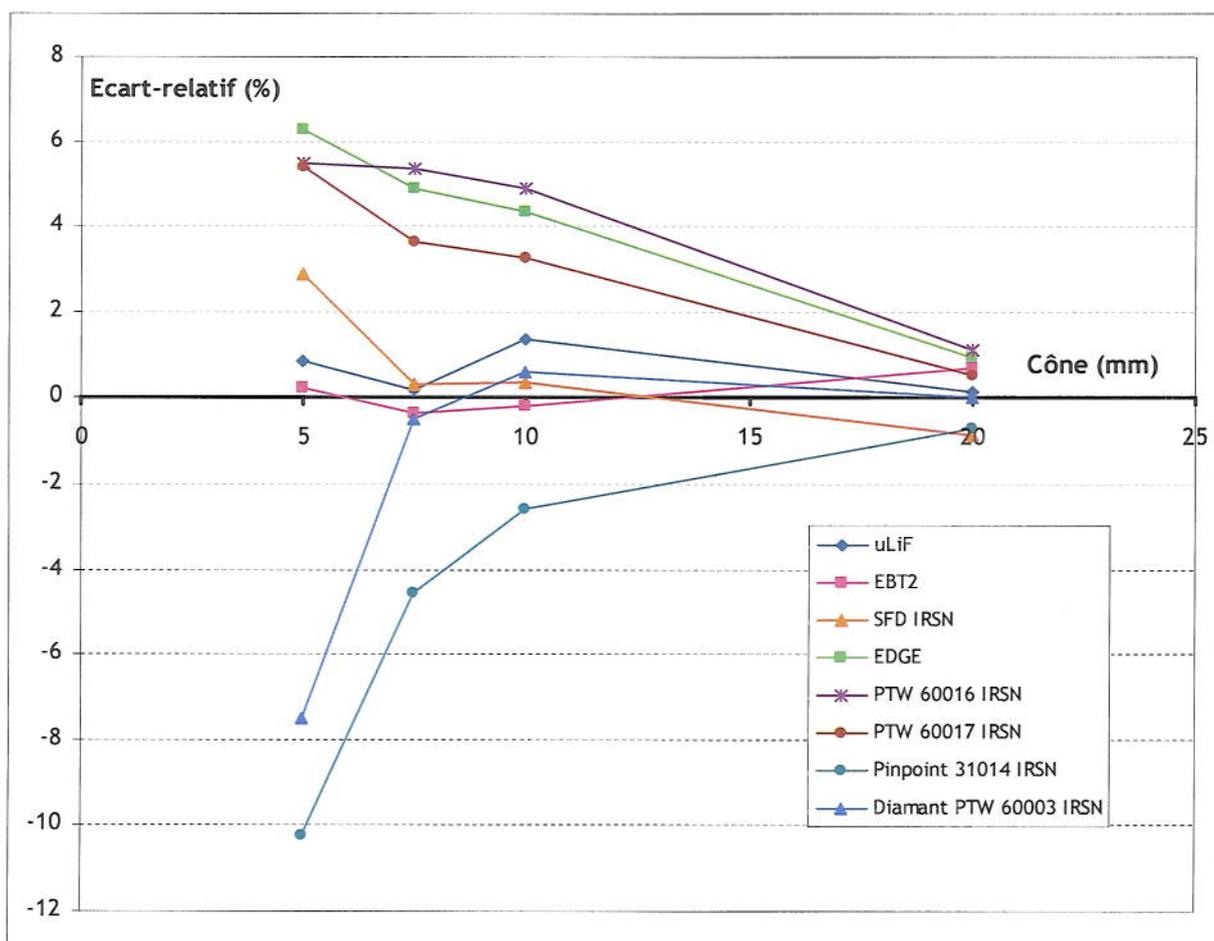


Figure 4 : Ecart relatif entre le FOC mesuré à l'aide des détecteurs actifs et des dosimètres passifs et le FOC « de référence » déterminé à l'aide du modèle Monte Carlo.

2.2.3 CONCLUSION CONCERNANT L'APPROCHE DU FOC DE REFERENCE

Au vu de l'ensemble de ces résultats, il apparaît que les dosimètres passifs utilisés pour ces mesures (micro-LiF et films radiochromiques EBT2) permettent d'approcher les FOC «de référence» pour les différentes tailles de champ. Le protocole de mesure des FOC dans les faisceaux de photons de petites tailles retenu et proposé par l'IRSN sera donc basé sur l'utilisation de ces dosimètres passifs pour la détermination des valeurs de référence.

2.3 MESURES DE FOC SUR DIFFERENTES INSTALLATIONS A L'AIDE DE DIFFERENTS DETECTEURS ACTIFS ET PASSIFS

Des mesures de FOC ont été réalisées auprès de trois types d'appareils de radiothérapie délivrant des mini-faisceaux de photons :

- un accélérateur CyberKnife (COL, Lille),
- un accélérateur Novalis avec collimateurs coniques et miniMLC m3 (ICO René Gauducheau, Nantes),
- un accélérateur Clinac 2100C avec miniMLC m3 (La Pitié Salpêtrière, Paris).

Ces mesures ont été réalisées *a minima* deux fois sur chaque installation et pour chaque système de collimation pour les dosimètres passifs et également pour la plupart des détecteurs actifs.

