

Fiche de compétence de radiothérapie n°5 : Contrôle des distributions de dose

Rédigé par Charlotte Gontier

Travail encadré par Sophie Chiavassa et Stéphanie Josset

I. INTRODUCTION.....	3
II. FILMS RADIOCHROMIQUES	3
1) Introduction.....	3
2) Caractérisation du scanner et méthodologie de numérisation.....	3
a. Temps entre l'irradiation et la numérisation	3
b. Energie	3
c. Position du film dans le scanner	3
d. Homogénéité du scanner.....	4
e. Répétabilité du scanner	5
f. Crop de l'image.....	5
3) Mesure de la dose.....	5
a. Etalonnage du scanner	5
b. Rendement en profondeur	6
c. Profil	6
d. Plans de traitement	7
III. MATRICES	7
1) Introduction.....	7
a. Etalonnage.....	8
b. Orientation de la matrice.....	8
2) Mesure de la dose.....	8
a. Rendement en profondeur	8
b. Profil	8
c. Plans de traitement	9
IV. DETECTEURS PONCTUELS	9
1) Introduction.....	9
2) Mesure de la dose.....	9
a. Rendement en profondeur	9
b. Profil	10
c. Plans de traitement	10
V. COMPARAISON DES DETECTEURS.....	10
1) Rendement en profondeur	10
2) Profil	11
3) Plan de traitement.....	13
4) Avantages et inconvénients des détecteurs	13
VI. CONCLUSION ET DISCUSSION.....	14
VII. BIBLIOGRAPHIE	15
VIII. ANNEXES	16

I. INTRODUCTION

Dans le cadre de ce travail, nous souhaitons comparer différents détecteurs pour plusieurs types de mesures. Pour cela, nous avons utilisé des films radiochromiques, des matrices multidétecteurs et des détecteurs ponctuels pour la mesure de rendements en profondeur, de profils de dose et pour le contrôle de plans de traitement. Ces mesures ont été réalisées sur le Varian Novalis TrueBeam avec un faisceau d'énergie 6FFF.

II. FILMS RADIOCHROMIQUES

1) Introduction

Les films que nous avons utilisés sont des films Gafchromic EBT3 (lot n°05112103). Ces films permettent de mesurer la dose absorbée pour une gamme de dose allant de 0,1 à 20 Gy (Niroomand-Rad, 2020). Pour permettre la mesure de dose, le film est constitué de 2 couches de polyester, dit mate, de 125µm d'épaisseur, séparées par une couche active d'épaisseur 28 µm (Ashland, 2020).

Le scanner utilisé pour la numérisation des films est le modèle Epson Expression 12000 XL. Il s'agit d'un scanner de taille A3 professionnel. La mesure de la dose absorbée a été réalisée par transmittance, qui se calcule de la manière suivante $T = \frac{I_{trans}}{I_0} = \frac{PV_{trans}}{2^{16}}$, PV_{trans} est la valeur moyenne du pixel évalué. Les caractéristiques techniques du scanner sont :

- Résolution du scanner : 2400 dpi¹,
- Résolution de sortie : 75 à 12800 dpi,
- Source lumineuse : lampe LED,
- Dimensions des documents : 310mmx437mm.

2) Caractérisation du scanner et méthodologie de numérisation

a. Temps entre l'irradiation et la numérisation

Il est nécessaire de patienter avant de numériser le film. En effet, le noircissement est quasi-instantané mais une faible part de polymérisation résiduelle persiste dans le temps. On appelle cet effet le fading. Plus la dose est importante et plus il sera nécessaire d'attendre avant que le noircissement du film se stabilise totalement. Pour les plus faibles doses, inférieures à 2 Gy, une période de 30 min avant numérisation suffit (Valeria Casanova Borca, 2013). Nous avons opté pour un seuil d'au moins 12h entre l'irradiation et la numérisation des films, peu importe la dose d'irradiation.

b. Energie

La dosimétrie par film est peu sensible à l'énergie pour des faisceaux très énergétiques, de l'ordre du mégavolt. Ce qui n'est pas le cas pour des énergies de diagnostic, de l'ordre du kilovolt (Guerda Massillon-JL, 2012).

c. Position du film dans le scanner

Pour investiguer l'influence de l'orientation du film lors de la numérisation, nous avons réalisé deux courbes d'étalonnage pour les canaux vert et rouge, la première en positionnant le film en portrait et la seconde en paysage.

¹ Dots per inch ou point par pouce en français

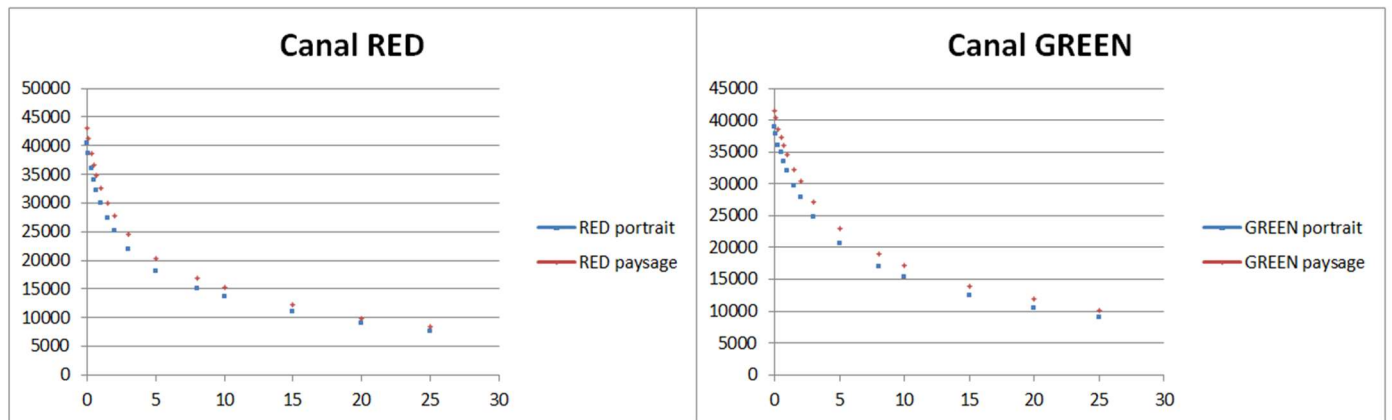


Figure 1 : Courbes d'étalonnage selon l'orientation du positionnement du film

Nous observons que les courbes d'étalonnage diffèrent avec l'orientation du film lors de la numérisation. L'erreur d'orientation du film peut induire un écart de plus de 10% sur les valeurs de dose recalculées. Cependant, il est possible de scanner le film avec n'importe quelle face orientée vers la lampe de l'appareil puisque la dépendance est négligeable (Valeria Casanova Borca, 2013).

d. Homogénéité du scanner

Une des problématiques rencontrées avec les scanners de bureau est le manque d'homogénéité sur les bords de ces appareils. C'est-à-dire que les valeurs mesurées varient grandement pour le même objet scanné selon son positionnement, notamment latéral. Ce manque d'homogénéité est amplifié lorsque les mesures sont converties en dose. Pour trouver la zone homogène de notre scanner, nous avons déplacé un film de 4cmx5cm, irradié d'une dose de 1,5 Gy, sur la ligne centrale du scanner (déplacement latéral). Nous avons ensuite analysé l'image correspondante dans le canal rouge à l'aide d'une ROI de 14,9mmx14,9mm centrée sur l'image du film.

