



Diplôme de Qualification en Physique Radiologique et Médicale

**Faisceaux de photons de haute énergie : étude de la
variation relative de la dose absorbée**

Fiche n°3

Alexandre RINTAUD

Encadrant :

Anthony ALEXIS

Physicien médical, CENTRE RENÉ GAUDUCHEAU ICO, SAINT HERBLAIN

SEMESTRE 2 2023

Table des matières

1	Introduction	2
2	Matériels et méthodes	2
2.1	Rendement en profondeur	3
2.2	Rapport tissu-fantôme	4
2.3	Rapport tissu-maximum	4
2.4	Facteur d'ouverture du collimateur	4
2.5	Profils de dose	5
3	Résultats	6
3.1	Rendement en profondeur	6
3.1.1	Influence de l'énergie	6
3.1.2	Influence de la DSP	7
3.1.3	Influence de la taille de champ	7
3.1.4	Influence du détecteur	8
3.1.5	Influence de la chambre de référence	9
3.2	Profils de dose	10
3.2.1	Influence de l'énergie	10
3.2.2	Influence de la DSP	11
3.2.3	Influence de la taille de champ	11
3.2.4	Influence du détecteur	12
3.2.5	Influence de l'orientation du profil	13
3.2.6	Influence du mode d'acquisition	14
3.3	Perturbations liées à la chambre de référence	15
3.4	Facteurs d'ouverture du collimateur (FOC)	16
	Références	18

1 Introduction

La radiothérapie externe utilise, de manière prépondérante, les faisceaux de photons de haute énergie afin de traiter des cellules cancéreuses tout en épargnant le plus possible les tissus sains. Dans cette optique, la connaissance précise des caractéristiques dosimétriques ainsi que les incertitudes associées de l'accélérateur utilisé sont nécessaires.

Ce rapport traitera des faisceaux de photons utilisés en radiothérapie externe. Sera étudié l'impact de certains paramètres d'acquisition sur la dose relative.

2 Matériels et méthodes

Les mesures de dose relative ont été réalisées à l'aide du logiciel MyQA du constructeur IBA, associé à la cuve à eau utilisée. Le tableau 1 regroupe l'ensemble des mesures réalisées au Clinac 2. Le tableau 1 énumère les différentes comparaisons faites lors des mesures. Le matériel utilisé est regroupé dans le tableau 2.

		Référence	Comparaison
Rendements	Champ (cm ²)	10x10	3x3, 6x6, 20x20
	DSP (cm)	100	85, 110
	Energie (MV)	6	23
	Détecteur	CC13	Pinpoint, MicroDiamant, Diode, Semiflex
	Chambre de référence	Dans le champ	Hors champ
Profils	Champ (cm ²)	10x10	3x3, 6x6, 8x8, 12x12, 15x15, 20x20
	Profondeur (cm)	10	3, 20
	Ouverture/Fermeture	Ouverture	Fermeture
	Energie (MV)	6	23
	DSP (cm)	100	85, 110
	Détecteur	CC13	Pinpoint, MicroDiamant, Diode, Semiflex
	Orientation	Crosssline	Inline
	Mode d'acquisition	Continu	Step by step
FOC	Energie (MV)	6	23
	Détecteur	CC13	Farmer
	DSP (cm)	90	80, 120

TABLE 1 – Différentes mesures réalisées pour la dosimétrie relative

Premièrement, les résultats concernant les rendements en profondeur seront présentés puis analysés. Il en sera de même pour les profils de dose et les facteurs d'ouverture du collimateur.

Matériel	Volume sensible (cm ³)	Matériau	Constructeur	N° de série
Chambre de référence CC13	0,13	Air	IBA	3922
Chambre de mesure CC13	0,13	Air	IBA	3923
Chambre Farmer 30013	0,6	Air	PTW	011924
Chambre Semiflex 31010	0,125	Air	PTW	008214
Chambre Pinpoint 31014	0,04	Air	PTW	00787
Diode SRS 60018	0,03	Silicium	PTW	000186
MicroDiamant 60019	$0,004 \times 10^{-3}$	Diamant	PTW	122271
Electromètre Unidos	/	/	PTW	20505
Cuve à eau Blue Phantom 2	/	/	IBA	8173
Clinac iX 2300 (Clinac 2)	/	/	Varian	H294581

