

Dosimétrie des mini-faisceaux

**Mise à jour du protocole dosimétrique de
détermination des FOC dans les mini-
faisceaux utilisés en radiothérapie**

Rapport n° PSE-SANTE/SDOS/2018-00035

Pôle Santé et Environnement

Service de recherche en dosimétrie

Table des Matières

RESUME	2
ABSTRACT	2
1 CONTEXTE	3
2 PRINCIPAUX RESULTATS.....	4
2.1 Principales caractéristiques des détecteurs étudiés	4
2.2 Approche du FOC « de référence » et réponse des détecteurs	5
2.3 Etude de la réponse des détecteurs	7
2.4 Synthèse des résultats.....	12
3 PROTOCOLE DE DETERMINATION DES FOC.....	13
4 CONCLUSION.....	14
LISTE DES REFERENCES	15
ANNEXE 1 DEFINITION DU FOC.....	16

Résumé

Les facteurs d'ouverture du collimateur (FOC) constituent une donnée de base pour la caractérisation des mini-faisceaux utilisés en radiothérapie stéréotaxique. Cependant, les techniques de dosimétrie classiquement utilisées en radiothérapie, ainsi que le manque de référence métrologique, ne permettent pas d'évaluer de manière suffisamment fiable ce paramètre et donc la dose réellement délivrée au patient. Un programme de recherche, initié en 2009 à l'IRSN, a abouti, en 2013, au développement d'un protocole de détermination précise des FOC basé sur l'utilisation de deux types de dosimètres passifs : les films radiochromiques et les dosimètres thermoluminescents micro-LiF. Ces travaux principalement expérimentaux ont ensuite été complétés par des travaux basés sur une approche numérique. Ce rapport présente les résultats issus de l'approche numérique et propose une mise à jour du protocole de détermination des FOC dans les mini-faisceaux.

Abstract

Output factor (OF) is a critical dosimetric parameter for the characterization of small-fields used in radiotherapy. However, classical dosimetric techniques used in radiotherapy as well as the lack of metrological reference for the dosimetry of small photon fields do not allow an accurate and reliable estimation of this parameter and thus of the dose delivered to the patient. A research program, started at IRSN in 2009, resulted in 2013 in the development of a protocol for small photon beams OF determination based on the use of two passive dosimeters: micro-cubes thermoluminescent dosimeters and EBT2 radiochromic films. This experimental work has recently been completed by numerical studies. In this report, the results obtained from the numerical approach are presented. Based on these results, an update of the protocol for small photon beams OF determination is proposed.

1 CONTEXTE

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). Ces faisceaux se caractérisent par des forts gradients de dose et par un manque d'équilibre électronique latéral. Ainsi, la mesure de la dose dans des faisceaux de ce type 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 1). Or, aucun détecteur du commerce ne remplit actuellement parfaitement ces conditions [1]. De plus, il n'existe pas de consensus méthodologique international [1]. Il est cependant à noter qu'un protocole de détermination des FOC dans les mini-faisceaux a été publié en novembre 2017 par l'AIEA en collaboration avec l'AAPM (American Association of Physicists in Medicine) [2]. Ce dernier est basé sur l'utilisation de facteurs correctifs à appliquer aux mesures réalisées avec les détecteurs du commerce. Ces facteurs correctifs sont issus d'une compilation de données obtenues expérimentalement et/ou par simulation Monte-Carlo, pour différents appareils et différents détecteurs. Celles-ci sont tirées de publications scientifiques de plusieurs équipes internationales. Enfin, il n'existe pas de référence métrologique pour les tailles de champ inférieures à 2 cm [3].

Dans ce contexte, l'IRSN a débuté en 2009 un programme de recherche sur les mini-faisceaux visant à caractériser et mettre en œuvre des techniques dosimétriques adaptées et à définir les méthodologies nécessaires à une mesure fiable, exacte, précise et reproductible de la dose dans les mini-faisceaux de photons utilisés en radiothérapie. Des mesures de FOC ont été réalisées à l'aide de détecteurs actifs et de dosimètres passifs sur différentes installations délivrant des mini-faisceaux [4]. Ces recherches ont abouti en 2013 au développement d'un protocole de détermination des FOC dans les mini-faisceaux basé sur l'utilisation de deux dosimètres passifs : les dosimètres thermoluminescents micro-LiF et les films radiochromiques EBT2 [5]. Afin de mieux comprendre le comportement des détecteurs, ces travaux principalement expérimentaux ont ensuite été complétés par des travaux basés sur une approche numérique [6]. Ces derniers ont permis de conforter les conclusions issues de l'approche expérimentale et sont présentés dans ce rapport.

Tout d'abord, les principales caractéristiques des détecteurs étudiés sont présentées. Ensuite, la réponse de ces détecteurs sur deux installations de radiothérapie est comparée aux valeurs de FOC « de référence » issues de la simulation. De plus, afin de mieux comprendre les phénomènes physiques propres aux mini-faisceaux et les variations de réponse des détecteurs, les effets liés au volume, à l'enrobage et à la composition atomique et à la masse volumique du volume actif sont étudiés. Enfin, une mise à jour du protocole de détermination des FOC dans les mini-faisceaux est proposée. Cette mise à jour concerne principalement l'utilisation de films radiochromiques EBT3 à la place des films EBT2.