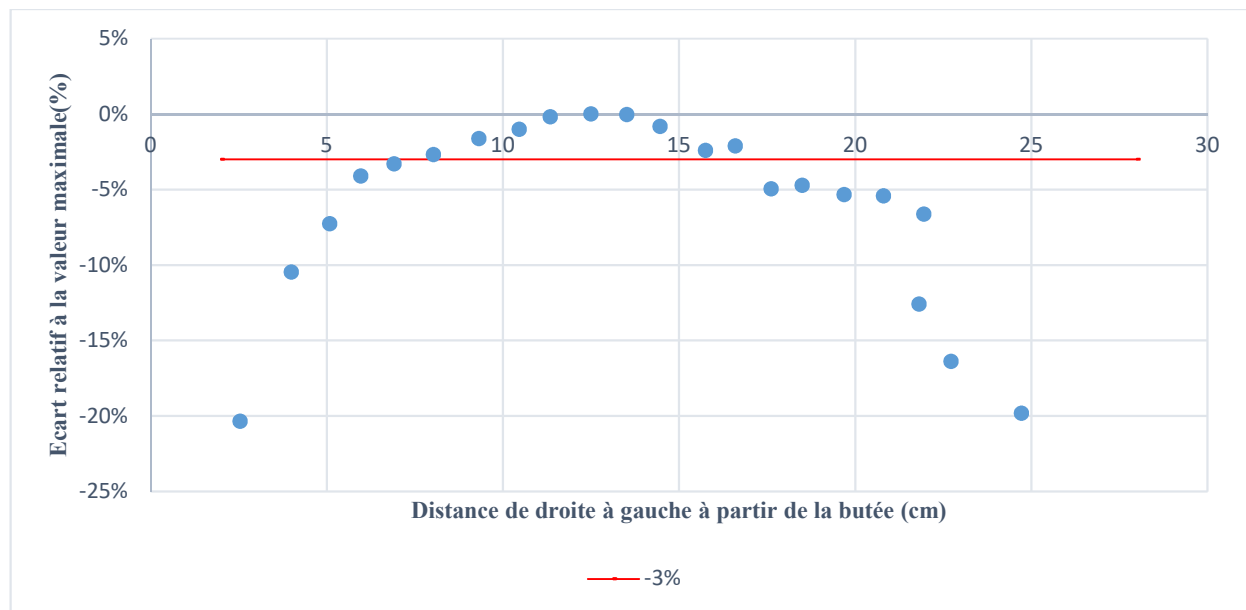


Figure 2 : Ecart relatif en dose en fonction de la dose maximale

La zone ayant une réponse variant de moins de 3 % mesure 8,5 cm en latéral. Le choix de cette zone d'homogénéité a été motivée par la volonté d'avoir une zone de dimension la plus importante possible avec une variation faible des résultats. Concernant l'axe vertical (grand axe), l'homogénéité est à tendance constante, nous avons donc centré la zone homogène autour du centre physique de cet axe. Pour faciliter le positionnement des films dans le scanner, nous avons fabriqué une aide au positionnement à l'aide d'un film radiographique découpé afin de matérialiser la zone où placer un film entier.

e. Répétabilité du scanner

Pour obtenir une qualité de numérisation satisfaisante et limiter les variations statistiques de réponse de l'appareil, nous avons évalué la répétabilité du scanner. Nous avons établi qu'il était nécessaire de réaliser 3 numérisations du film à analyser afin de moyenner les valeurs de chaque pixel à posteriori et diminuer les variations statistiques dues à la très haute résolution spatiale des films.

	Dose de 0,1 Gy	Dose de 1,5 Gy	Dose de 4 Gy
Ecart-type sur les 5 premiers scans	0,18 %	0,47 %	0,85 %
Ecart-type sur les 5 derniers scans	0,14 %	0,28 %	0,53 %

De plus, il est nécessaire de réaliser 5 scans avant de numériser le film afin de stabiliser le signal comme observé dans le tableau ci-dessus. En effet, sur une série de 10 scans réalisés à la suite, l'écart-type en dose des 5 premiers scans est supérieur à celui des 5 scans suivants pour chacune des irradiations.

	Ecart-type sur les 10 numérisations		
	Scanner allumé juste avant la numérisation	Scanner allumé 1h avant la numérisation	Scanner allumé 5h avant la numérisation
Dose de 0,1 Gy	0,25 %	0,77 %	0,52 %
Dose de 1,5 Gy	0,48 %	1,24 %	0,88 %
Dose de 4 Gy	1,06 %	2,40 %	1,72 %

Cependant, il n'est pas nécessaire d'allumer le scanner en amont des mesures puisque l'écart-type, sur 10 numérisations, est plus faible lorsque le scanner vient d'être allumé plutôt que s'il a été allumé quelques heures en amont des numérisations.

f. Crop de l'image

Nous avons investigué l'impact d'un crop de la zone de numérisation sur les valeurs de pixels de l'image numérisée pour deux valeurs de dose, 0,1 et 4 Gy. Pour des doses supérieures à 2 Gy, les résultats, consultables en *Annexe I*, montrent une variation de la dose calculée inférieure à 2%. Cependant, pour les plus faibles doses, les variations observées dépassent 20 % lorsque l'on crope la zone de numérisation. Nous avons donc retenu la méthode de numérisation sur la totalité de la zone du scanner puisqu'un crop de l'image peut être réalisé à posteriori.

3) Mesure de la dose

a. Etalonnage du scanner

Un étalonnage du système de détection film-scanner est nécessaire pour chaque lot de film. Il doit s'étendre à toute la gamme de dose utilisée en clinique. Dans notre cas, nous avons réalisé un étalonnage pour une gamme de dose allant de 0,1 à 25 Gy avec 15 pas. Nous l'avons réalisé avec un faisceau d'énergie 6 MV. La résolution spatiale de numérisation du film est toujours choisie à 75 dpi.

Pour réaliser l'irradiation des films de d'étalonnage, nous avons placé les films à DSA 100 cm, centrés sur l'isocentre, à une profondeur de 10 cm sous la forme de plaques RW3. Les films ont été numérisés environ 120h après l'irradiation. Nous les avons centrés dans la zone homogène. La valeur moyenne des pixels a été extraite d'une ROI centrée sur chaque film de dimension 14,9mmx14,9mm.

Nous avons obtenu 2 courbes d'étalonnage pour notre gamme de dose. En effet, les résultats de calcul de dose n'étaient pas satisfaisants avec un seul canal. Nous avons donc opté pour une courbe utilisant le canal rouge pour les faibles doses et une courbe du canal vert pour les doses plus importantes.

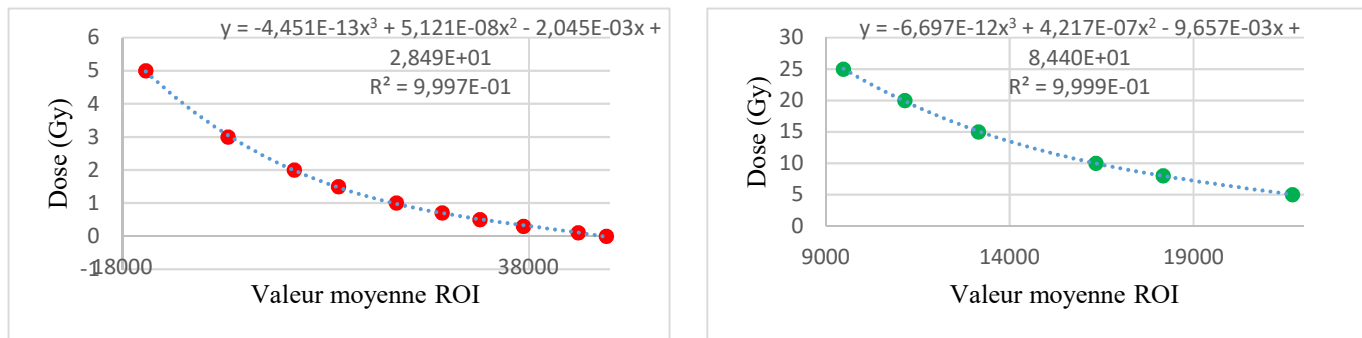


Figure 3 : Courbes d'étalonnage du canal rouge (gauche) et vert (droite) du 19/09/2022

Les courbes d'étalonnage sont des polynômes de degré 3 obtenus par interpolation dont l'équation est notée au-dessus de chaque courbe. Les deux courbes se chevauchent au niveau du point à 5 Gy. Nous avons investigué quel canal donnait une réponse optimale pour cette valeur de dose afin d'établir une limite pour l'application de chacune des courbes en fonction de la valeur des pixels. Pour les doses supérieures ou égales à 5 Gy, la courbe d'étalonnage obtenue à partir du canal vert s'applique. La valeur seuil en pixel est ajusté à chaque nouvelle courbe d'étalonnage. A chaque numérisation de film de mesure, nous avons réalisé une nouvelle numérisation des films étalons et recalculé la courbe d'étalonnage.