TABLE 2 – Récapitulatif du matériel utilisé lors des mesures

2.1 Rendement en profondeur

Le rendement en profondeur (RDT) permet de connaître l'évolution de la dose dans le milieu de référence en fonction de la profondeur z du point de mesure. Il est donné par la formule suivante :

$$RDT(z, A, E) = \frac{D_z}{D_{max}} \quad (1)$$

Avec :

- z la profondeur
- A la taille de champ
- DSP la distance source-patient
- E l'énergie du faisceau
- D_z la dose à la profondeur z
- D_{max} la dose à la profondeur du maximum

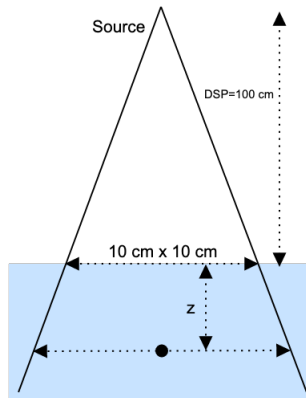


FIGURE 1 – Géométrie pour la mesure du rendement en profondeur

2.2 Rapport tissu-fantôme

Le rapport tissu-fantôme (TPR) représente la dose en fonction de la profondeur. Le RTM est normalisé par rapport à la dose maximum. Contrairement au rendement en profondeur, la distance source-détecteur est fixe comme le montre la figure 2. Le TPR s'exprime à l'aide de la formule 2 :

$$TPR(z, A, DSP, E) = \frac{D_z}{D_{ref}} \quad (2)$$

Avec D_{ref} la dose au point de référence.

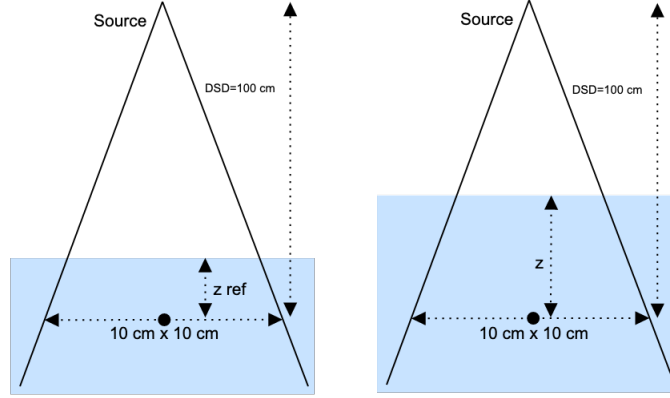


FIGURE 2 – Géométrie pour la mesure du TPR

2.3 Rapport tissu-maximum

Le rapport tissu-maximum (RTM) est la normalisation par rapport à la dose à la profondeur z_{max} . Comme le TPR, la distance source-détecteur est constante (figure 2).

Le RTM est un cas particulier du TPR puisqu'il est normalisé par rapport à la dose du maximum z_{max} . Il est défini par la formule qui suit :

$$RTM(z, A, E) = \frac{D_z}{D_{max}} \quad (3)$$

Comme la distance entre la source et le détecteur est constante, la mesure du RTM est difficile à réaliser. La formule 4 permet de calculer le RTM à partir du rendement en profondeur :

$$RTM(z, c, E) \approx RDT(z, c, DSP, E) \times \left(\frac{DSP + z}{DSP + z_{max}} \right)^2 \quad (4)$$

2.4 Facteur d'ouverture du collimateur

Le facteur d'ouverture du collimateur (FOC) est le rapport de la dose à une taille de champ A quelconque et de la dose au champ de référence A_{ref} :

$$FOC(A, E, z) = \frac{D(A, E, z)}{D(c_{ref}, E, z)} \quad (5)$$

Avec :

- $D(A, E, z)$ la dose à la taille de champ A , l'énergie E et à la profondeur z
- $D(A_{ref}, E, z)$ la dose à la taille de champ de référence A_{ref} , à l'énergie E et à la profondeur z

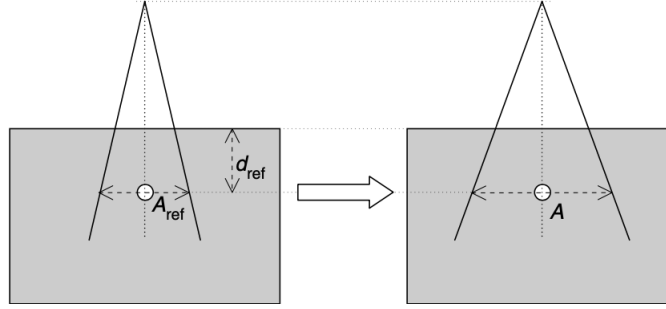


FIGURE 3 – Géométrie de mesure des FOC [5]