2 PRINCIPAUX RESULTATS

2.1 Principales caractéristiques des détecteurs étudiés

Deux types de dosimètres passifs (résolution spatiale élevée et équivalence-eau) ont été étudiés : les films radiochromiques (GAFCHROMIC®) et les micro-cubes (1 mm x1 mm x1 mm) thermoluminescents de LiF:Mg,Ti, TLD-700 (Harshaw). Deux types de films radiochromiques ont été utilisés dans cette étude : les films EBT2 et les films EBT3. L'ensemble des paramètres pouvant influencer sur la détermination de la dose au moyen des films radiochromiques 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 en 2012 [7]. Fin 2011, suite à l'arrivée sur le marché des films radiochromiques EBT3, une nouvelle caractérisation a été réalisée [8] et un nouveau protocole basé sur l'utilisation d'un « dosimètre 4 films EBT3 » a été développé [9]. Ce dernier permet une mesure de la dose avec une incertitude de 1,2% (1 SD). Un protocole permettant une mesure de la dose avec des micro-LiF [10] 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 détecteurs actifs utilisés et leurs principales caractéristiques sont présentées dans le Tableau 1. Ces détecteurs ont fait l'objet d'une caractérisation en termes de répétabilité, reproductibilité, réponse en dose, réponse en débit de dose et réponse en énergie [5].

Tableau 1 Caractéristiques des détecteurs actifs utilisés

type	référence	volume actif		matériaux	
		volume total (mm ³)	surface frontale (mm ²)	détection	enrobage
chambres	PinPoint PTW 31014	15	3,1	air	PMMA, graphite, aluminium
	micro-Lion PTW 31018	1,7	4,9	iso-octane	polystyrène
diodes	Sun Nuclear EDGE	0,019	0,6	silicium	cuivre, laiton, epoxy
	PTW 60016 P	0,03	0,8	silicium	epoxy, PEEK, RW3, aluminium, argent
	PTW 60017 E				+acier (60016)
	IBA SFD	0,017	0,3	silicium	+FR4 (60017)
diamant	PTW 60003	1,4	5,8	carbone (diamant naturel)	polystyrène

2.2 Approche du FOC « de référence » et réponse des détecteurs

Les têtes d'irradiation des CyberKnife 800 UM/min (CK800) et 1000 UM/min (CK1000) des centres de lutte contre le cancer Oscar Lambret (Lille) et François Baclesse (Caen) respectivement ont été modélisées à l'aide du code Monte Carlo PENELOPE afin de déterminer les données dosimétriques de base « de référence » pour ces deux installations, notamment le facteur d'ouverture du collimateur calculé dans l'eau. En parallèle, des mesures de FOC ont été réalisées sur ces deux installations avec les dosimètres passifs et les détecteurs actifs décrits précédemment. Les écarts relatifs (Y_{det}) entre la mesure des FOC avec les détecteurs et le facteur d'ouverture du collimateur dans l'eau calculés pour le CK800 et le CK1000 en fonction de la taille de champ sont présentés sur la Figure 1 et la Figure 2 respectivement.

Le comportement des détecteurs actifs est comparable entre le CK800 et le CK1000 mais les valeurs des écarts diffèrent, en particulier pour les champs de 7,5 et 5 mm. Le comportement des diodes PTW 60016, PTW 60017 et SN EDGE est similaire : la sur-réponse de ces diodes augmente lorsque la taille de champ diminue. La diode IBA SFD a seulement été utilisée avec le CK800 et elle présente un accord entre le FOC mesuré et le FOC calculé dans l'eau meilleur que 1%, excepté pour le champ de 5 mm pour lequel la diode sur-répond de 2,9%. Pour la chambre PinPoint PTW 31014, la valeur du FOC mesuré est systématiquement plus faible que celle du FOC calculé dans l'eau de 10,3%, 4,6% et 2,6% pour le CK800 pour les champs de 5, 7,5 et 10 mm respectivement. Pour le CK1000, la chambre PinPoint sous-répond également de 8,7% et 2% pour les champs de 5 et 7,5 mm respectivement et est en bon accord avec le FOC calculé dans l'eau pour les champs supérieurs. Le diamant PTW 60003 sous-répond de 7,5% pour le champ de 5 mm avec le CK800 et de 5,3% avec le CK1000, alors qu'un accord meilleur que 1% entre les FOC mesuré et calculé est obtenu pour les deux CyberKnife pour les tailles de champ supérieures à 5 mm. Concernant les deux dosimètres passifs, les FOC mesurés et calculés sont en bon accord pour le CK800 avec un écart inférieur à 1,4% pour toutes les tailles de champ. C'est d'ailleurs avec ces dosimètres que le meilleur accord avec les FOC calculés est observé. Pour le CK1000, les FOC mesurés avec les films radiochromiques EBT3 présentent un accord meilleur que 1% avec les FOC calculés pour toutes les tailles de champ. Cependant, les micro-LiF présentent une légère sur-réponse, jusqu'à 2,2%, pour les champs de 5 et 7,5 mm.

La modélisation de deux CyberKnife a permis de déterminer les données de base, en particulier les facteurs d'ouverture du collimateur « de référence » qui ont été comparés aux mesures de FOC avec des détecteurs afin d'évaluer leurs réponses en mini-faisceaux. Aucun des détecteurs actifs étudiés n'est adapté à la mesure du FOC sans l'utilisation de facteurs correctifs appropriés. D'importantes surestimations et sous-estimations du facteur d'ouverture du collimateur ont été observées en mini-faisceaux avec les détecteurs diodes et chambre d'ionisation respectivement (si leurs mesures ne sont pas corrigées). Un bon accord est obtenu pour les dosimètres micro-LiF pour le CK800 tandis qu'une légère surestimation est observée pour le CK1000 pour les deux plus petites tailles de champ. Un très bon accord est observé pour les films radiochromiques pour les deux Cyberknife et pour l'ensemble des tailles de champ.