Pour convertir les films en dose, nous avons utilisé un script qui permet d'extraire les canaux de l'image, de calculer la moyenne de chaque pixel des trois numérisations puis d'appliquer la courbe d'étalonnage à chaque pixel. Une nouvelle image est alors générée en dose.

b. Rendement en profondeur

Pour mesurer un rendement en profondeur avec des films radiochromiques, nous utilisons un fantôme solide équivalent eau. Les plaques RW3 constituent un bon matériau. Il est possible de réaliser l'exposition de manière discrète avec plusieurs morceaux de films placés entre les plaques du fantôme ou de manière continue avec une longue bandelette de film placée entre deux plaques au centre du fantôme et en positionnant le bras à 90°. Nous avons réalisé ces deux méthodes d'acquisition.

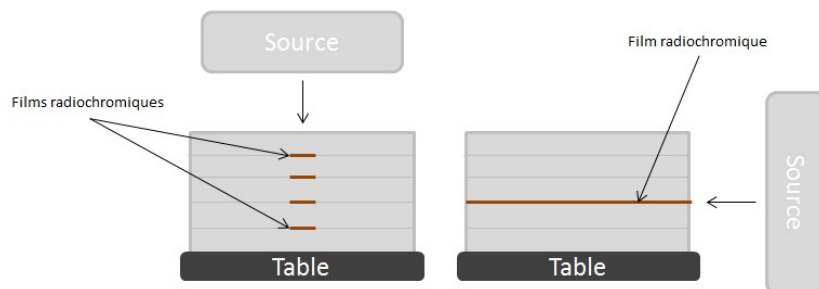


Figure 4 : Schéma du montage discret (gauche) et continu (droite) pour l'obtention du rendement en profondeur

Pour réaliser l'irradiation, la surface du fantôme était placée à DSP 100 cm et centrée sur l'axe du faisceau. Pour la mesure continue, le film était aligné au bord du fantôme.

c. Profil

Pour réaliser l'acquisition d'un profil de dose à l'aide des films radiochromiques, nous plaçons le film à DSA 100cm sous 9,9 cm de plaques RW3, ce qui équivaut à 10 cm d'eau (AIEA, 2017) et au-dessus d'environ 10 cm de

plaques pour que le rayonnement rétrodiffusé soit pris en compte. Nous avons utilisé deux bandes de 3 cm de large et de 25,4 cm de long pour réaliser les deux profils, de dimension 10cmx10cm et 20cmx20cm.

Pour réaliser l'analyse des profils acquis, nous avons utilisé le logiciel ImageJ. Nous avons appliqué un filtre médian de 3x3 pixels afin de lisser les courbes. Nous avons créé une ROI le long de la bande de film numérisée de 2 cm de large et comprenant une marge suffisante pour comprendre les queues de profil. Les profils ont ensuite été centrés par rapport aux repères que nous avons inscrit sur le film qui matérialise l'isocentre. Nous avons normalisé la courbe par rapport à la moyenne des valeurs sur 5 mm de part et d'autre du centre du profil. Cela concerne 31 pixels.

d. Plans de traitement

Dans un premier temps, afin de préparer le plan de traitement, nous l'avons recalculé dans le fantôme cheese. Puis, nous avons placé le film dans ce fantôme à DSA 100 cm avec la position de l'isocentre matérialisée sur le film à l'aide de marques situées en périphérie.

III. MATRICES

1) Introduction

Les matrices sont un ensemble de chambres d'ionisation (CI) accolées ou non permettant de mesurer la dose en 2 dimensions. Nous disposons de deux matrices pour réaliser les mesures, il s'agit de la matrice PTW 1500 et PTW 1600^{SRS}.

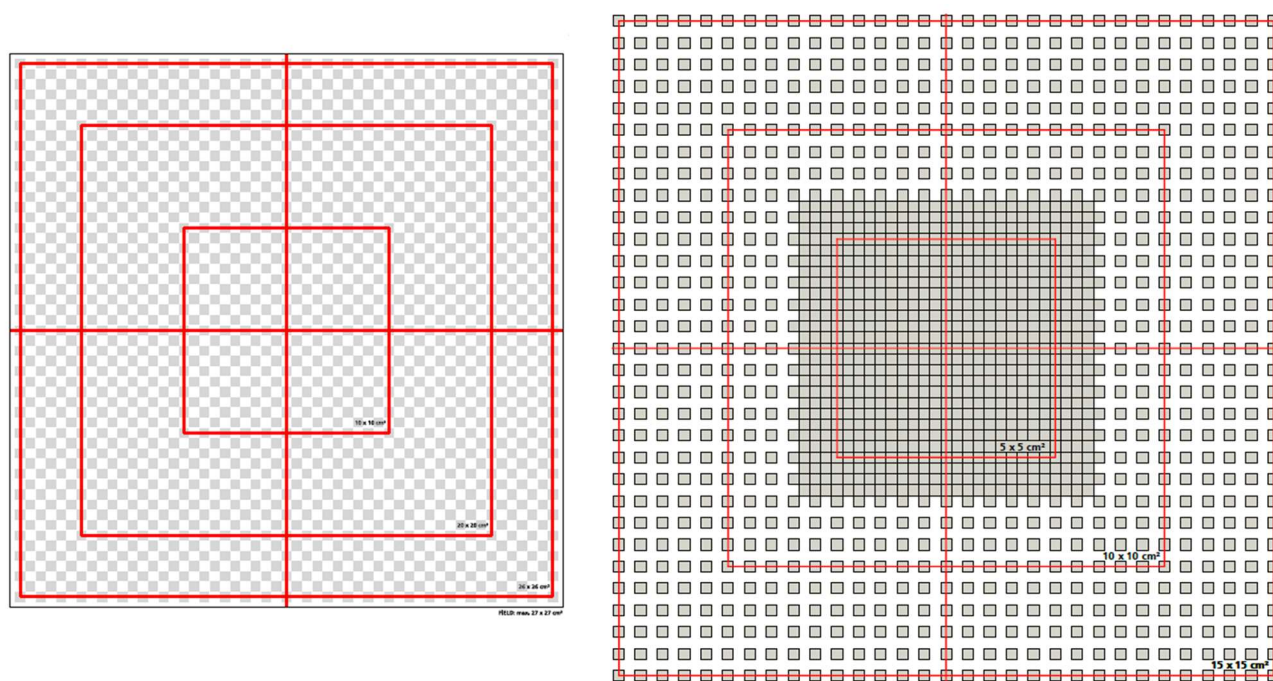


Figure 5 : Schéma des matrices PTW 1500 (gauche) et PTW 1600^{SRS} (droite)

Pour la matrice PTW 1500, les CI ne sont pas accolées et sont disposées uniformément sur la totalité du système (PTW, 2015). Pour la matrice PTW 1600^{SRS}, les CI sont accolées à l'intérieur du champ 7cmx7cm et sont espacées uniformément en périphérie (PTW, 2020).

Ces CI peuvent être à air ou à liquide selon les modèles. Pour la matrice 1600^{SRS}, il s'agit de CI liquides. Pour la matrice 1500, il s'agit de CI à air. Les caractéristiques des matrices du centre et le résumé des pratiques du centre en termes de réalisation et d'analyse des contrôles qualités des plans de traitement sont consultables, respectivement, en *Annexe II* et *III*.

a. Etalonnage

Lors de chaque utilisation d'une matrice, il est nécessaire de réaliser une chauffe, un zéro électronique puis un étalonnage croisé. Ce dernier est réalisé en irradiant la matrice avec une dose connue. Un facteur de correction est ensuite calculé par rapport à la dose mesurée par la chambre centrale puis est appliqué à toutes les chambres.

b. Orientation de la matrice

Nous avons investigué l'influence de l'orientation de positionnement de la matrice afin de vérifier la stabilité de la réponse en fonction de ce positionnement. Les mesures suivantes ont été réalisées avec la matrice PTW 1600^{SRS}.