2.5 Profils de dose

Les profils de dose permettent d'évaluer la répartition de la dose suivant les axes perpendiculaires à l'axe du faisceau. Les profils sont composés de trois régions principales (voir figure 4) :

- zone centrale
- pénombre
- dose hors champ

Pour évaluer les différents profils, plusieurs métriques sont à notre disposition :

- L'homogénéité permet d'évaluer la planéité de la zone centrale du profil. Cette métrique se calcule comme suit :

$$H = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (6)$$

- La symétrie est définie de la manière suivante :

$$S = \max \left(\frac{D(-x)}{D(+x)}; \frac{D(+x)}{D(-x)} \right) \quad (7)$$

- La pénombre est la distance séparant le point à 20 % de la dose maximale et celui à 80 %. Il y a donc une valeur pour chacun des côtés du faisceau.

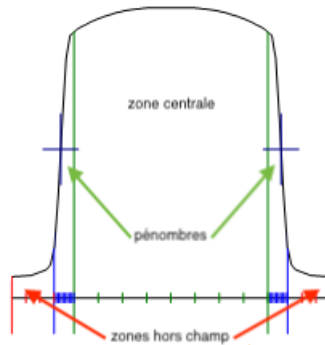


FIGURE 4 – Différentes régions d'un profil de dose

3 Résultats

3.1 Rendement en profondeur

3.1.1 Influence de l'énergie

L'influence de l'énergie sur le rendement en profondeur pour un faisceau de photons est multiple. En effet, nous voyons tout d'abord sur la figure 5 que la zone de mise en équilibre électronique est plus grande pour un faisceau de 23 MV que pour un faisceau de 6 MV. Cela s'explique par le fait que plus les particules primaires sont énergétiques, plus l'énergie transférée aux électrons secondaires sera importante. Il faut donc une profondeur d'eau plus importante pour que la mise en équilibre électronique soit faite, donc la position du maximum de dépôt de dose est plus profonde. De plus, nous observons que le rendement est plus important, à une profondeur donnée, pour des photons de 23 MV par rapport aux photons de 6 MV pour une profondeur supérieure au z_{max} . Cela est engendré par l'atténuation du milieu qui diminue pour une énergie qui augmente. Pour terminer, la dose à l'entrée est plus faible pour le faisceau le plus énergétique car la probabilité d'interaction est plus faible à la surface d'entrée.

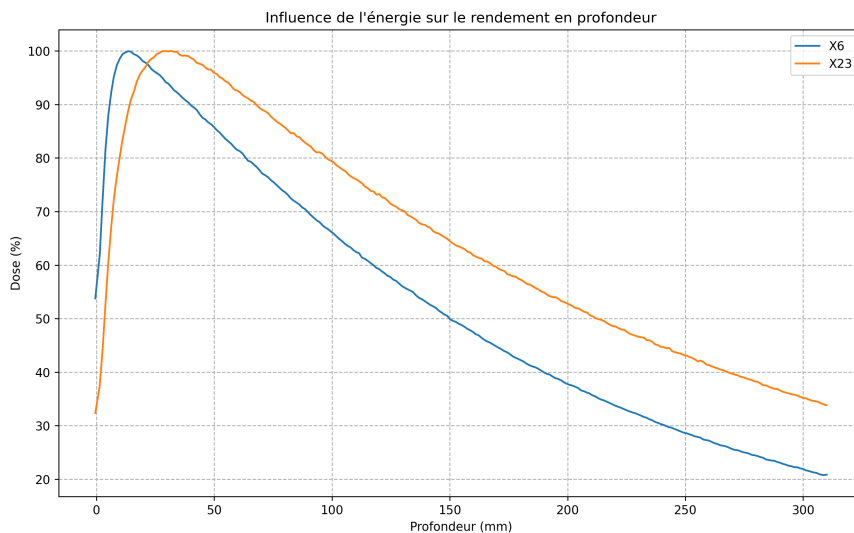


FIGURE 5 – Influence de l'énergie du faisceau sur le rendement en profondeur

Energie (MV)	R100 (cm)	R50 (cm)	Dose surface (%)
6	1,23	15,07	55,96
23	3,16	21,24	33,7

TABLE 3 – Résultats de l'influence de l'énergie sur les rendements en profondeur pour les faisceaux de photons du Clinac 2

3.1.2 Influence de la DSP

La figure 6 nous montre l'influence de la DSP (distance source patient) sur le rendement en profondeur ¹. Nous pouvons voir que plus la DSP augmente, plus la dose relative est élevée.