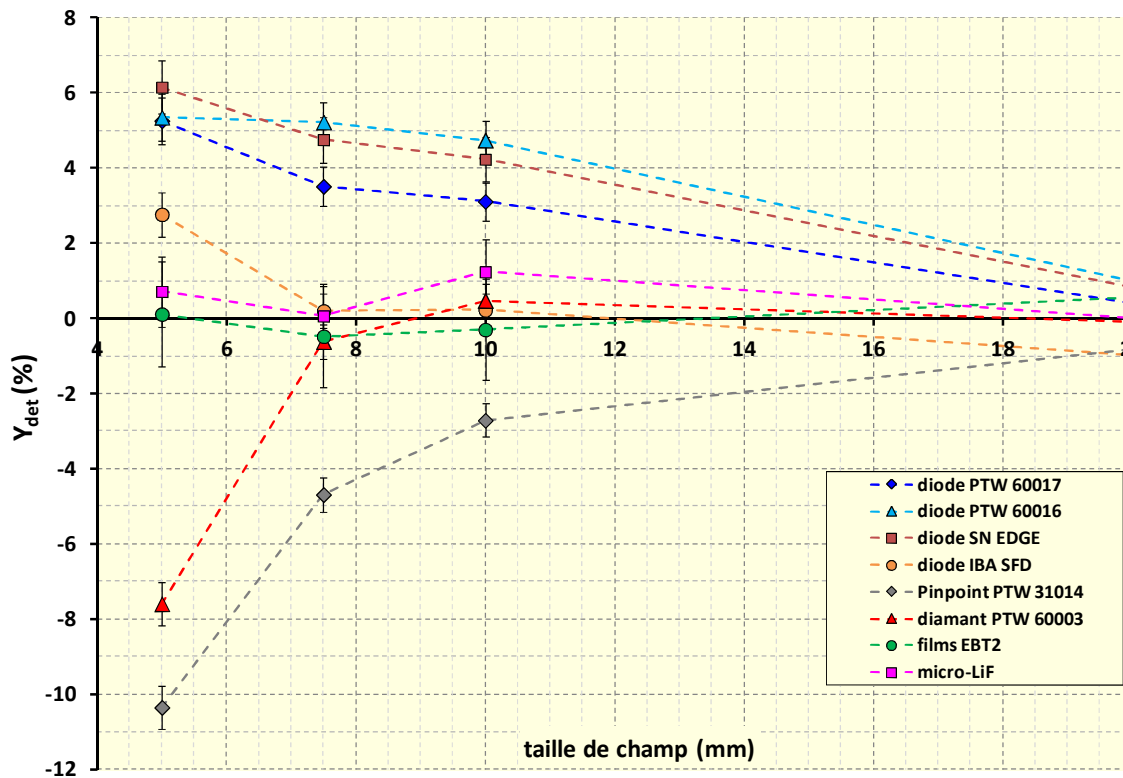


Figure 1 Ecart relatif Y_{det} (%) entre les FOC mesurés et calculés en fonction de la taille de champ pour le CK800

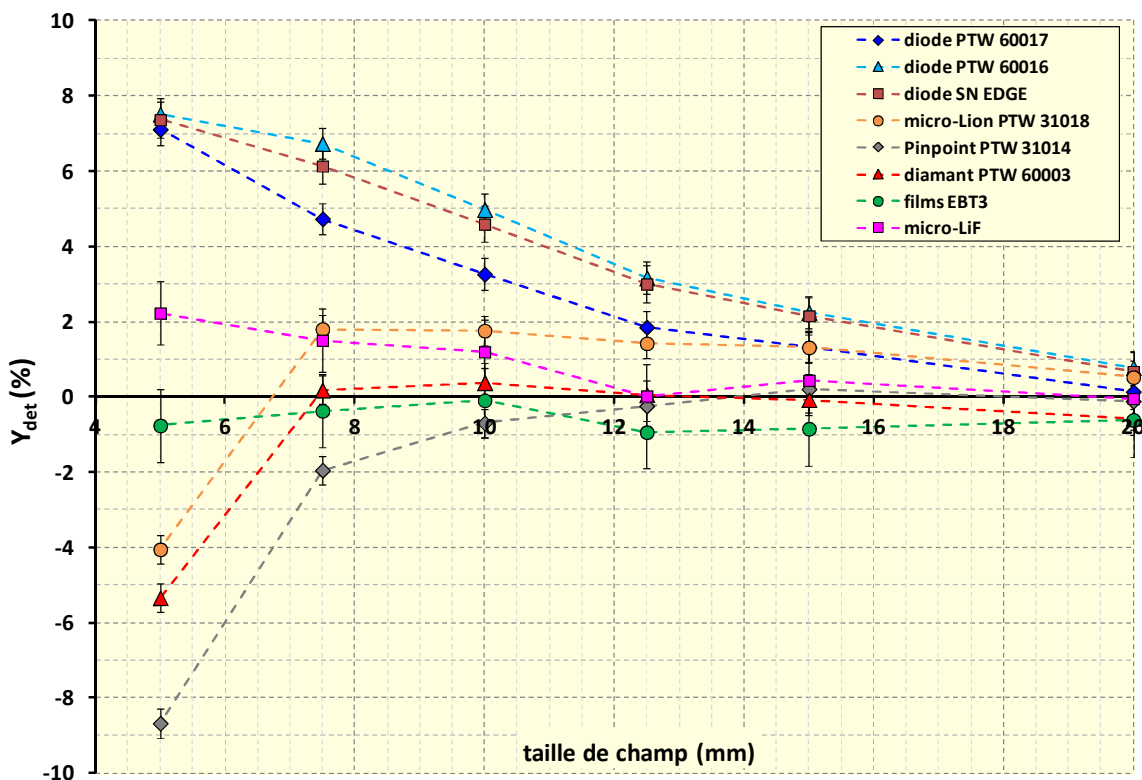


Figure 2 Ecart relatif Y_{det} (%) entre les FOC mesurés et calculés en fonction de la taille de champ pour le CK1000