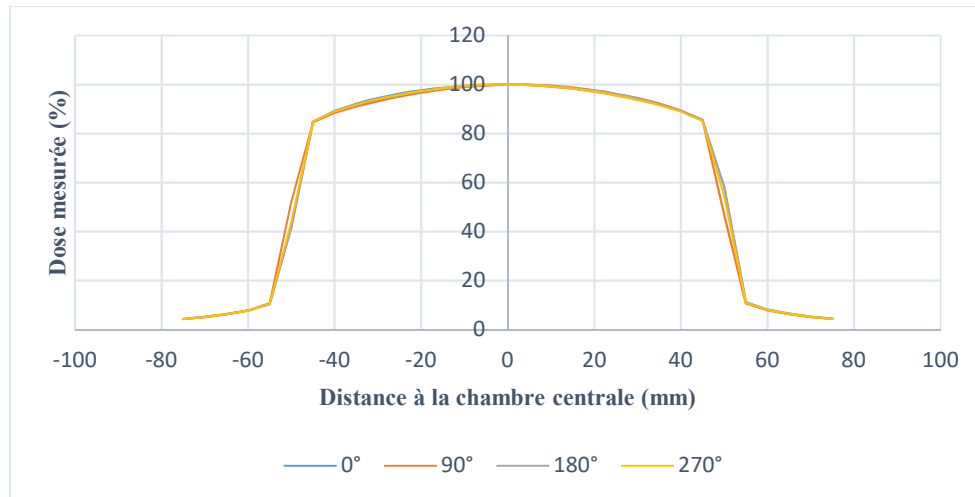


Figure 6 : Profils crossline selon l'orientation de la matrice

Orientations de la matrice	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Pénombre G-D (cm)
0°	1,40	1,13	0,73-0,68
90°	1,68	1,14	0,72-0,72
180°	0,95	1,13	0,73-0,68
270°	1,00	1,13	0,73-0,71

Nous observons que la pénombre n'est que très légèrement influencée par l'orientation de la matrice avec une différence maximale de 0,4 mm. L'homogénéité est équivalente. Néanmoins, nous observons des différences quant à la symétrie. Cela peut être lié au centrage de la matrice, ce qui peut décaler les chambres concernées par le calcul de la symétrie. Pour réaliser nos mesures, nous avons placé la matrice en orientation 180°, ce qui correspond au positionnement utilisé en routine.

2) Mesure de la dose

a. Rendement en profondeur

Il n'est pas possible de réaliser un rendement en profondeur à l'aide d'une matrice de détecteur car plusieurs problèmes se posent. Premièrement, la taille de la surface de mesure de la matrice n'est pas équivalente à la taille physique de la matrice. Il existe alors un gap entre le point d'entrée des photons et le premier point de mesure de plusieurs centimètres. Il manquera alors la zone de build-up ainsi que la dose maximale sur la courbe de rendement. Ensuite, si la matrice est constituée de chambres d'ionisation composées d'air, l'atténuation sera modifiée sur tout le long de l'axe de mesure car le matériau n'est pas équivalent eau. Enfin, la présence non jointive des CI peut induire une alternance d'hétérogénéités à cause des différents matériaux composant la cavité collectrice, la paroi et le gap entre les chambres, le cas échéant.

b. Profil

Pour mesurer un profil à l'aide d'une matrice, il suffit de positionner le détecteur entre 2 épaisseurs de matériau diffusant à DSA 100 cm. Au-dessus de la matrice, nous retrouverons des plaques RW3 dont l'épaisseur est

adaptée à la matrice en fonction de la profondeur effective de mesure et de la densité superficielle de cette dernière. En-dessous de la matrice, une épaisseur de 5 cm de plaques RW3 est placée pour prendre en compte le rayonnement rétrodiffusé.

Matrice	Profondeur du point effectif de mesure (mm)	Densité superficielle (g/cm ²)	Epaisseur de plaque RW3 à ajouter au-dessus de la matrice (cm)
PTW 1500	7,5	0,8	9,0
PTW 1600 SRS	9	0,9	8,9

Les profils de dose ont été acquis et analysés avec le logiciel BeamAdjust version 2.2.1.0 (PTW). Pour obtenir la taille de champ, la pénombre et la symétrie, le logiciel réalise une renormalisation du profil avec l'équation suivante : $Renormalization = \frac{a+b*F+c*depth}{1+d*F+e*dept}$ (Fogliata, 2016), avec F la taille de champ et depth la profondeur de mesure. Pour les profils 6FFF, les coefficients sélectionnés dans le logiciel sont les suivants (Fogliata, 2012) :

Coefficient	a	b	c	d	e
Valeur	95,6	0,6595	0,1255	-0,0099	0,0013

Une fois le profil normalisé, la taille de champ correspond à la distance séparant les deux points correspondant à 50% de la dose. Les pénombres se calculent comme la distance séparant les points correspondant à 20% de la dose à celui à 80% de la dose de chaque côté du profil. La symétrie est la variation maximale entre 2 points équidistants de l'axe central dans 80% de la taille de champ calculée.

c. Plans de traitement

Avant de réaliser l'irradiation, nous avons recalculé le plan de traitement dans le fantôme PTW Octavius 4D. Ensuite, la matrice est placée dans ce fantôme à DSA 100 cm. Ce dernier permet de conserver la perpendicularité de la matrice de détecteur avec l'axe du faisceau pendant tout l'arc à l'aide d'un capteur gyroscopique positionné sur l'accélérateur. L'acquisition est réalisée à l'aide du logiciel VeriSoft version 8.0.1.0 (PTW).

IV. DETECTEURS PONCTUELS

1) Introduction

Les chambres d'ionisation sont utilisées en routine clinique pour la mesure de la constance du débit de dose de référence des appareils de traitement et lors des contrôles mensuels pour la mesure des profils et rendements dans l'explorateur de faisceau. Dans notre étude, nous avons utilisé une chambre d'ionisation cylindrique CC13 (IBA) et un détecteur MicroDiamant (PTW). La chambre possède un volume sensible de 0,13 cm³ (IBA, 2022), et le MicroDiamant un volume sensible de 0,004 mm³ (PTW, 2022). La chambre d'ionisation est placée perpendiculairement au faisceau alors que le MicroDiamant est positionné parallèlement à l'axe du faisceau.

2) Mesure de la dose

a. Rendement en profondeur

Le rendement en profondeur est obtenu dans l'explorateur de faisceau. Le détecteur se déplace le long de l'axe du faisceau à une vitesse constante. La distance source-surface est fixée à 100 cm. Le logiciel MyQA (IBA) a permis l'acquisition et l'analyse des rendements en profondeur.

b. Profil

Le profil est également obtenu dans l'explorateur de faisceau. La distance source-surface est de 90 cm et le détecteur se déplace perpendiculairement à l'axe du faisceau à une profondeur constante égale à 10 cm. Le logiciel MyQA (IBA) a permis l'acquisition et l'analyse des profils de dose. Pour le calcul de la taille de champ, de la pénombre et de la symétrie, le logiciel identifie les deux points d'inflexion du profil et normalise à 50% la dose en ces points (IBA, 2022). La taille de champ est alors la distance séparant ces deux points et la pénombre est la distance séparant le point à 80 % de la dose de celui à 20 %. La symétrie est la variation maximale entre 2 points équidistants de l'axe central dans 80% de la taille de champ calculée.

c. Plans de traitement

Il est possible de réaliser un contrôle patient à l'aide d'une chambre d'ionisation ou d'un cristal mais le résultat ne sera qu'une mesure ponctuelle. En effet, il n'est pas possible d'obtenir une carte des doses en deux dimensions comme pour les détecteurs présentés précédemment.