La DSP agit surtout en profondeur. La pente du rendement en profondeur est plus faible pour l'acquisition à 110 cm de DSP. Cela peut s'expliquer par l'effet de la loi d'inverse carrée de la distance, qui est plus important à distance plus faible, d'où une dose plus faible pour une DSP plus petite pour une même profondeur.

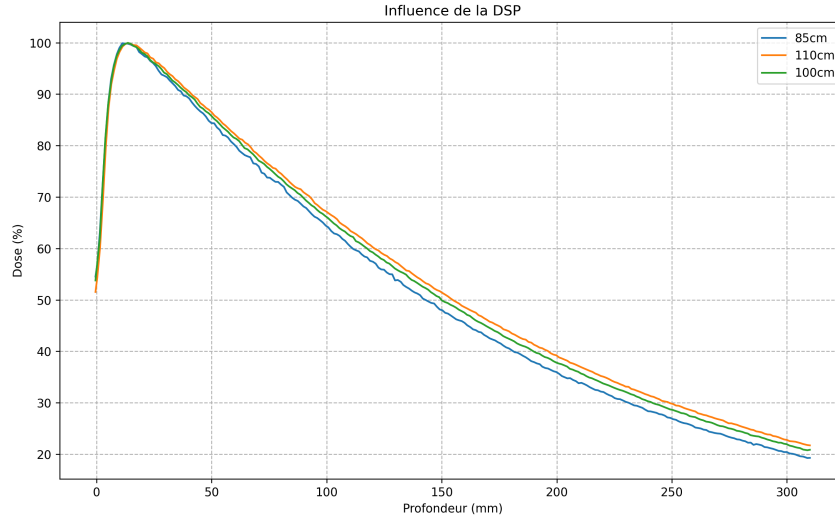


FIGURE 6 – Influence de la DSP sur le rendement en profondeur

DSP (cm)	R100 (cm)	R50 (cm)	Dose surface (%)
85	1,12	14,3	56,04
100	1,23	15,07	55,96
110	1,37	15,47	53,32

TABLE 4 – Résultats de l'influence de la DSP sur les rendements en profondeur pour le faisceau de photons de 6 MV du Clinac 2

3.1.3 Influence de la taille de champ

La taille de champ influence d'une part la dose en profondeur, une fois que l'équilibre électronique est atteint. En effet, nous voyons que plus la taille de champ augmente, plus la dose en profondeur augmente. Ce phénomène est expliqué par l'augmentation du volume du milieu diffusant. D'autre part, la dose à l'entrée augmente avec la taille de champ. Cela s'explique par une quantité plus importante de rayonnement diffusé dans la tête de l'accélérateur (surface du cône égalisateur irradiée plus importante et surface apparente des mâchoires plus grande).

1. La taille de champ a été adaptée pour qu'il y ait toujours un champ de 10x10 cm² à 10 cm de profondeur

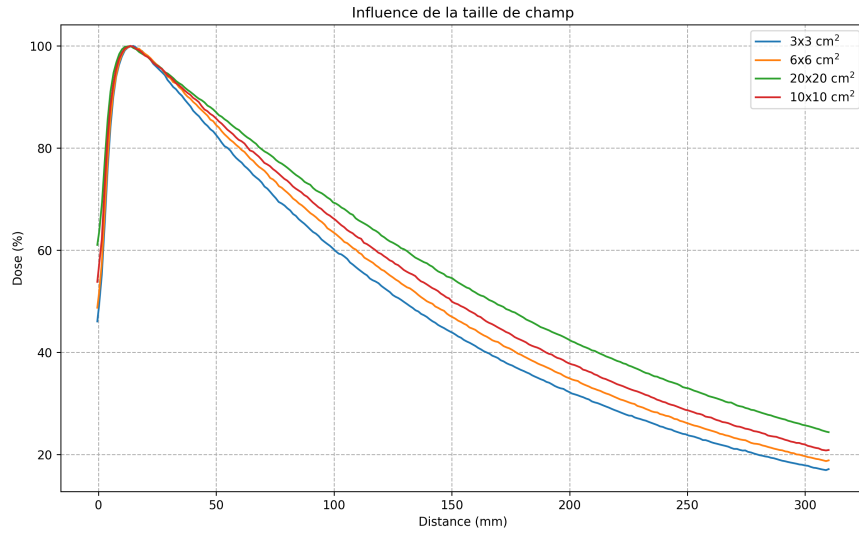


FIGURE 7 – Influence de la la taille de champ sur le rendement en profondeur

Champ (cm ²)	R100 (cm)	R50 (cm)	Dose surface (%)
3x3	1,48	12,92	48,11
6x6	1,36	13,94	50,66
10x10	1,23	15,07	55,96
20x20	1,36	16,7	62,63