2.3 Etude de la réponse des détecteurs

Afin de mieux comprendre les phénomènes physiques propres aux mini-faisceaux et les variations de réponse des détecteurs, les effets liés au volume, à l'enrobage et à la composition atomique et à la masse volumique du volume actif ont été quantifiés en utilisant une approche numérique [11, 12].

L'étude de l'effet de la composition atomique et de la masse volumique du matériau de détection a été réalisée pour la plus petite taille de champ (5 mm) uniquement. Pour cela, afin de s'affranchir de l'effet volume, le matériau de détection a été modélisé par un parallélépipède rectangle à base carrée de 1,5 mm × 1,5 mm de côté et de 0,525 mm d'épaisseur alors que le volume actif a été défini par un volume cylindrique de surface frontale égale à 1,0 mm² et de 0,500 mm d'épaisseur. Les effets composition atomique et masse volumique du volume actif ont été étudiés pour le silicium, le diamant et le LiF en remplaçant respectivement leur masse volumique et leur composition atomique par celle de l'eau.

Pour l'étude des effets matériau, volume et enrobage, les détecteurs ont été modélisés à l'aide du code Monte Carlo PENELOPE (Figure 3). La nomenclature suivante a été définie et utilisée pour cette étude:

- $D_{MC,det}$: dose absorbée dans le volume actif avec le détecteur complètement modélisé,
- D_{mat} : dose absorbée dans le volume actif avec le détecteur modélisé sans enrobage,
- $D_{w,vol}$: dose absorbée dans le volume actif rempli d'eau avec le détecteur modélisé sans enrobage,
- $D_{w,point}$: dose absorbée dans un cylindre d'eau représentant la dose absorbée ponctuelle dans l'eau au point de mesure.

Les écarts relatifs $Y_{MC,coat}$, $Y_{MC,mat}$ et $Y_{MC,vol}$ définis respectivement pour la quantification des effets enrobage, matériau et volume sont illustrés sur la Figure 4 en prenant pour exemple la chambre PinPoint PTW 31014 pour laquelle le volume actif est constitué d'air et a une forme de « fer à cheval ».

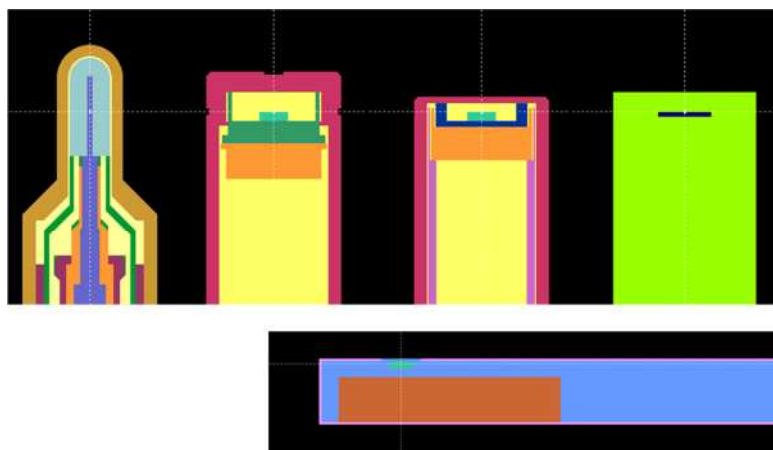


Figure 3 Modèles des détecteurs actifs PinPoint PTW 31014, PTW 60016, PTW 60017, PTW 60003 et SN EDGE (de gauche à droite)

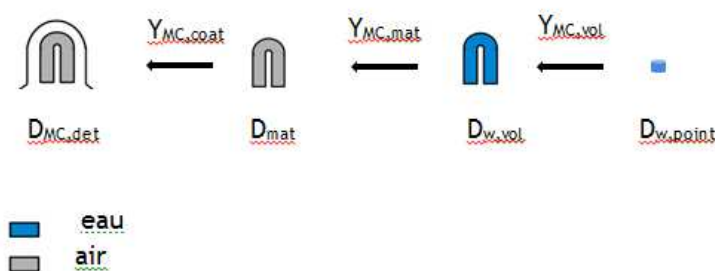


Figure 4 Représentation schématique pour la chambre PinPoint PTW 31014 des écarts relatifs $Y_{MC,vol}$, $Y_{MC,mat}$ et $Y_{MC,coat}$ définis pour la quantification des différents effets

Les valeurs des écarts relatifs $Y_{MC,atom}$ et $Y_{MC,density}$, correspondant respectivement aux effets composition atomique et masse volumique du volume actif, obtenus pour les matériaux silicium, LiF et diamant sont présentées dans le Tableau 2. L'incertitude sur ces écarts relatifs est de 0,7% (1σ) pour les trois matériaux. Compte tenu des incertitudes statistiques des simulations, ces résultats montrent que la réponse des détecteurs est peu sensible à la composition atomique du matériau de détection mais dépend fortement de sa masse volumique. Plus celle-ci est élevée (par rapport à celle de l'eau), plus l'effet est important.