V. COMPARAISON DES DETECTEURS

1) Rendement en profondeur

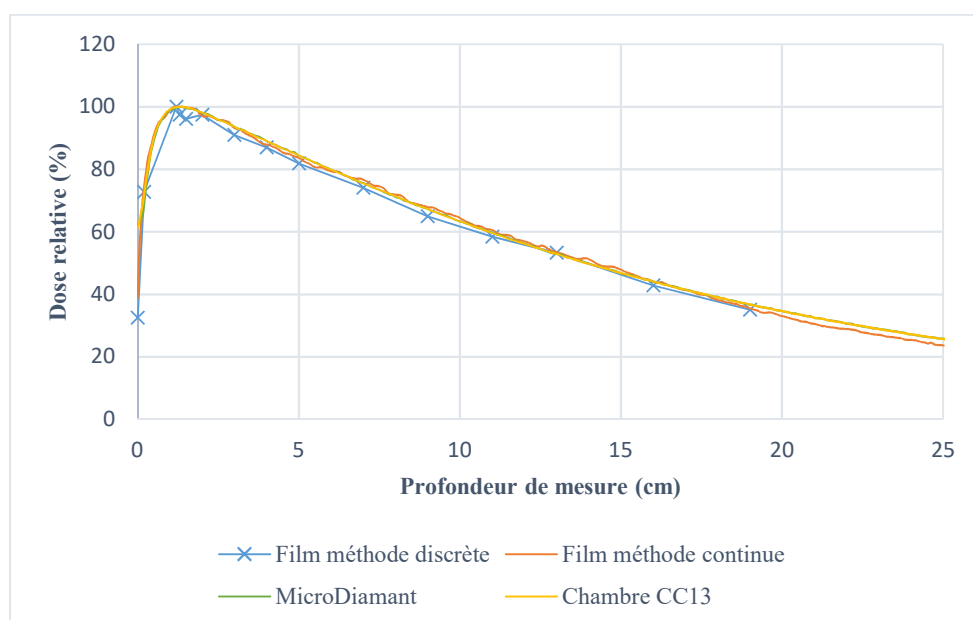


Figure 7 : Rendements en profondeur

	R_{max} (cm)	R_{50} (cm)	$D_{surface}$ (%)
Film (discret)	\	13,94	32,47
Film (continue)	1,29	14,22	38,94
MicroDiamant	1,37	13,96	61,38
Chambre CC13	1,38	13,91	59,74

Nous observons que les profondeurs du maximum sont faibles pour les mesures par film par rapport aux mesures avec détecteurs ponctuels. Cela peut être lié au fait que les plaques du fantôme n'étaient pas parfaitement planes et que de l'air était présent entre les plaques. De plus, nous observons que la pente en queue de rendement est plus abrupte pour ces méthodes de mesure. Cela peut également être lié à une perte de rayonnement diffusé venant des hétérogénéités plastique-air dû à la faible qualité du fantôme. Nous observons que la mesure par film en méthode continue est très bruitée, ce qui est la conséquence de sa très bonne résolution spatiale. La dose à la surface varie du simple au double entre les mesures par film par rapport aux détecteurs ponctuels. Cela peut être dû à la différence de matériaux constituant ces deux types de détecteur. En effet, la CI est composée d'une cavité collectrice d'air alors que les films sont équivalent-eau. Le MicroDiamant possède, quant à lui, une densité de 3,52 g/cm³ (Brace, 2020), ce qui peut expliquer sa plus forte absorption à la surface. De plus, les détecteurs ponctuels possèdent un volume de collecte

plus important, ce qui permet un moyennage de la dose mesurée dans ce volume contrairement au film où la dose dépend de la taille des pixels (0,339 mm x 0,339 mm). Les films semblent donc promettre une dose à la surface plus fiable si leur positionnement est soigné. Enfin, nous observons très peu de différence entre les mesures réalisées avec la CI et le MicroDiamant puisque les courbes se superposent.

	Film (continue)	MicroDiamant	CC13
Résolution spatiale en profondeur (mm)	0,339	0,001	6,0
Largeur d'intégration latérale (mm)	0,028	2,2	6,0

La résolution spatiale relevée correspond à la taille du pixel pour le film en méthode continue, au diamètre de la CC13 dans l'axe du faisceau et à l'épaisseur de la zone de collecte du MicroDiamant. Pour le film en méthode discrète nous avons réalisé des pas de mesure de 0,1 à 3 cm. La largeur d'intégration correspond aux dimensions dans l'axe perpendiculaire au déplacement des détecteurs ponctuels, donc le diamètre de la CC13 et du MicroDiamant. Pour le film en méthode continue, il s'agit de son épaisseur et pour la méthode discrète la taille de la ROI créée lors de l'analyse.

Finalement, la mesure d'un rendement en profondeur doit préférablement être réalisée avec un détecteur de faible volume sensible comme la chambre d'ionisation CC13 ou le MicroDiamant.

2) Profil

Nous avons réalisé des profils pour deux tailles de champs puisque les deux matrices ne possèdent pas la même surface de détection. En effet, la matrice PTW 1600^{SRS} permet la mesure d'un champ 15cmx15cm au maximum et la matrice PTW 1500 un champ maximal de 27cmx27cm.

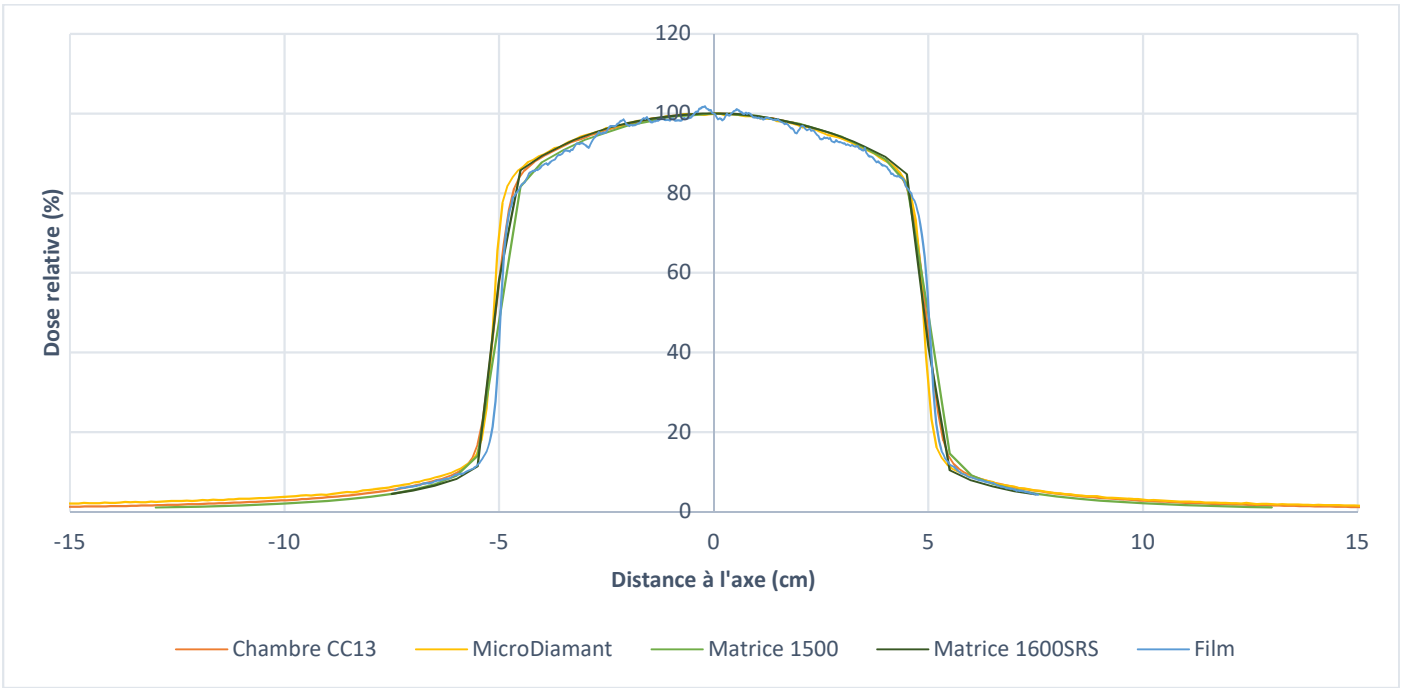


Figure 8: Profils 10cmx10cm

Détecteur	Symétrie (%)	Taille de champ (cm)	Pénombre (cm)
Film	/	/	/
CC13	0,67	10,05	0,71-0,73
MicroDiamant	1,38	10,05	0,46-0,49
PTW 1500	1,20	10,16	1,39-1,37
PTW 1600 SRS	0,94	10,09	0,69-0,74