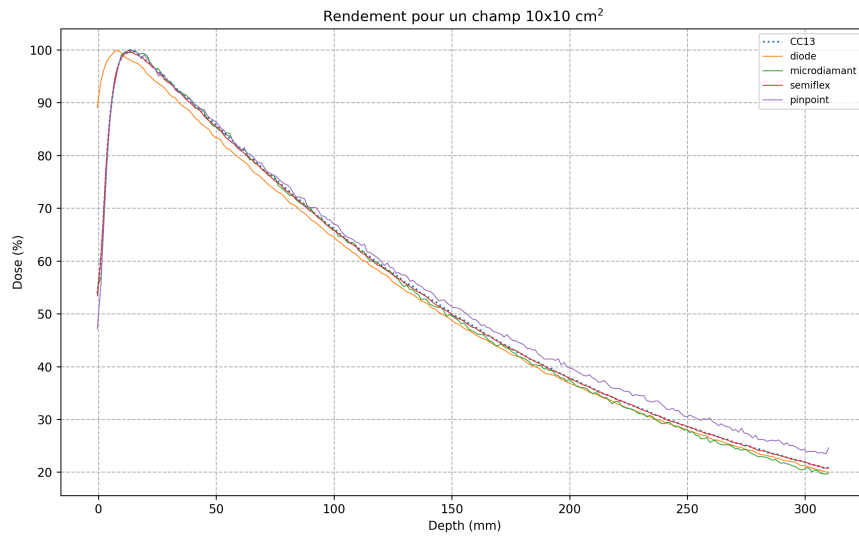
TABLE 5 – Résultats de l'influence de la DSP sur les rendements en profondeur pour le faisceau de photons de 6 MV du Clinac 2

3.1.4 Influence du détecteur

Les mesures ont été faites avec plusieurs détecteurs qui sont :

- CC13
- Diode SRS
- MicroDiamant
- Semiflex
- Pinpoint

La figure 8 montre l'influence du détecteur choisi sur le rendement en profondeur. Nous pouvons voir que la diode mesure une plus grande dose à la surface. Cela est dû au Z effectif du détecteur qui est plus important que les autres détecteurs ($Z = 14$). Concernant les chambres d'ionisation Semiflex et CC13, leur volume sensible est très proche (0,013 cm³ pour la CC13 et 0,125 cm³ pour la Semiflex) ce qui explique leurs très fortes similarités. Nous observons que le signal de la Pinpoint et du MicroDiamant sont bruités. Leur volume sensible étant très petits (0,015 cm³ et 0,004 mm³ respectivement) la statistique de comptage est plus faible sur ces deux détecteurs puisque la vitesse d'acquisition est identique entre chacun des détecteurs.

FIGURE 8 – Influence du détecteur sur le profil d'un champ 10x10 cm²

Détecteur	R100 (cm)	R50 (cm)	Dose surface (%)
CC13	1,35	14,98	55,96
Diode	0,7	14,55	90,72
MicroDiamant	1,57	14,72	55,52
Pinpoint	1,46	15,65	49,86
Semiflex	1,29	14,96	55,68

TABLE 6 – Résultats de l'influence du détecteur sur les rendements en profondeur pour le faisceau de photons de 6 MV du Clinac 2