Tableau 2 Ecarts relatifs $Y_{MC,atom}$ et $Y_{MC,density}$ obtenus pour les matériaux silicium, LiF et diamant pour le champ de 5 mm pour le CK800 et le CK1000

		Silicium 2,33 g.cm ⁻³	LiF 2,50 g.cm ⁻³	Diamant 3,52 g.cm ⁻³
CK800	$Y_{MC,atom}$ (%)	+0,4	-1,2	-0,5
	$Y_{MC,density}$ (%)	+5,1	+5,2	+6,9
CK1000	$Y_{MC,atom}$ (%)	-0,2	+0,5	-1,3
	$Y_{MC,density}$ (%)	+4,4	+4,9	+7,1

Les valeurs des écarts relatifs $Y_{MC,mat}$, $Y_{MC,vol}$ et $Y_{MC,coat}$ correspondant respectivement aux effets matériau, volume actif et enrobage obtenus pour le CK800 et le CK1000 en fonction de la taille de champ, sont représentées graphiquement sur la Figure 5 et la Figure 6 respectivement. Ces résultats montrent que :

- Pour le micro-LiF : pour les deux CyberKnife et pour le champ de 5 mm, l'effet volume conduit à une sous-estimation du facteur d'ouverture du collimateur de 1,5-2,3% tandis que le matériau (LiF) entraîne une augmentation de la réponse d'environ 4-4,5% par rapport à l'eau, principalement due à l'effet de la masse volumique. Ces deux effets tendent à s'équilibrer pour le CK800 permettant une bonne estimation du FOC tandis que pour le CK1000 l'effet matériau est plus important que l'effet volume, ce qui conduit à la légère sur-réponse des micro-LiF observée sur la Figure 2.

- Pour le détecteur diamant PTW 60003 : les effets sont comparables pour les deux modèles de CyberKnife. Pour le champ de 5 mm, l'effet volume conduit à une diminution de -11% alors que la présence du matériau (diamant) induit une augmentation de -4% ($Y_{MC,mat}$) par rapport à l'eau. Pour le champ de 7,5 mm, $Y_{MC,mat}$ est de 1,7-2,3% et $Y_{MC,vol}$ de 2,1-3,1% ce qui conduit à un effet cumulé inférieur à 0,8%. Les effets volume et matériau sont toujours présents pour les champs de 10 mm et 12,5 mm et sont négligeables à partir du champ de 15 mm. L'effet de l'enrobage est inférieur à 0,3% à l'exception du champ de 5 mm ($Y_{MC,coat} = +1,5\%$) pour le CK1000. Le très bon accord entre les FOC calculés et mesurés observé sur la Figure 1 et la Figure 2 est donc expliqué, pour les tailles de champs entre 7,5 mm et 12,5 mm, par la compensation entre l'effet dû à la masse volumique et l'effet dû à la taille du diamant. L'enrobage en polystyrène n'a pas d'influence sur la réponse du détecteur diamant, ce qui est consistant avec les propriétés d'équivalence eau du polystyrène (masse volumique de $1,06 \text{ g.cm}^{-3}$).
- Pour les diodes PTW 60016 et PTW 60017 : le matériau de détection et le volume actif de la puce de silicium étant exactement les mêmes, les valeurs de $Y_{MC,mat}$ et $Y_{MC,vol}$ sont identiques. Pour ces deux détecteurs, il n'y a pas d'effet volume à l'exception du champ de 5 mm pour le CK800 pour lequel une légère sous réponse (-1,7%) est observée. L'effet matériau (dû à la masse volumique) atteint +3,7% pour les petits champs avec le CK800 et +3,1% avec le CK1000. L'effet enrobage pour ces deux diodes est important : $Y_{MC,coat}$ atteint environ +4% pour les petits champs du CK800 et +5% pour ceux du CK1000. La sur-réponse de ces diodes observée sur la Figure 1 et la Figure 2 est donc à la fois due à la non-équivalence-eau du matériau silicium lui-même ainsi qu'à celle des matériaux constituant l'enrobage.
- Pour la diode SN EDGE : pour le CK1000, il n'y a pas d'effet volume observé. L'effet matériau atteint environ +4% et +3% pour les champs de 5 et 7,5 mm respectivement. L'effet de l'enrobage est moins important que celui obtenu avec les diodes PTW, notamment pour les champs de 5 mm et 7,5 mm ($Y_{MC,coat} < 2,5\%$).
- Pour la chambre d'ionisation PinPoint PTW 31014 : avec le CK1000, l'effet volume est nul pour toutes les tailles de champ sauf pour celle de 5 mm où il est d'environ 3% ($Y_{MC,vol} = -3,2\%$). L'effet matériau apparaît à partir d'une taille de champ de 15 mm ($Y_{MC,mat} \sim -1\%$), mais ne devient significatif qu'à partir du champ de 10 mm ($Y_{MC,mat} = -3\%$) et est important pour le champ de 5 mm ($Y_{MC,mat} = -10\%$), ce qui conduit avec le cumul de l'effet volume, à une importante sous-estimation. L'effet de l'enrobage est de 3,4% pour le champ de 5 mm et il est inférieur à 2% pour les tailles de champ supérieures. La sous-réponse de cette chambre est due majoritairement à l'effet matériau du fait que le matériau utilisé pour le volume actif est l'air qui a une masse volumique ~1000 fois inférieure à celle de l'eau. Les chambres d'ionisation ne sont donc pas utilisables pour la dosimétrie des mini-faisceaux où il n'y a pas d'équilibre électronique latéral, du simple fait qu'elles utilisent un matériau de détection de masse volumique extrêmement éloignée de celle de l'eau. L'effet de l'enrobage est bien contenu malgré la présence de l'électrode en aluminium et d'autres matériaux non-équivalent-eau utilisés pour l'encapsulation.