2.3.1 CONDITIONS DE MESURE

Les mesures avec les détecteurs actifs ont été réalisées dans une cuve à eau. Tous les détecteurs ont été placés avec le manche parallèle au faisceau hormis la diode EDGE qui était placée avec le manche perpendiculaire au faisceau. Afin de s'assurer du centrage correct du détecteur; les profils en X et Y ont été réalisés avec la plus petite taille de champ disponible. Les détecteurs ont été recentrés par rapport au maximum de dose dans chaque direction. Après recentrage, les profils en X et Y ont été acquis une nouvelle fois afin de contrôler le centrage.

Les mesures pour les dosimètres passifs ont été réalisées dans un fantôme solide équivalent tissu. Les films radiochromiques étaient placés sur la surface d'une plaque. Pour les micro-LiF, un emplacement a été usiné dans une plaque composée de matériau équivalent tissu de l'IRSN. Le centrage de ces dosimètres a été effectué pour le plus petit champ à l'aide d'un film radiochromique placé sur la plaque.

La liste des détecteurs et dosimètres utilisés pour la mesure des FOC ainsi que les conditions d'irradiation sont indiquées dans le Tableau 5. Les mesures sur le CyberKnife et sur le Novalis ont été réalisées avec des collimateurs coniques respectivement de diamètre 5, 7,5, 10 et 20 mm et 4, 6, 7,5, 12,5 et 15 mm. Pour les mesures avec le miniMLC (Novalis et Clinac 2100), les tailles de champ sont indiquées dans le Tableau 6. Un retrait des mâchoires de quelques millimètres par rapport au champ défini par les lames du miniMLC permet de réduire les incertitudes liées au repositionnement des mâchoires.

Tableau 5 : Détecteurs utilisés et conditions d'irradiation

	CyberKnife	Novalis avec cônes	Novalis avec miniMLC	Clinac 2100 avec miniMLC
Détecteurs actifs utilisés	Diode SFD Diode EDGE Diode PTW 60016 Diode PTW 60017 Chambre PinPoint PTW 31014 Diamant PTW 60003	Diode SFD Diode EDGE Diode PTW 60016 Diode PTW 60017 Chambre microLion PTW 31018 Chambre PinPoint PTW 31014 Diamant PTW 60003	Diode SFD Diode EDGE Diode PTW 60016 Diode PTW 60017 Chambre microLion PTW 31018 Chambre PinPoint PTW 31014	Diode EDGE Diode PTW 60016 Diode PTW 60017 Chambre microLion PTW 31018 Chambre PinPoint PTW 31014 Diamant PTW 60003
Dosimètres passifs utilisés	Micro-LiF EBT2	Micro-LiF EBT2	Micro-LiF EBT2	Micro-LiF EBT2
Conditions d'irradiation	DSD ¹ = 80 cm Profondeur = 1,5 cm Champ de référence : 60 mm	Petits champs DSA ² Profondeur = 1,4 cm MLC : 100 mm x 100 mm Mâchoires : 40 mm x 40 mm Champ de référence DSP ³ = 100 cm Profondeur = 1,4 cm MLC : 100 mm x 100 mm Mâchoires : 98 mm x 98 mm	DSP = 100 cm Profondeur = 10 cm Champ de référence MLC : 100 mm x 100 mm Mâchoires : 98 mm x 98 mm	DSP = 100 cm Profondeur = 10 cm Champ de référence MLC : 100 mm x 100 mm Mâchoires : 98 mm x 98 mm

¹ DSD : distance source-détecteur

² DSA : distance source-isocentre

³ DSP : distance source-entrée du fantôme

Tableau 6 : Tailles de champ utilisées avec le miniMLC

Taille miniMLC (mm x mm)	Taille mâchoires (mm x mm)
6 x 6	8 x 8
12 x 12	14 x 14
18 x 18	20 x 20
24 x 24	44 x 44
30 x 30	44 x 44
36 x 36	44 x 44
42 x 42	44 x 44
60 x 60	60 x 60
80 x 80	80 x 80

2.3.2 RESULTATS

2.3.2.1 Mesures de FOC avec le CyberKnife

Les résultats des mesures de FOC réalisées sur l'accélérateur CyberKnife sont présentés sur la Figure 5.