3.1.5 Influence de la chambre de référence

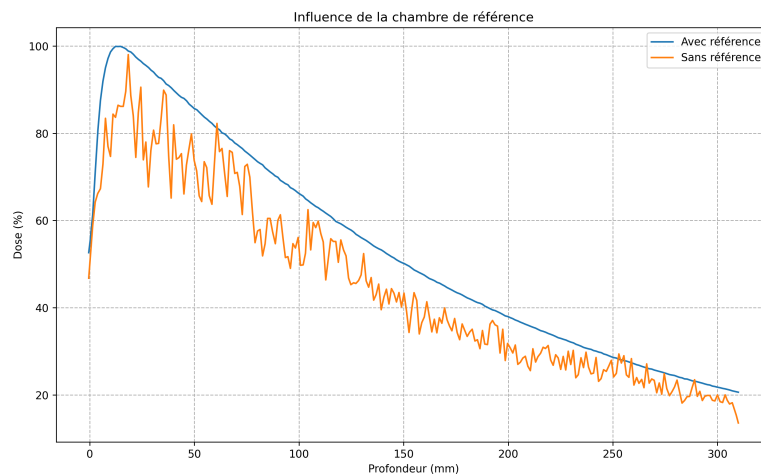


FIGURE 9 – Influence de la présence de la chambre de référence

Pour s'affranchir de la fluctuation du débit de dose du faisceau lors de la mesure de dose relative, une chambre dite de référence est placée dans l'air, dans un coin du champ d'irradiation pour ne pas perturber la mesure avec la chambre dans la cuve à eau. Nous avons donc réalisé une mesure de rendement en profondeur pour observer ce rendement sans que la chambre de référence soit placée dans le champ. La figure 9 permet de voir l'importance de la présence de la chambre de référence. En effet, nous voyons que le signal est très bruité et ne permet donc pas d'analyser correctement les résultats.

3.2 Profils de dose

3.2.1 Influence de l'énergie

La pénombre augmente avec l'énergie, comme nous pouvons le voir sur la figure 10 et le tableau 7, car la transmission à travers les mâchoires est plus importante et le cône égalisateur est différent entre le faisceau de 6 MV et celui de 23 MV.

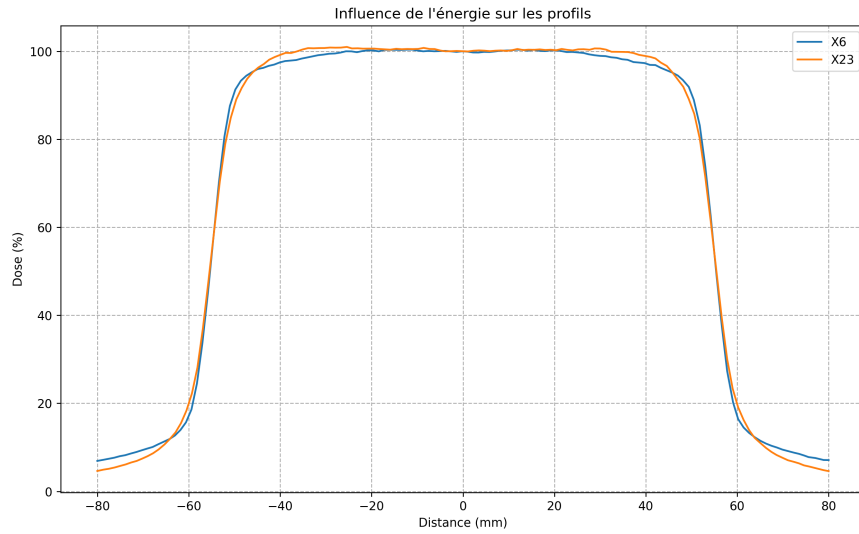


FIGURE 10 – Influence de l'énergie du faisceau sur les profils

Energie (MV)	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Centre du champ (cm)	Pénombre (G-D) (cm)	Taille de champ (cm)
6	101,38	2,55	-0,01	0,76 - 0,755	11,13
23	101,15	2,5	0,03	0,87 - 0,86	11,15

TABLE 7 – Influence de l'énergie sur les profils (résultats MyQA)

3.2.2 Influence de la DSP

Ayant adapté la taille de champ pour chacune des DSP, la figure 11 et le tableau 8 montrent très peu de différences. Cela s'explique par le fait que l'air est un milieu très peu diffusant et atténuant pour des faisceaux de photons de haute énergie. Nous pouvons donc considérer que la mesure de profils à profondeur constante en faisant varier la DSP n'influe que très peu sur la mesure.