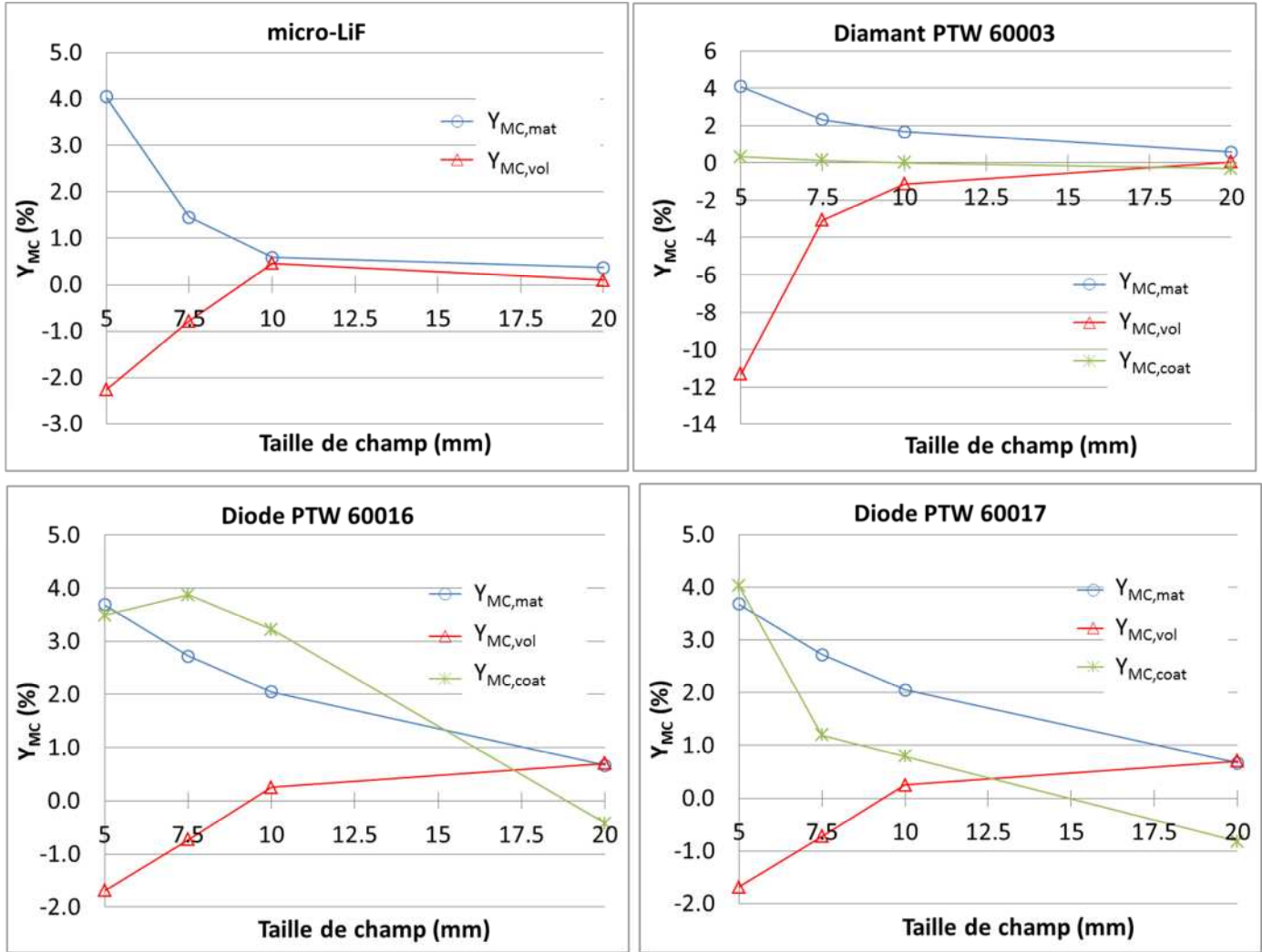


Figure 5 Ecart relatif $Y_{MC,mat}$, $Y_{MC,vol}$ et $Y_{MC,coat}$ en fonction de la taille de champ pour les détecteurs modélisés dans l'étude du CyberKnife 800 UM/min (CK800)