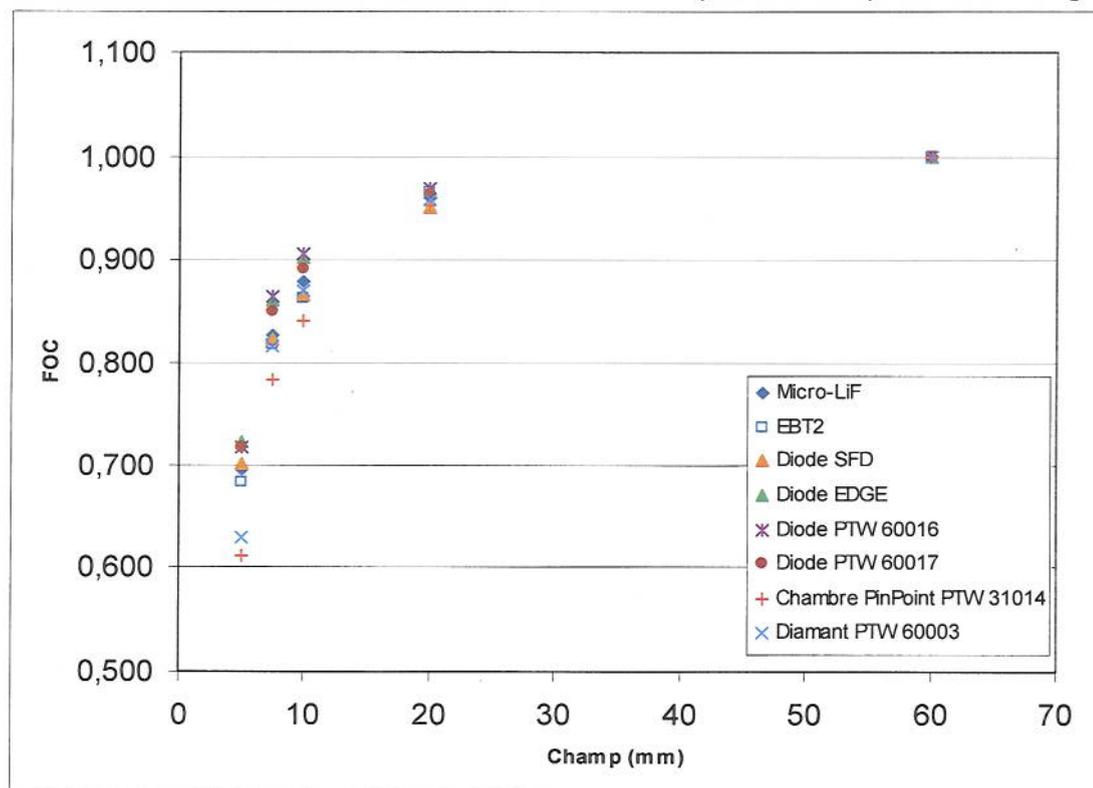


Figure 5 : Mesures réalisées sur le CyberKnife

2.3.2.2 Mesures de FOC avec le Novalis équipé de collimateurs coniques

Les résultats des mesures de FOC réalisées sur le Novalis équipé de collimateurs coniques sont présentés sur la Figure 6.

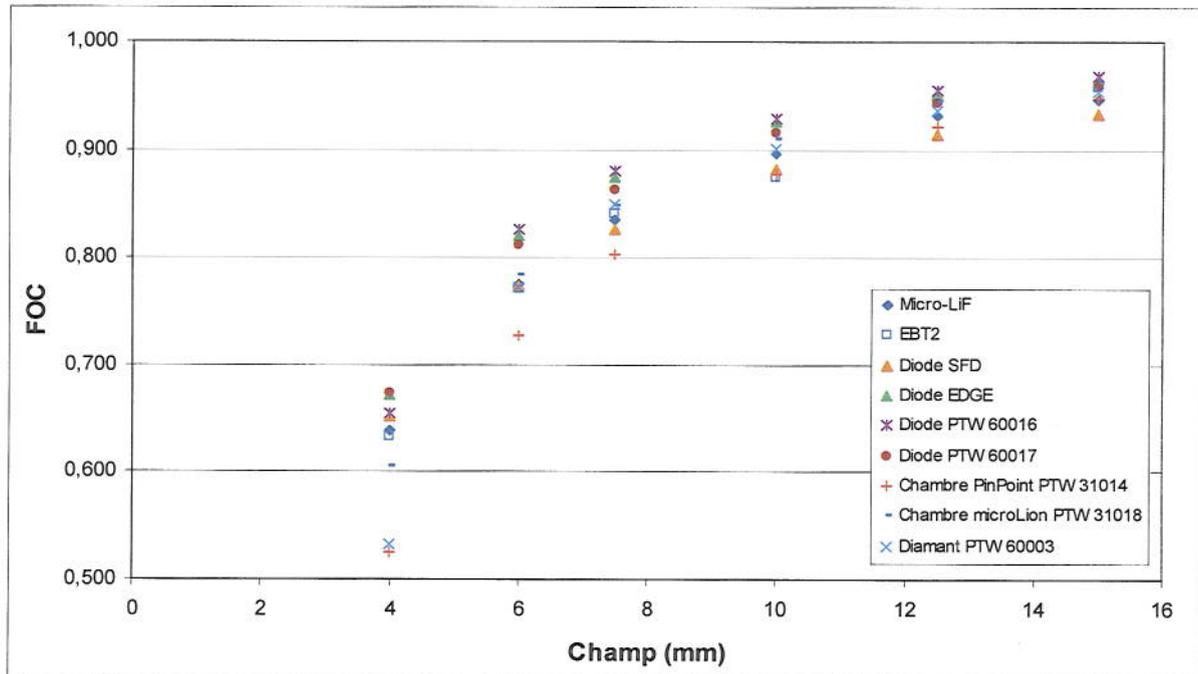


Figure 6 : Mesures réalisées sur l'accélérateur Novalis équipé de collimateurs coniques

2.3.2.3 Mesures de FOC avec le Novalis équipé du miniMLC

Les résultats des mesures de FOC réalisées sur le Novalis équipé du miniMLC sont présentés sur la Figure 7.