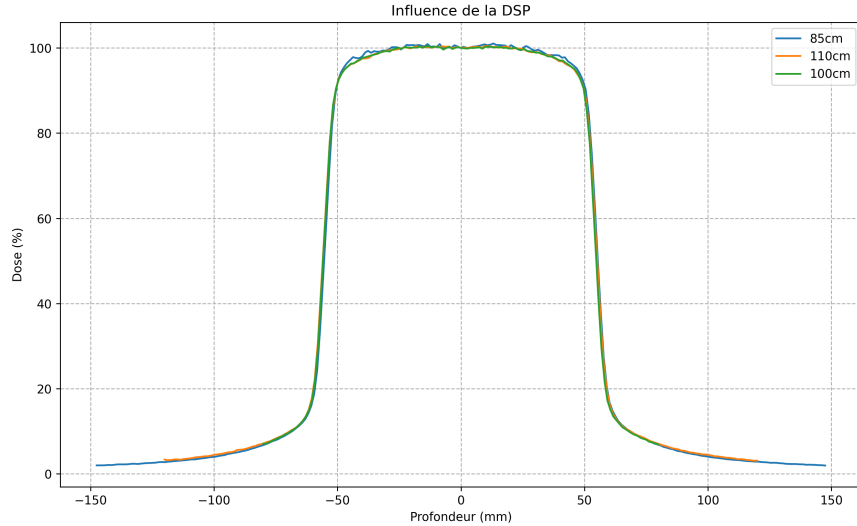


FIGURE 11 – Influence de la DSP sur les profils de dose

DSP (cm)	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Centre du champ (cm)	Pénombre (G-D) (cm)	Taille de champ (cm)
85	101,28	2,35	0	0,67 - 0,67	11,08
100	100,43	2,37	0,01	0,68 - 0,68	11,07
110	101,81	2,39	-0,04	0,69 - 0,69	11,12

TABLE 8 – Influence de la DSP sur les profils (résultats MyQA)

3.2.3 Influence de la taille de champ

Pour observer l'influence de la taille de champ sur les profils de dose, nous avons réalisé des acquisitions avec des champs allant de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ à $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Le tableau 9 montre que la pénombre augmente avec la taille de champ. Ce phénomène vient du fait que la surface apparente du cône égalisateur est plus élevée à grande ouverture par rapport à un petit champ, ce qui augmente le rayonnement diffusé dans la tête de l'accélérateur. De plus, le fait d'augmenter la taille de champ augmente la surface apparente du collimateur, ce qui implique une augmentation du diffusé et donc de la pénombre. Nous pouvons voir également sur le tableau 9 que l'homogénéité augmente lorsque la taille de champ diminue. Cette grandeur est mesurée sur la partie plane du profil. Or, pour des petits champs, le profil n'est plus vraiment plat mais se rapproche de la forme du gaussienne (voir figure 12), il est donc compréhensible que le résultat de l'homogénéité soit affecté pour de telles tailles de champ.

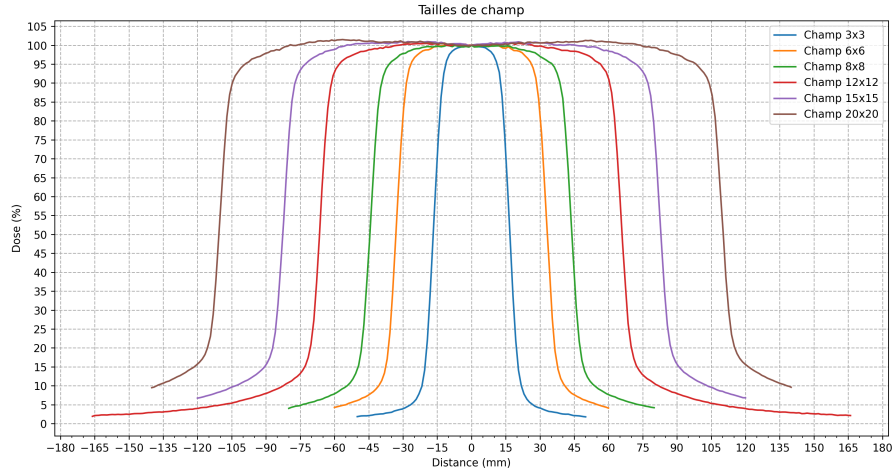


FIGURE 12 – Influence de la taille de champ sur les profils de dose

Champ théorique (cm ²)	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Centre du champ (cm)	Pénombre (G-D) (cm)	Taille de champ (cm)
3x3	100,14	7,77	0	0,56 - 0,55	3,36
6x6	100,59	2,91	0,01	0,62 - 0,62	6,63
8x8	100,97	2,49	-0,02	0,67 - 0,67	8,85
10x10	100,43	2,37	0,01	0,68 - 0,68	11,07
12x12	100,77	2,02	-0,03	0,71 - 0,72	13,24
15x15	101,1	2,02	0,02	0,76 - 0,75	16,56
20x20	100,82	1,9	-0,02	0,83 - 0,84	22,08

TABLE 9 – Influence de la taille de champ sur les profils (résultats MyQA)