Nous observons que la mesure avec le film est encore une fois très bruitée. Cela est lié à la résolution spatiale très élevée du film. Le MicroDiamant mesure une plus faible pénombre, c'est grâce à son très faible volume sensible qui permet une mesure avec une haute résolution de la dose dans les zones de fort gradient. En ce sens, nous constatons que la pénombre et la taille de champ sont plus faibles pour la matrice PTW 1600^{SRS} que pour la matrice PTW 1500, c'est également lié à la taille des chambres d'ionisation, plus petites pour la matrice 1600^{SRS}, et à l'espace entre les CI, deux fois plus élevé pour la matrice 1500 que pour la matrice 1600^{SRS}. Enfin, la symétrie est plus satisfaisante pour la chambre CC13 car son volume, plus important par rapport au MicroDiamant, permet une fluctuation moindre des valeurs mesurées. La matrice 1600^{SRS} mesure une symétrie légèrement plus satisfaisante que la 1500, cela peut être dû à la disposition des chambres (accolées) au centre du champ. Finalement, nous pouvons visuellement constater que le film possède une plus faible pénombre puisque les pentes sont plus abruptes sur les côtés du profil. Cela est dû à sa grande résolution spatiale.

	Film	CC13	MicroDiamant	PTW 1500	PTW 1600 ^{SRS}
Résolution spatiale latérale (mm)	0,339	6,0	2,2	4,4	2,5
Largeur d'intégration (mm)	0,028	6,0	0,001	3,0	0,5

La résolution spatiale du film correspond à la taille des pixels lors de la numérisation qui est très faible. Pour les détecteurs ponctuels, il s'agit du diamètre du détecteur dans l'axe de déplacement de ce dernier. Pour les matrices, nous avons relevé la largeur des CI dans l'axe du profil, nous n'avons pas pris en compte l'espace inter-chambre qui dégrade la résolution spatiale. La largeur d'intégration est l'épaisseur du film, le diamètre de la CC13 dans l'axe du faisceau, l'épaisseur du MicroDiamant, puisque l'axe du détecteur est positionné verticalement, et l'épaisseur des chambres pour les matrices.

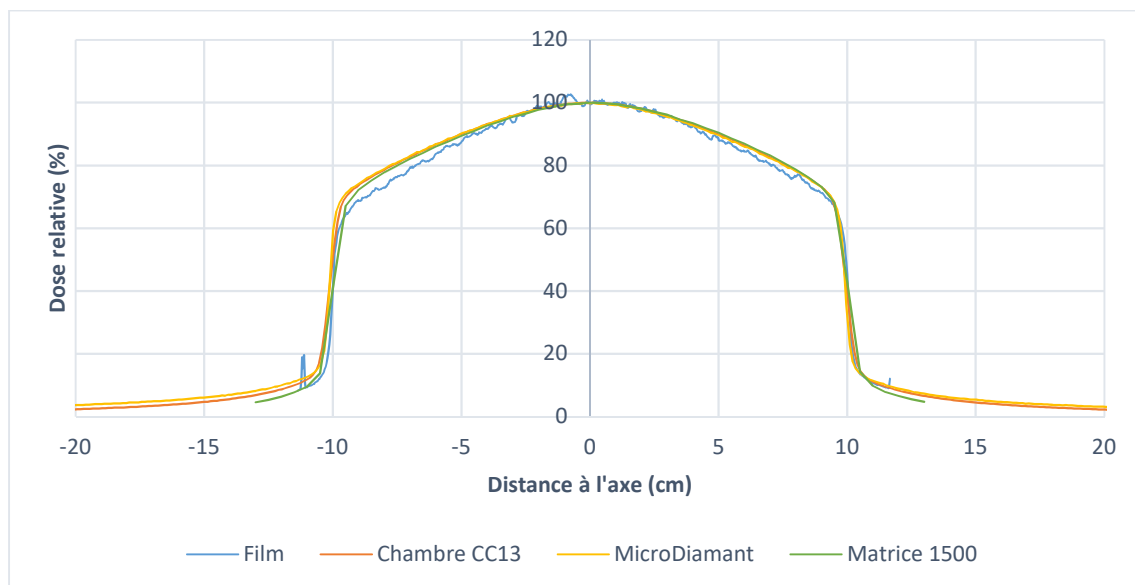


Figure 9 : Profils 20cmx20cm

Détecteur	Symétrie (%)	Taille de champ (cm)	Pénombre (cm)
Film	/	/	/
CC13	0,36	20,08	0,87-0,89
MicroDiamant	1,13	20,06	0,70-0,65
PTW 1500	0,87	20,21	1,47-1,44

Comme observé sur les profils 10cmx10cm, la symétrie est très satisfaisante pour la mesure avec la chambre CC13 et dégradée pour la mesure avec le MicroDiamant. Les mesures ont été réalisées le même jour pour la CC13 et

le MicroDiamant et le lendemain pour l'irradiation des films. La taille de champ est dégradée pour la mesure avec la matrice puisque les CI ne sont pas accolées. Pour cette même raison, la pénombre est largement augmentée pour ce détecteur. Un facteur 2 est retrouvé pour ce paramètre entre la matrice et le détecteur MicroDiamant dont le faible volume sensible permet une mesure de plus haute résolution de la dose dans les zones de fort gradient. La mesure réalisée avec le film est encore très bruitée. Le saut en queue de profil est dû aux marquages de l'isocentre. La pénombre est encore réduite pour cette méthode dosimétrique grâce à sa haute résolution spatiale. Nous observons également sur le profil du film que la mesure est légèrement réduite dans les zones d'épaule. Cela peut encore une fois être dû à l'air présent entre les plaques du fantôme. Cela explique que cet écart n'est pas symétrique et n'était pas marqué pour le champ de 10 cm x 10 cm.

3) Plan de traitement

Nous avons réalisé l'irradiation de deux plans de traitement. L'un concerne le traitement d'une parotide et l'autre d'un rachis. Cela permet d'explorer une grande partie de notre courbe d'étalonnage puisque la dose maximale attendue pour le plan de la parotide est d'environ 2 Gy alors qu'elle est de 15 Gy pour le rachis. L'analyse a été effectuée à l'aide du logiciel VeriSoft (PTW). Le paramètre d'analyse choisi pour la comparaison entre le film radiochromique et la matrice est un gamma local avec un critère de 2%/2mm sur l'isodose 10 % puis 20 %.

Localisation	Mesure	Gamma local 2%/2mm, seuil à 10 %	Gamma local 2%/2mm, seuil à 20%
Vertèbre	Matrice	96,7	97,1
	Film	97,7	95,5
Parotide	Matrice	98,2	98,3
	Film	84,7	92,6

Pour la localisation de la parotide, nous observons que les résultats sont plus satisfaisants pour la matrice selon les deux critères d'analyse. Le film ne satisfait pas à un taux de passage supérieur à 95 %. Cependant, l'isodose 20 % permet d'améliorer le taux de passage d'environ 8 % pour le film. Pour les plus fortes doses, le résultat par film semble plus satisfaisant pour l'isodose 10 % puisque nous observons une dégradation du taux de passage de plus de 2 % lorsque l'on observe l'isodose 20 %. Le résultat par matrice est satisfaisant pour les deux isodoses observées.

Au vu de ces observations, nous pourrions appliquer un seuil de dose plus élevé lors de l'évaluation, c'est-à-dire 20 %, des plans normofractionnés (dose par séance d'environ 2 Gy). L'utilisation du film en routine clinique pour l'évaluation des plans de traitement semble être prometteuse grâce à sa résolution spatiale. Cependant, elle peut montrer certaines limites à prendre en compte, telles que le temps d'attente avant la numérisation et le temps consacré à l'analyse. La matrice, utilisée en routine pour le contrôle des plans de traitement est un outil validé et apprécié de par sa facilité de mise en place, les résultats étant obtenus très rapidement malgré une résolution spatiale plus faible que les films.