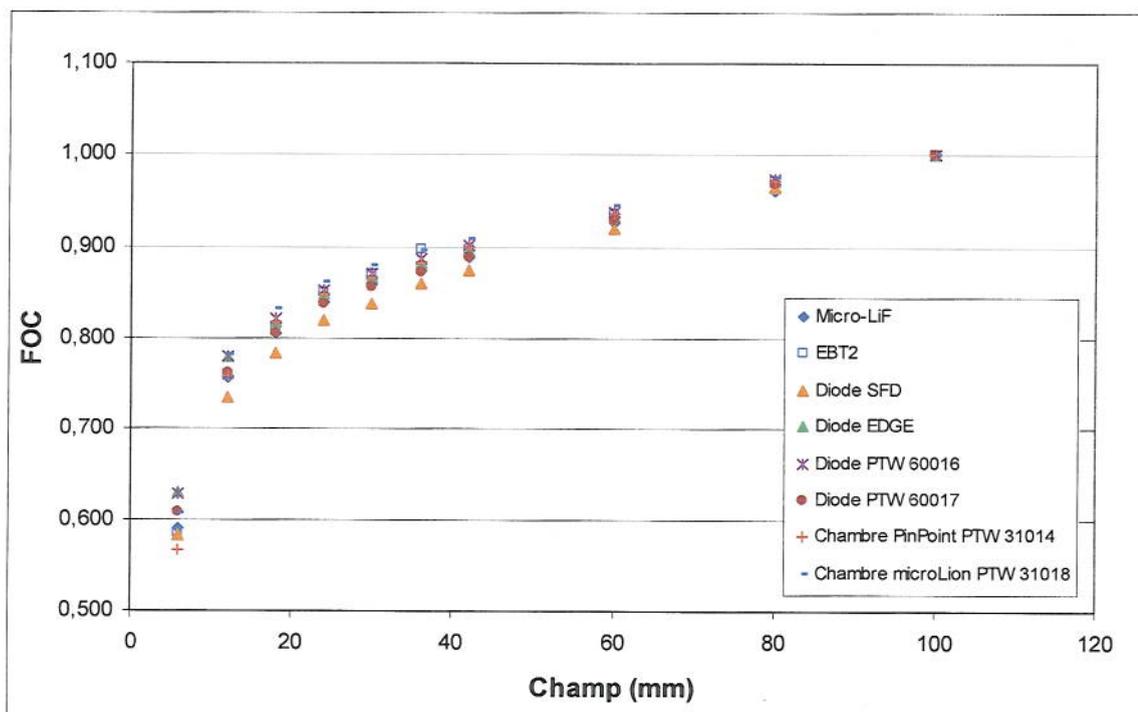


Figure 7 : Mesures réalisées sur l'accélérateur Novalis équipé du miniMLC

2.3.2.4 Mesures de FOC avec le Clinac 2100 équipé du miniMLC

Les résultats des mesures de FOC réalisées sur le Clinac 2100 équipé du miniMLC sont présentés sur la Figure 8.

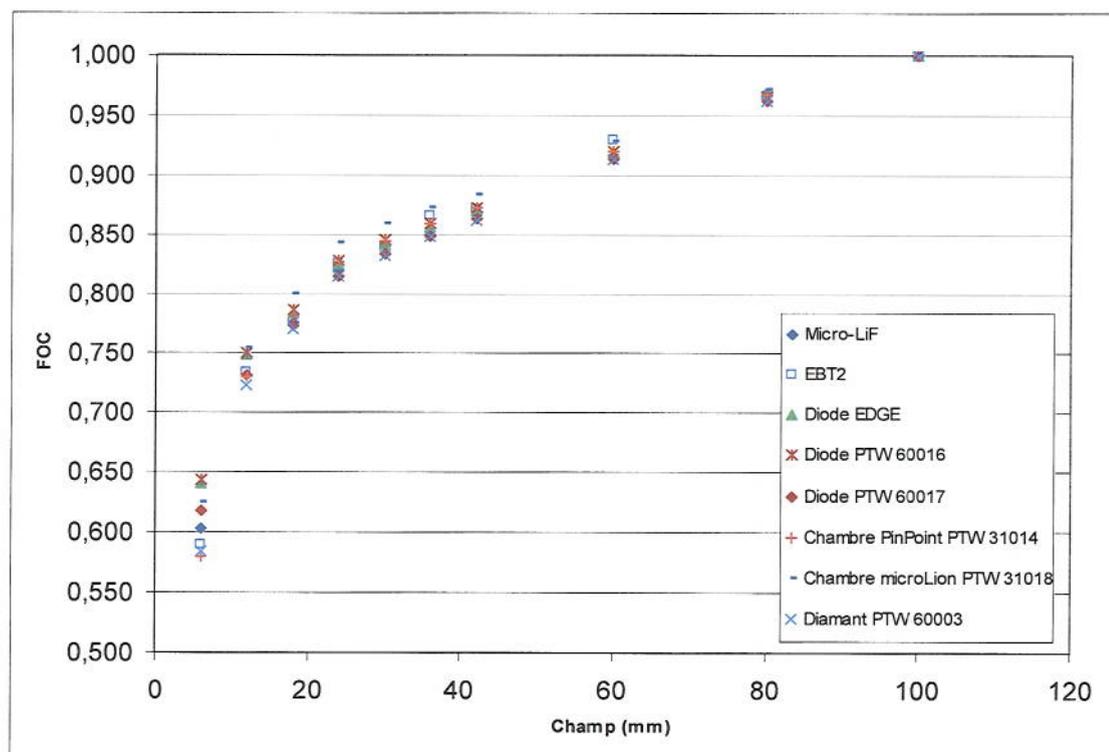


Figure 8 : Mesures réalisées sur l'accélérateur Clinac 2100 équipé du miniMLC

2.3.3 DISCUSSION DES RESULTATS

Pour chaque installation et type de collimation, les dosimètres passifs (micro-LiF et films EBT2) présentent entre eux un bon accord (écart inférieur à 2 %). Par ailleurs, dans le cadre des mesures réalisées sur le CyberKnife, la moyenne des résultats de mesures obtenus avec les dosimètres passifs est en très bon accord avec les FOC «de référence» obtenus par calcul Monte Carlo. Les écarts relatifs entre le FOC mesuré avec les détecteurs actifs et la moyenne des FOC mesurés avec les dosimètres passifs pour le CyberKnife, le Novalis avec collimateurs coniques, le Novalis avec miniMLC et le Clinac 2100 avec miniMLC sont présentés respectivement dans les tableaux 7, 8, 9 et 10.