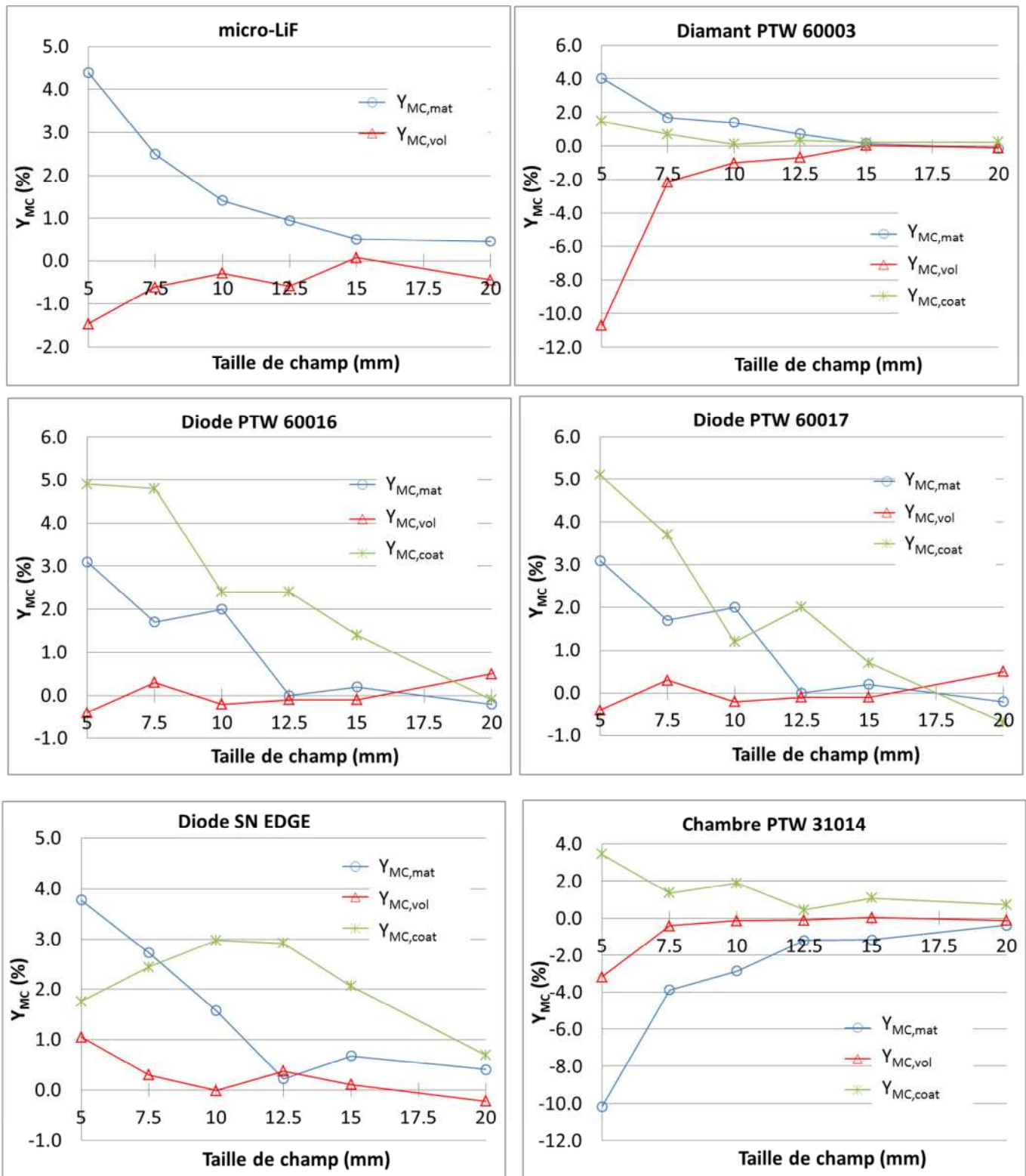


Figure 6 Ecarts relatifs $Y_{MC,mat}$, $Y_{MC,vol}$ et $Y_{MC,coat}$ en fonction de la taille de champ pour les détecteurs modélisés dans l'étude du CyberKnife 1000 UM/min (CK1000)

Les effets sur le FOC dûs au matériau, au volume et à l'enrobage ont été quantifiés pour les micro-LiF, les diodes SN EDGE, PTW 60016 et PTW 60017, le diamant PTW 60003 et la chambre d'ionisation PinPoint PTW 31014. Un résumé synthétique des effets prépondérants pour les différents détecteurs pour le champ de 5 mm est présenté dans le Tableau 3. Aucun des détecteurs actifs étudiés n'est suffisamment équivalent-eau, principalement du fait que la masse volumique des matériaux n'est pas proche de celle de l'eau.

Il a été montré dans ce travail que la masse volumique influe considérablement sur la réponse alors que la composition atomique n'a pratiquement pas d'influence. Ainsi, la masse volumique du matériau de détection, mais également de l'ensemble des matériaux constituant le détecteur, doit être proche de 1 g.cm^{-3} pour minimiser la modification de la fluence des particules dans les champs qui présentent un fort manque d'équilibre électronique.

Tableau 3 Synthèse des effets impliqués dans la réponse des détecteurs lors de la mesure des rapports d'ouverture du collimateur pour le champ de 5 mm.

Détecteur	effets pour le champ de 5 mm			
	matériau	volume	enrobage	
Diamant PTW 60003	+	++	0	sous-réponse
Chambre PTW 31014	++	+	+	sous-réponse
micro-LiF	+	-0		légère sur-réponse
Diodes PTW 60016, PTW 60017 et SN EDGE	+	0	+	sur-réponse

Graduation : { 0, +, ++ } pas d'effet à effet important.

2.4 Synthèse des résultats

Les travaux basés sur une approche numérique ont permis de montrer que :

- aucun des détecteurs actifs étudiés n'est adapté à la mesure du FOC sans l'utilisation de facteurs correctifs appropriés.
- les dosimètres passifs micro-LiF et films radiochromiques sont adaptés pour l'estimation du FOC de « référence ». Cependant, dans certaines configurations, une légère surestimation peut être observée avec les dosimètres micro-LiF (effet matériau).