4) Avantages et inconvénients des détecteurs

	Avantage	Inconvénients
Film radiochromique	Détecteur 2D Très haute résolution spatiale Equivalent tissu	Lecture différée Temps d'analyse Qualité des résultats dépend du scanner Qualité des résultats dépendent du mode opératoire
Matrice multi-détecteur	Détecteur 2D Lecture directe	Les chambres d'ionisation ne sont pas toujours jointives Résolution spatiale plus faible
Chambre d'ionisation cylindrique	Lecture directe	Détection d'un volume sensible et moyennage de la dose dans ce volume Installation de l'explorateur de faisceau requise
MicroDiamant	Lecture directe	Détecteur quasi-ponctuel

	Faible volume sensible	Installation de l'explorateur de faisceau requis
--	------------------------	---

VI. CONCLUSION ET DISCUSSION

Les matrices sont de bons détecteurs pour la mesure de profils puisqu'ils sont simples d'utilisation et l'analyse est rapide. Néanmoins, ils nécessitent de la rigueur dans le centrage puisque certaines métriques des profils, comme la taille de champ et la pénombre, en dépendent, notamment à cause de leur plus faible résolution spatiale en comparaison des autres détecteurs. Elles ne permettent pas de mesurer des rendements en profondeur. La qualité des mesures par film dépend de la qualité de numérisation du scanner. Les films peuvent constituer un bon système de mesure pour les profils. Ces deux détecteurs sont satisfaisants dans la réalisation des contrôles pré-traitement. Les détecteurs ponctuels semblent constituer le meilleur système de mesure pour les profils et les rendements en profondeur, même s'ils nécessitent une installation plus longue avec l'explorateur de faisceau. Il est important de rappeler que le détecteur ponctuel adéquat doit être choisi en fonction des mesures à réaliser.

Détecteur	Profil	Rendement	DQA
Film	+	-	++
Matrice	++	X	++
Détecteur ponctuel	++	++	-

Ce travail m'a permis de comparer les différents systèmes de mesure pour différents types d'acquisition. Cela m'a permis de me familiariser avec ces détecteurs et de manipuler ces systèmes, les fantômes associés ainsi que les logiciels dédiés. Cela m'a également permis de mettre en exergue les problématiques rencontrées selon le type de mesure à réaliser.

VII. BIBLIOGRAPHIE

- AIEA. (2017). Technical Reports Series no 483 : Dosimetry of Small Static Fields Used in External Beam Radiotherapy. Vienne.
- Akima, H. (1970). A New Methode of Interpolation and Smooth Cuvre Fitting Based on Local Procedures. *Journal of the American for Computing Machinery, Vol 17, No4*, 589-602.
- Ashland. (2020). GAFCHROMIC Dosimetry media, type EBT-3.
- Brace, O. J. (2020). Evaluation of the PTW microDiamond in edge-on orientationfor dosimetry in small fields. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 278-288.
- Devic Slobodan, T. N. (2016). Reference radiochromic film dosimetry : Review of technical aspects. *Physica Medica*, 541-556.
- Fogliata, A. (2012). Definition of parameters for quality assurance of flattening filter. *Medical Physics*, 6455-6464.
- Fogliata, A. (2016). Flattening filter free beams from TrueBeam and Versa HD units : Evaluation of the parameters for quality assurance. *Medical Physics*, 205-212.
- Guerda Massillon-JL, S.-T. C.-T.-M. (2012). Energy Dependance of the New Gafchromic EBT3 Film : Dose Response Curves for 50 kV, 6 and 15 MV X-Ray Beams. *International Journal of Medical Physics*, 60-65.
- IBA. (2022). Detector for relative and absolute dosimetry.
- IBA. (2022). MyQA Accapt user's guide (SW version 9.0). Schwarzenbruck.
- Niroomand-Rad, A. (2020). Report of AAPM Task Group 235 Radiochromic Film Dosimetry : An update to TG-55. *Medical physics*, 5986-6025.
- PTW. (2015). Instructions d'utilisation - Détecteur OCTAVIUS 1500 (T10044) et Interface de détecteur 4000 (T16039).
- PTW. (2020). Intructions d'utilisation - Détecteur OCTAVIUS 1600 SRS (T10056) et Interface de détecteur 4000 (T16039).
- PTW. (2022). Detectors for Ionizing Radiation.
- Tania Santos, T. V. (2021). A review on radiochromic film dosimetry for dose verification in high energy photon beams. *Radiation Physics and Chemistry*, 1-12.
- Valeria Casanova Borca, M. P. (2013). Dosimetric characterization and use of GAFCHROMIC EBT3 film for IMRT dose verification. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 158-171.

VIII. ANNEXES

Annexe I : Schéma de l'écart relatif lorsque la numérisation est cropée avec en référence l'image entière numérisée

Haut du scanner			Droite du scanner
		4 Gy : -0,73 % 0,1 Gy : 1,10 %	
	4 Gy : -1,54 % 0,1 Gy : -24,35 %		
4 Gy : -0,95 % 0,1 Gy : -18,51 %			

Annexe II : Tableau récapitulatif des caractéristiques des matrices disponibles à l'ICO