Tableau 7 : Ecart relatif (%) entre le FOC mesuré avec les détecteurs actifs et la moyenne des FOC mesurés avec les dosimètres passifs pour le CyberKnife

Cône (mm)	Diode EDGE	Diode PTW 60016	Diode PTW 60017	Chambre Pinpoint PTW 31014	Diamant PTW 60003	Diode SFD
20	0,6	0,7	0,1	-1,1	-0,4	-1,2
10	3,6	4,1	2,5	-3,3	-0,2	-0,4
7,5	4,7	5,2	3,4	-4,8	-0,7	0,1
5	5,0	4,2	4,1	-11,3	-8,6	1,7

Tableau 8 : Ecart relatif (%) entre le FOC mesuré avec les détecteurs actifs et la moyenne des FOC mesurés avec les dosimètres passifs pour le Novalis avec les collimateurs coniques

Cône (mm)	Diode EDGE	Diode PTW 60016	Diode PTW 60017	Chambre microlion PTW 31018	Chambre Pinpoint PTW 31014	Diamant PTW 60003	Diode SFD
15	1,4	1,8	0,7	1,1	-0,5	0,1	-2,0
12,5	1,5	1,8	0,5	0,6	-1,7	-0,3	-2,6
10	4,5	4,9	3,3	2,8	-0,9	1,7	-0,5
7,5	4,3	5,0	3,0	1,1	-4,1	1,5	-1,4
6	6,3	6,9	5,0	1,4	-5,9	-0,1	0,2
4	5,8	3,0	6,0	-4,9	-17,4	-16,2	2,5

Tableau 9 : Ecart relatif (%) entre le FOC mesuré avec les détecteurs actifs et la moyenne des FOC mesurés avec les dosimètres passifs pour le Novalis avec miniMLC

Taille miniMLC (mm ²)	Diode EDGE	Diode PTW 60016	Diode PTW 60017	Chambre microlion PTW 31018	Chambre Pinpoint PTW 31014	Diode SFD
80x80	0,	0,8	0,2	1,0	0,7	-0,1
60x60	0,3	0,7	-0,3	1,4	0,5	-1,3
42x42	0,3	0,8	-0,6	1,7	0,6	-2,3
36x36	-0,4	0,1	-1,4	1,0	-0,2	-3,0
30x30	0,2	0,7	-0,9	1,8	0,4	-3,0
24x24	0,4	0,9	-0,9	2,0	0,4	-3,0
18x18	1,2	1,6	-0,4	2,9	1,0	-3,1
12x12	2,9	3,0	0,5	3,3	0,1	-3,1
6x6	7,2	6,9	3,4	3,1	-3,5	-0,7

Tableau 10 : Ecart relatif (%) entre le FOC mesuré avec les détecteurs actifs et la moyenne des FOC mesurés avec les dosimètres passifs pour le Clinac 2100 avec miniMLC

Taille miniMLC (mm ²)	Diode EDGE	Diode PTW 60016	Diode PTW 60017	Chambre microlion PTW 31018	Chambre Pinpoint PTW 31014	Diamant PTW 60003
80x80	-0,1	-0,2	-0,6	0,4	-0,1	-0,6
60x60	-0,3	-0,2	-1,0	0,7	-0,2	-1,0
42x42	0,1	0,4	-0,8	1,6	0,4	-0,8
36x36	-0,1	0,2	-1,0	1,7	0,2	-1,1
30x30	0,2	0,6	-0,8	2,2	0,5	-0,9
24x24	0,3	0,7	-0,9	2,4	0,5	-0,9
18x18	1,1	1,5	-0,4	3,2	0,8	-0,6
12x12	2,2	2,5	-0,1	3,0	-0,3	-1,2
6x6	7,5	7,9	3,7	4,7	-2,7	-2,0

2.3.3.1 Comportement des diodes

Pour le CyberKnife et le Novalis avec cônes, les valeurs de FOC obtenues avec les diodes PTW (60016 et 60017) et EDGE sont systématiquement supérieures de plusieurs pourcents à celles mesurées avec les dosimètres passifs pour les champs inférieurs ou égaux à 10 mm. Globalement, il apparaît que les FOC mesurés par les diodes PTW (60016 et 60017) et EDGE sont proches. La diode non blindée PTW 60017 présente une courbe de FOC légèrement inférieure à ses homologues blindées (PTW 60016 et EDGE) hormis pour le champ de 4 mm sur le Novalis. Pour la diode SFD, les FOC mesurés avec cette diode sont en bon accord (écart maximal de 3 % pour le plus petit champ) avec les mesures obtenues avec les dosimètres passifs pour les champs inférieurs ou égaux à 10 mm alors que, pour les champs supérieurs à 10 mm, les valeurs obtenues avec cette diode sont inférieures à celles des dosimètres passifs.