Cette étude numérique a permis de conforter les conclusions issues de l'approche expérimentale, à savoir, que les dosimètres passifs micro-LiF et films radiochromiques permettent une mesure directe du FOC, c'est-à-dire ne nécessitant pas l'utilisation de facteurs correctifs.

3 PROTOCOLE DE DETERMINATION DES FOC

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 conjointe de deux types de dosimètres passifs : les micro-LiF et les films radiochromiques EBT3. Cela permet, d'une part, de se prémunir d'un éventuel défaut sur un des types de dosimètres (couche active du film par exemple), et, d'autre part, de mettre à profit leurs caractéristiques distinctes et complémentaires (matériau, résolution spatiale, incertitude, ...). La principale évolution par rapport au protocole élaboré en 2013 concerne l'utilisation d'un « dosimètre 4 films EBT3 ». 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 ou de la disponibilité des dosimètres.

Les protocoles de mesure 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 de radiothérapie, 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 : enchaînement de 4 cycles « recuit-irradiation-mesure » des dosimètres pour stabiliser leur signal de thermoluminescence,
 - pour les films EBT3 : découpage des films et lecture du bruit de fond.
3. L'IRSN se déplace sur le centre avec son matériel (micro-LiF, film EBT3, 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 EBT3. A réaliser dans les conditions de mesure de la dose de référence. Irradiation de 8 « dosimètres 4 films EBT3 » pour des doses allant de 0,5 Gy à 4 Gy par pas de 0,5 Gy.
 - Mesures des FOC avec les EBT3 (1 « dosimètre 4 films EBT3 » pour chaque taille de champ demandée et pour le champ de référence).
 - Centrage des micro-LiF : à l'aide d'un film EBT3 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)
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 l'étape 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 le « dosimètre 4 films EBT3 » et pour les deux séries de mesure, pour chaque taille de champ investiguée, et l'incertitude associée.

Finalement, les coefficients de correction à appliquer aux détecteurs actifs du centre dédiés à cette application pourront également être déterminés. Pour ce faire, 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

Des travaux basés principalement sur une approche numérique ont permis d'approcher les données dosimétriques de base « de référence » pour deux installations de radiothérapie stéréotaxique, d'identifier les détecteurs capables de mesurer la dose dans les champs les plus petits actuellement utilisés en clinique avec le minimum d'incertitude et de mieux comprendre les phénomènes physiques propres aux mini-faisceaux [11, 12]. Une mise à jour du protocole de détermination des FOC dans les faisceaux de photons de petites dimensions élaboré en 2013 [5] a été proposée. Il est basé sur la mesure directe du FOC, c'est-à-dire ne nécessitant pas l'utilisation de facteurs correctifs à la différence du protocole proposé par l'AIEA [2].

Liste des références

- [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] Rapport IAEA TRS n°483, Dosimetry of small static fields used in external beam radiotherapy. An International Code of Practice for Reference and Relative Dose Determination (2017)
- [3] Le Roy M., Étude de références dosimétriques nationales en radiothérapie externe : application aux irradiations conformationnelles, mémoire de doctorat (2011)
- [4] Bassinet C., Huet C., Derreumaux S., Brunet G., Chéa M., Baumann M., Lacornerie T., Gaudaire-Josset S., Trompier F., Roch P., Boisserie G., Clairand, I., Small fields output factors measurements and correction factors determination for several detectors for a CyberKnife® and linear accelerators equipped with microMLC and circular cones. *Medical Physics*, 40 (7), art. N°071725 (2013)
- [5] Rapport IRSN PRP-HOM/SDE n°2013-010, Mise au point d'un protocole dosimétrique pour la détermination des FOC dans les mini-faisceaux utilisés en radiothérapie (2013)
- [6] Moignier C., Dosimétrie des faisceaux de photons de petites dimensions utilisés en radiothérapie stéréotaxique : détermination des données dosimétriques de base et évaluation des systèmes de planification de traitement, mémoire de doctorat (2014)
- [7] 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)
- [8] Huet C., Moignier C., Fontaine J., Clairand I., Characterization of the gafchromic EBT3 films for dose distribution measurements in stereotactic radiotherapy. *Radiat. Meas.* 71, 364-368 (2014)
- [9] Moignier C., Huet C., Barraux V., Fontaine J., Loiseau C., Sebe-Mercier K., Batalla A., Makovicka L., Development of a protocol for small beam bi-dimensional dose distribution measurements with radiochromic films. *Radiat. Meas.* 89, 107-118 (2016)
- [10] Bassinet C., Robbes I., Barbier L., Baumann M., Kernisant B., Trompier F., Characterization of 7LiF:Mg,Ti TLD micro-cubes. *Radiat. Meas.* 45, 646-648 (2010)
- [11] Moignier C., Huet C., Makovicka L., Determination of the k_{clin} , f_{msr} , Q_{clin} , Q_{msr} correction factors for detectors used with an 800 MU/min CyberKnife® system equipped with fixed collimators and a study of detector response to small photon beams using a Monte Carlo method. *Medical Physics*, 41 (7), art. no. 071702 (2014)
- [12] Huet C., Moignier C., Barraux V., Loiseau C., Sebe-Mercier K., Batalla A., Clairand I., Study of commercial detector responses in non-equilibrium small photon fields of a 1000 MU/min CyberKnife system. *Physica Medica*, 32, pp. 818-825 (2016)

ANNEXE 1 DEFINITION 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.