Matrice	PTW 1600SRS	PTW 1000SRS	PTW 1500	PTW 729 (Matrice 1)	PTW 729 (Matrice 2)
Type des CI	CI liquide	CI liquide	CI non étanches à air	CI non étanches à air	
Taille des CI	0,003 cc	0,003 cc	0,06 cc	0,125 cc	
Nombre de CI	0,5x2,5x2,5 mm ³ (HLP)	0,5x2,3x2,3 mm ³ (HLP)	4,4x4,4x3 mm ³	5x5x5 mm ³	
Nombre de CI	1521	977	1405	729 (27x27 chambres)	
Espace inter-CI	CI accolées dans la partie centrale (6,75cmx6,75cm)	CI accolées dans la partie centrale (5,8cmx5,8cm) 2,5 mm de bord à bord en périphérie	5 mm de bord à bord	5 mm de bord à bord	
Densité superficielle sur l'emplacement de mesure effective	0,9 g/cm ³	1,12 g/cm ³	0,8 g/cm ³	0,6 g/cm ³	
Dimensions et poids	22x300x467 mm ³ 6 kg	22x300x420 mm ³ 5,4 kg	22x300x467 mm ³ 6 kg	22x300x420 mm ³ 5,4 kg	
Mode de mesure	Dose + Débit de dose	Dose + Débit de dose	Dose + Débit de dose	Dose + Débit de dose	
Dépendance directionnelle	< 0,5 % à +/- 10°	< 0,5 % à +/- 10° < 1 % à +/- 45°	≤ 0,5 % à +/- 40°	Non renseigné	
Dépendance en énergie (par rapport au	6 MV : environ 10 % 23 MV : environ 17 %	6 MV : environ 11 % 23 MV : environ 19 %	6 MV : ≤ 2 % 15 MV : ≤ 2,5 %	6 MV : ≤ 2 % 15 MV : ≤ 5 %	
Durée de captage des		9 ms	57 μs	156 μs	
Saturation	99 % pour 0,26 mGy/impulsion 95 % pour 1 mGy/impulsion	99 % : - 60 Hz : 0,55 mGy/impulsion - 180 Hz : 0,42 mGy/impulsion - 360 Hz : 0,26 mGy/impulsion Energie : Co-60 à 25 MV Dose : - Low : 50 mGy jusqu'à affichage max - High : 200 mGy jusqu'à affichage max Débit de dose : - IT 800 ms → Low : 0, à 2,5 Gyl/min, High : 0,5-18 Gyl/min - IT 400 ms → Low : 0,2 à 5 Gyl/min, High : 1-36 Gyl/min - IT 200 ms → Low : 0,4-10 Gyl/min, High : 2-72 Gyl/min - IT 100 ms → Low : 0,8-20 Gyl/min, High : 4-144 Gyl/min	99 % : 20 Gyls ou 2 mGy/impulsion Energie : Co-60 à 25 MV Dose : - Low : 100 mGy jusqu'à affichage max - High : 200 mGy jusqu'à affichage max Débit de dose : - IT 800 ms → Low : 0,25 à 4 Gyl/min, High : 0,75-12 Gyl/min - IT 400 ms → Low : 0,5 à 8 Gyl/min, High : 1,5-24 Gyl/min - IT 200 ms → Low : 1-16 Gyl/min, High : 3-48 Gyl/min - IT 100 ms → Low : 2-32 Gyl/min, High : 6-96 Gyl/min	99 % : > 1 Gyls ou 0,73 Gyl/impulsion Energie : Co-60 à 25 MV Dose : - Low : 100 mGy jusqu'à affichage max - High : 200 mGy jusqu'à affichage max Débit de dose : - IT 800 ms → Low : 0,25 à 4 Gyl/min, High : 0,75-12 Gyl/min - IT 400 ms → Low : 0,5 à 8 Gyl/min, High : 1,5-24 Gyl/min - IT 200 ms → Low : 1-16 Gyl/min, High : 3-48 Gyl/min - IT 100 ms → Low : 2-32 Gyl/min, High : 6-96 Gyl/min	
Plage de mesure	Energie : Co-60 à 25 MV Dose : 50 mGy jusqu'à affichage max Débit de dose : - Intervalle de temps (IT) 800 ms : de 0,1 à 3 Gyl/min - IT 400 ms : de 0,2 à 6 Gyl/min - IT 200 ms : de 0,4 à 12 Gyl/min - IT 100 ms : de 0,8 à 24 Gyl/min	Energie : Co-60 à 25 MV Dose : - Low : 50 mGy jusqu'à affichage max - High : 200 mGy jusqu'à affichage max Débit de dose : - IT 800 ms → Low : 0, à 2,5 Gyl/min, High : 0,5-18 Gyl/min - IT 400 ms → Low : 0,2 à 5 Gyl/min, High : 1-36 Gyl/min - IT 200 ms → Low : 0,4-10 Gyl/min, High : 2-72 Gyl/min - IT 100 ms → Low : 0,8-20 Gyl/min, High : 4-144 Gyl/min	Energie : Co-60 à 25 MV Dose : - Low : 100 mGy jusqu'à affichage max - High : 200 mGy jusqu'à affichage max Débit de dose : - IT 800 ms → Low : 0,25 à 4 Gyl/min, High : 0,75-12 Gyl/min - IT 400 ms → Low : 0,5 à 8 Gyl/min, High : 1,5-24 Gyl/min - IT 200 ms → Low : 1-16 Gyl/min, High : 3-48 Gyl/min - IT 100 ms → Low : 2-32 Gyl/min, High : 6-96 Gyl/min	Energie : Co-60 à 25 MV Dose : - Low : 100 mGy jusqu'à affichage max - High : 200 mGy jusqu'à affichage max Débit de dose : - IT 800 ms → Low : 0,25 à 4 Gyl/min, High : 0,75-12 Gyl/min - IT 400 ms → Low : 0,5 à 8 Gyl/min, High : 1,5-24 Gyl/min - IT 200 ms → Low : 1-16 Gyl/min, High : 3-48 Gyl/min - IT 100 ms → Low : 2-32 Gyl/min, High : 6-96 Gyl/min	
Résolution BeamAdjust					
Stabilité à long terme					
Tension (V)		1000		1000 (pas d'inversion possible)	
Profondeur de mesure		3 mm		7,5 mm	
Tailles de champ	De 1x1 à 15x15 cm ²	1x1 à 10x10 cm ²		2x2 à 27x27 cm ²	
Matériau	Octavious 4D : matériau d'accumulation d'épaisseur 5 cm avant la matrice Matériau de Build-up : 38 mm de PMMA			Octavious : matériau d'accumulation d'épaisseur 5 cm avant la matrice Matériau de Build-up : 38 mm de PMMA	
Allumage			15 min avant la mesure		
Chauffe	100 mGy : déviation de moins de 0,5 % (chauffe non systématiquement nécessaire)		1 Gy : déviation des chambre ≤ 1 %	3 Gy : déviation des chambres ≤ 1 %	
Température et pression d'utilisation		de 15 à 30 °C et de 700 à 1060 hPa		de 10 à 40 °C et de 700 à 1060 hPa	
Etalonnage	Etalonnage chez PTW de manière relative au Co-60 avec réglage du comptage des chambres périphérique à la valeur de la chambre centrale Désactivation des chambres défectueuse avec le fichier d'étalonnage (noté sur le certificat d'étalonnage) Avec le fichier d'étalonnage : variation de réponses entre les chambres est inférieure à ± 1,5 % Tous les 2 ans	Etalonnage chez PTW de manière relative au Co-60 avec réglage du comptage des chambres périphérique à la valeur de la chambre centrale Désactivation des chambres défectueuse avec le fichier d'étalonnage (noté sur le certificat d'étalonnage) Avec le fichier d'étalonnage : variation de réponses entre les chambres est inférieure à ± 1 % Tous les 2 ans		Etalonnage chez PTW de manière relative au Co-60 avec réglage du comptage des chambres périphérique à la valeur de la chambre centrale Avec le fichier d'étalonnage : variation de réponses entre les chambres est inférieure à ± 1 % Tous les 2 ans	
Etalonnage croisé		Facteur de correction déterminé pour la chambre centrale et applicable à toutes les chambres, A réaliser avec un champ 4x4 ou 5x5 cmxcm		Facteur de correction déterminé pour la chambre centrale et applicable à toutes les chambres, A réaliser avec un champ clinique	
Recommandations			Matrice à placer sur au minimum 3 cm de matériau rétrodiffuseur		

Annexe III : Protocoles cliniques utilisés pour les DQA à l'ICO

Matériel	Machine	TrueBeam	Halcyon	Clinac 2	Clinac 3	Tomo 1	Tomo 2
	Matrice	PTW 1000 SRS	PTW 1500	PTW 729			
	Fantôme	Octavius 4D	Octavius 4D	Octavius 2D			
Chauffe	Dose (UM)	999	600	600		2100	
	Champ (cmxcm)	10x10	20x20	22x22		15 cm (150 s, fente de 5 cm, vitesse table 1 mm/s)	
Etalonnage	Energie (MV)	X6	6FFF	6	10	6 FFF	
	Dose (Gy)	2,000		3,696	4,361	7,429	7,368
	Champ (cmxcm)	10x10		10x10		5 cm (110 s, fente 5 cm, table statique)	
	Mode	Statique		Arc		Hélicoïdale	
	Débit (UM/min)	400	600	600	400	840	
Plan hebdomadaire	Localisation	RACHIS	PELVIS & CRANE	PELVIS	CRANE	ORL & PELVIS	
	Paramètres d'analyse	Gamma local : 2%/2mm - seuil de 10% (max, médiane, %PP) Gamma global : 2%/1mm - seuil de 10 % (max, médiane, %PP)	Gamma local : 3%/3mm - seuil de 10% (médiane, iso10%, iso 90%, iso 95%)	Gamma local : 3%/3mm - seuil de 10%	Gamma local : 3%/3mm - seuil de 10% (valeur max, médiane, %PP)	Gamma local : 3%/3mm - seuil 10% (valeur max, médiane, %PP) 3%/3mm - seuil 20% (valeur max, médiane, %PP)	
DQA patient	Paramètres d'analyse	Gamma local : 2%/2mm - seuil 10% (valeur max, médiane, %PP) Gamma global : 2%/1mm - seuil 10 % (valeur max, médiane, %PP)	Gamma local : 3%/3mm - seuil 10% (médiane, isodose 10%, 90%, 95%) +/- 3,5%/3mm - seuil 10% (médiane, isodose 10%, 90%, 95%)	Gamma local : 3%/3mm - seuil 10% (valeur max, médiane, %PP) 3%/3mm -seuil 20% (valeur max, médiane, %PP) +/- 3%/3mm - seuil 10% + tolérance 10 % (valeur max, médiane, %PP)	Gamma local : 3%/3mm - seuil 10% (valeur max, médiane, %PP) 3%/3mm -seuil 20% (valeur max, médiane, %PP)	Gamma local : 3%/3mm - seuil 10% (valeur max, médiane, %PP) 3%/3mm -seuil 20% (valeur max, médiane, %PP) +/- 4%/4mm - seuil 10% (valeur max, médiane, %PP) +/- 5%/5mm - seuil 10% (valeur max, médiane, %PP)	