Pour le Novalis et le Clinac 2100 avec miniMLC, les valeurs de FOC obtenues avec les diodes blindées sont aussi systématiquement supérieures de plusieurs pourcents (entre 2,2 % et 8 %) à celles mesurées avec les dosimètres passifs pour les champs inférieurs ou égaux à 12 mm. Pour la PTW 60017, un excellent accord est observé avec les dosimètres passifs à l'exception du champ de 6 mm pour lequel le FOC mesuré par cette diode est supérieur d'environ 3 %. Les FOC mesurés avec la diode SFD sur le Novalis avec miniMLC sont inférieurs de plusieurs pourcents à ceux mesurés avec les dosimètres passifs à l'exception du champ de 6 mm qui présente un excellent accord.

La différence de comportement entre les diodes blindées et la diode non blindée PTW 6017 peut s'expliquer, d'une part, pour la diode non-blindée par la contribution significative du rayonnement diffusé pour les grandes tailles de champ et, d'autre part, pour les diodes blindées par la contribution significative, dans le volume sensible, du rayonnement rétrodiffusé par le blindage.

La différence de comportement observée pour la diode non blindée PTW 60017 entre les deux systèmes de collimation peut être attribuée à la composante de rayonnement diffusé qui est plus importante avec le miniMLC, les mesures s'effectuant à une profondeur plus importante que pour les deux configurations équipées de collimateurs coniques (10 cm au lieu de 1,4 cm).

La diode SFD est la diode qui semble approcher le mieux la dose dans les très petits champs (< 10 mm) mais elle présente d'importants problèmes de dérive qui rendent son utilisation contraignante et délicate.

2.3.3.2 Comportement des chambres d'ionisation

Pour la chambre microLion, la valeur de FOC obtenue pour le champ de 4 mm est inférieure à celle obtenue avec les dosimètres passifs (volume trop important). Pour des tailles de champs supérieures ou égales à 6 mm, le FOC mesuré par la chambre microLion est systématiquement supérieur à celui obtenu avec les dosimètres passifs.

En ce qui concerne la chambre PinPoint 31014, son volume trop important conduit à une sous estimation systématique du FOC pour le plus petit champ de chaque configuration de mesure. Lorsque la taille du champ augmente, l'écart entre la valeur de FOC mesurée avec la PinPoint et celle mesurée avec les dosimètres passifs se réduit. Un bon accord entre les deux techniques est observé pour des champs de taille supérieure ou égale à 10 mm (chambre placée parallèlement à l'axe du faisceau).

2.3.3.3 Comportement du diamant

Pour le diamant PTW, son volume trop important conduit également à une sous-estimation du FOC pour les champs de 4 et 5 mm. Pour les champs de taille supérieure ou égale à 6 mm, un très bon accord est observé entre les valeurs de FOC obtenues avec le diamant PTW et celles obtenues avec les dosimètres passifs. Cependant, il est à noter que la taille du diamant naturel PTW varie d'un exemplaire à l'autre ; les résultats observés sont donc spécifiques au diamant PTW de l'IRSN.

2.3.3.4 Comparaison des installations et types de collimation

Le comportement de chaque détecteur actif (EDGE, PTW 60016, PTW 60017, SFD, diamant PTW 60003 et Pinpoint) est comparable pour les deux installations équipées de collimateurs coniques. Pour chaque champ, les différences obtenues, pour le CyberKnife d'une part et le Novalis d'autre part, entre le FOC mesuré avec l'un de ces détecteurs actifs et la moyenne des FOC mesurés avec les dosimètres passifs sont en très bon accord (meilleure que 1 % excepté pour le FOC du champ de 10 mm mesuré avec la Pinpoint).

Le comportement de chaque détecteur actif (EDGE, PTW 60016, PTW 60017, microLion et Pinpoint) est comparable pour les deux installations équipées du miniMLC. Pour chaque champ, les différences obtenues, pour le Clinac 2100 d'une part et le Novalis d'autre part, entre le FOC mesuré avec l'un de ces détecteurs actifs et la moyenne des FOC mesurés avec les dosimètres passifs sont en très bon accord (meilleure que 1 % excepté pour le FOC du champ de 6 mm mesuré avec la microLion).

Les facteurs correctifs semblent donc être pratiquement indépendants du type d'accélérateur (modèle et collimation). Ce résultat, restant à confirmer, suggère que les facteurs correctifs pourraient être les mêmes pour les mêmes conditions de mesure et pour des installations ayant la même énergie nominale.

2.3.4 PRINCIPALES CONCLUSIONS CONCERNANT LES MESURES DE FOC REALISEES SUR DIFFERENTES INSTALLATIONS

- Pour chaque installation et type de collimation, les dosimètres passifs (micro-LiF et films EBT2) présentent entre eux un très bon accord (écart inférieur à 2 %).
- Les diodes surestiment systématiquement le FOC. De plus, une dérive de la SFD a été observée pour les 3 exemplaires testés par l'IRSN.
- Les chambres d'ionisation sous-estiment le FOC pour les champs de taille inférieure à 6 mm.
- Pour le diamant PTW, son volume trop important conduit à une sous-estimation du FOC pour les champs de 4 et 5 mm. Pour les champs de taille supérieure ou égale à 6 mm, un très bon accord est observé entre les valeurs de FOC obtenues avec le diamant PTW de l'IRSN et celles obtenues avec les dosimètres passifs.
- La comparaison des résultats obtenus pour différents types d'installation et de collimation suggère que les facteurs correctifs pourraient être les mêmes pour les mêmes conditions de mesure et pour des installations ayant la même énergie nominale.

3 PROTOCOLE PROPOSE

Compte tenu des résultats obtenus par l'IRSN, le protocole qu'il propose pour la détermination des FOC dans les faisceaux de photons de petites dimensions est basé sur l'utilisation des deux dosimètres passifs (micro-LiF et films radiochromiques EBT2) caractérisés et mis en œuvre dans cette étude. L'incertitude associée aux FOC mesurés avec les micro-LiF étant bien inférieure à celle associée aux FOC mesurés avec les films radiochromiques EBT2, seules les valeurs de FOC obtenues avec les micro-LiF seront prises en compte. Ce protocole a été établi avec les connaissances acquises par l'IRSN à ce jour et il pourra être amené à évoluer en fonction des résultats des recherches complémentaires.

Les protocoles établis avec ces deux techniques de dosimétrie passive, dans le cas particulier de cette utilisation pour l'étalonnage de faisceaux de photons de petites dimensions, sont assez difficiles à mettre en œuvre en routine dans les centres, en particulier en termes de préparation des dosimètres. Par conséquent, il est proposé que la détermination des FOC « de référence » soit faite par l'IRSN.

Le protocole proposé se décline de la façon suivante :

1. Les conditions de mesure des FOC étant dépendantes du TPS utilisé par le centre, ce dernier doit fournir celles-ci à l'IRSN (installation, tailles de champ, profondeur, DSA/DSP, champ de référence, etc.).
2. L'IRSN prépare les dosimètres passifs :
 - pour les micro-LiF : enchainement de 4 cycles « recuit-irradiation-mesure » des dosimètres pour stabiliser leur signal de thermoluminescence,
 - pour les films EBT2 : découpage des films et lecture du bruit de fond.
3. L'IRSN se déplace sur le centre avec son matériel (micro-LiF, film EBT2, fantôme en plastic water et plaque en virtual water usinée pour les mesures avec les micro-LiF) pour réaliser les actions suivantes :
 - Mesure de la dose de référence avec la chambre de référence du centre dans le fantôme en plastic water (le centre devra fournir la plaque utilisée pour les mesures avec la chambre).
 - Courbe d'étalonnage pour les films EBT2. A réaliser dans les conditions de mesure de la dose de référence. Irradiation de 8 films EBT2 pour des doses allant de 0,5 Gy à 4 Gy par pas de 0,5 Gy.
 - Mesures des FOC avec les EBT2 (3 films pour les tailles de champ inférieures à 10 mm et 2 films pour le champ de référence, 1 film pour les autres).
 - Centrage des micro-LiF : à l'aide d'un film EBT2 avec la plus petite taille de champ pour laquelle les mesures de FOC sont demandées. Déplacement manuel de la plaque en virtual water et ré-irradiation jusqu'à obtention d'un centrage satisfaisant.
 - Mesures des FOC avec les micro-LiF (4 micro-LiF pour chaque taille de champ demandée et pour le champ de référence)

Le temps de mise à disposition de la machine est de 8 heures ouvrables.

4. L'exploitation et l'analyse des résultats des mesures avec les dosimètres passifs sont réalisées à l'IRSN.
5. L'IRSN se rend une seconde fois sur le centre pour réaliser à nouveau les étapes 2 à 3 afin de se prémunir d'une erreur (problème sur l'installation, mauvais centrage ou réglage des conditions de mesure, etc.).
6. Si, d'une part, les résultats obtenus avec les deux types de dosimètres passifs s'avèrent incohérents et/ou si, d'autre part, l'écart entre les résultats des deux séries de mesure est supérieur à 3 % (2 sigma), une troisième série de mesures sera réalisée.

Le livrable sera constitué par la moyenne des FOC obtenus avec les micro-LiF et pour les deux séries de mesure, pour chaque taille de champ investiguée, et l'incertitude associée.

Pour déterminer les coefficients de correction à appliquer aux détecteurs actifs dédiés à cette application, le centre sera amené à faire des mesures de FOC avec la cuve à eau dans les mêmes conditions qu'avec les dosimètres passifs. Il est recommandé que ces mesures soient faites au plus près dans le temps de celles réalisées par l'IRSN avec des systèmes passifs, idéalement le même jour, pour éviter tout risque de dérive de l'installation.

4 CONCLUSION GENERALE

Cette étude a consisté à tester plusieurs détecteurs, actifs et passifs, pour la mesure de FOC auprès d'installations de radiothérapie utilisant des faisceaux de photons de très petites dimensions, dits « mini-faisceaux ». L'objectif était, d'une part, de déterminer le comportement de ces différents détecteurs pour réaliser de telles mesures, d'autre part, de proposer une méthode permettant de s'approcher du FOC « de référence ». Les différentes campagnes de mesures réalisées au cours de cette étude ont montré que les dosimètres passifs, à savoir les micro-LiF thermoluminescents et les films radiochromiques EBT2, peuvent être utilisés pour approcher le FOC « de référence » dans les mini-faisceaux de photons. Un protocole pour la détermination des FOC dans de tels faisceaux, basé sur l'utilisation de ces dosimètres passifs, a été élaboré. Compte tenu en particulier de la préparation de ces dosimètres pour réaliser les mesures, il est proposé que ce protocole soit mis en œuvre par l'IRSN dans les hôpitaux.

5 REFERENCES

- [1] Rapport IRSN DRPH/SER n°2008-18, Mesure de la dose absorbée dans les faisceaux de photons de très petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique (2008)
- [2] Alfonso R. et al. A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields. *Med. Phys.*, 35, 5179-5186 (2008)
- [3] Rapport IRSN DRPH/2007-04, accident de surexposition au Centre Hospitalier Univ. de Toulouse, Vérification des protocoles expérimentaux d'étalonnage des microfaisceaux avant et après correction du dysfonctionnement (2007)
- [4] Rapport IRSN PRP-HOM/2012-04, Mesure des facteurs d'ouverture de collimateur dans les faisceaux de photons de petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique : étude de différents dosimètres actifs et passifs (2012)
- [5] Francescon P., Cora S., Cavedon C. Total scatter factors of small beams: A multidetector and Monte Carlo study. *Med. Phys.* 35 (2), 504-513 (2008)
- [6] Francescon P., Cora S., Cavedon C., Scalchi P. Application of a Monte Carlo-based method for total scatter factors of small beams to new solid state micro-detectors. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 10 (1), 147-152 (2009)
- [7] Francescon P., Kilby W., Satariano N., Cora S. Monte Carlo simulated correction factors for machine specific reference field dose calibration and output factor measurement using fixed and iris collimators on the CyberKnife system. *Phys. Med. Biol.* 57, 3741-3758 (2012)
- [8] Francescon P., Cora S., Satariano N. Calculation of $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ for several small detectors and for two linear accelerators using Monte Carlo simulations. *Med. Phys.* 38 (2), 6513-6527 (2011)
- [9] Cranmer-Sargison G., Weston S., Evans J.A., Sidhu N.P., Thwaites D.I. Implementing a newly proposed Monte Carlo based small field dosimetry formalism for a comprehensive set of diode detectors. *Med. Phys.* 38 (12), 6592-6602 (2011)
- [10] Pantelis E., Moutsatsos A., Zourari K., Petrokokinis L., Sakelliou L., Kilby W., Antypas C., Papagiannis P., Karaiskos P., Georgiou E., Seimenis I. On the output factor measurements of the CyberKnife iris collimator small fields: Experimental determination of the $k_{Q_{clin}, Q_{msr}}^{f_{clin}, f_{msr}}$ correction factors for microchamber and diode detectors. *Med. Phys.* 39 (8), 4875-4885 (2012)

[11] Huet C., Dagois S., Derreumaux S., Trompier F., Chenaf C., Robbes I. Characterization and optimization of EBT2 radiochromic films dosimetry system for precise measurements of output factors in small fields used in radiotherapy. *Radiat. Meas.* 47, 40-49 (2012)

[12] Bassinet C., Robbes I., Barbier L., Baumann M., Kernisant B., Trompier F. Characterization of $^7\text{LiF:Mg,Ti}$ TLD micro-cubes. *Radiat. Meas.* 45, 646-648 (2010)

[13] Moignier C. Développement d'un modèle Monte Carlo pour la caractérisation dosimétrique des faisceaux de photons de petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique. Rapport de stage de Master 2 (2011)

6 REMERCIEMENTS

Nous exprimons nos plus vifs remerciements aux équipes de radiophysique en charge des installations auprès desquelles les mesures présentées dans ce rapport ont été réalisées, et en particulier nous sommes très reconnaissants à : Michel Chéa, Gilbert Boisserie et Catherine Jenny, Hôpital La Pitié-Salpêtrière, Paris ; Guy Brunet, Stéphanie Gaudaire-Josset et Albert Lisbona, ICO René Gauducheau, Nantes ; Thomas Lacornerie et Thierry Sarrazin, CLCC Oscar Lambret, Lille.

7 ANNEXE - DÉFINITION DU FOC

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

- le débit de dose de référence pour un grand champ de référence,
- les facteurs d'ouverture du collimateur (FOC) pour les différentes tailles de champs disponibles,
- les rendements en profondeur ou les rapports tissu-maximum pour différentes tailles de champs,
- les profils de dose de champs carrés à une ou plusieurs profondeurs.

Les FOC sont les facteurs qui permettent de calculer le débit de dose sur l'axe des faisceaux pour n'importe quelle taille de champ, à une profondeur donnée, à partir du débit de dose de référence. Le FOC est le reflet de la variation de la dose dans le milieu irradié en fonction de l'ouverture du collimateur, cette ouverture influant sur le diffusé provenant de la tête de l'accélérateur et sur la taille du volume diffusant, donc sur la dose dans le milieu. Le FOC est défini par le rapport de la dose absorbée D sur l'axe du faisceau pour un champ de dimension C à la dose absorbée D_0 sur l'axe du faisceau pour le champ de référence C_0 dans les conditions requises (profondeur et distance à la source) par le système de planification de traitement. Les FOC mesurés couvrent la totalité de la plage des tailles de champs pouvant être définis par la machine, et sont ensuite utilisés comme données de base dans le système de planification de traitement pour le calcul de dose et des temps d'irradiation en situation clinique.

La mesure des FOC est donc une étape primordiale de la caractérisation des faisceaux de radiothérapie, toute imprécision sur celle-ci entraînant systématiquement des écarts entre la dose prescrite et la dose délivrée au patient.