3.2.4 Influence du détecteur

La figure 13 et le tableau 10 nous montre que la pénombre est très dépendante du détecteur. En effet, le choix du détecteur est crucial lorsqu'il y a de forts gradients de dose puisqu'en fonction du volume sensible du détecteur, les pentes des pénombres vont être modifiées. Nous pouvons voir qu'avec un détecteur possédant un volume sensible très petit (comme le MicroDiamant et la diode SRS) que la pénombre est petite. Si le volume sensible du détecteur est trop important, le signal recueilli n'est pas représentatif de la réalité. Cependant, nous remarquons que pour la chambre d'ionisation Pinpoint, qui possède un volume sensible très petit de 0,015 cm³, la dose est surrestimée au niveau des queues de distribution. Le bruit engendré par l'irradiation du manche de la chambre n'est plus négligeable par rapport au faible signal recueilli par le petit volume sensible. Cela a pour effet d'augmenter la pénombre, ce qui est observable dans le tableau 10 (0,65 cm de pénombre pour la Pinpoint contre 0,39 en moyenne pour le MicroDiamant). La chambre Pinpoint étant composée d'un volume d'air, le pouvoir d'arrêt est plus faible que pour le volume sensible de la diode SRS et du détecteur MicroDiamant.

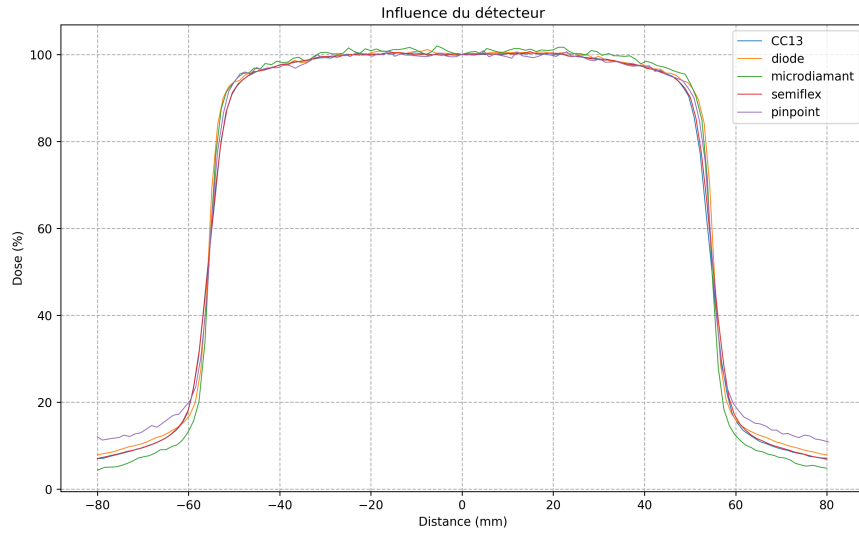


FIGURE 13 – Influence du détecteur sur les profils de dose

Détecteur	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Centre du champ (cm)	Pénombre G-D (cm)	Taille de champ (cm)
CC13	100,56	2,25	-0,05	0,68 - 0,68	11,07
Semiflex	100,9	2,53	-0,04	0,67 - 0,67	11,1
Diode	101,01	2,64	-0,02	0,45 - 0,44	11,11
MicroDiamant	101,72	2,91	-0,04	0,38 - 0,4	11,04
Pinpoint	101,99	2,68	-0,02	0,65 - 0,65	11,07

TABLE 10 – Influence du détecteur sur les profils (résultats MyQA)

3.2.5 Influence de l'orientation du profil

Lors de l'acquisition des profils, nous pouvons choisir l'axe selon lequel le profil sera enregistré. Les résultats des deux profils sont donnés dans la tableau 11 et sur la figure 14. Les résultats montrent que la pénombre est modifiée entre ces deux acquisitions. En effet, la pénombre est plus importante en *inline* (tête-pieds) par rapport à l'orientation *crossline* (droite-gauche). Ce sont les mâchoires qui sont responsables de cette différence car les deux paires de mâchoires ne sont pas sur le même plan. Celles qui définissent le champ en *crossline* sont en-dessous de celles qui le définissent en *inline*.

Orientation	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Centre du champ (cm)	Pénombre (G-D) (cm)	Taille de champ (cm)
Inline	101,38	2,55	-0,01	0,76 - 0,75	11,13
Crossline	100,43	2,37	0,01	0,68 - 0,68	11,07

TABLE 11 – Influence de l'orientation du profil (résultats MyQA)

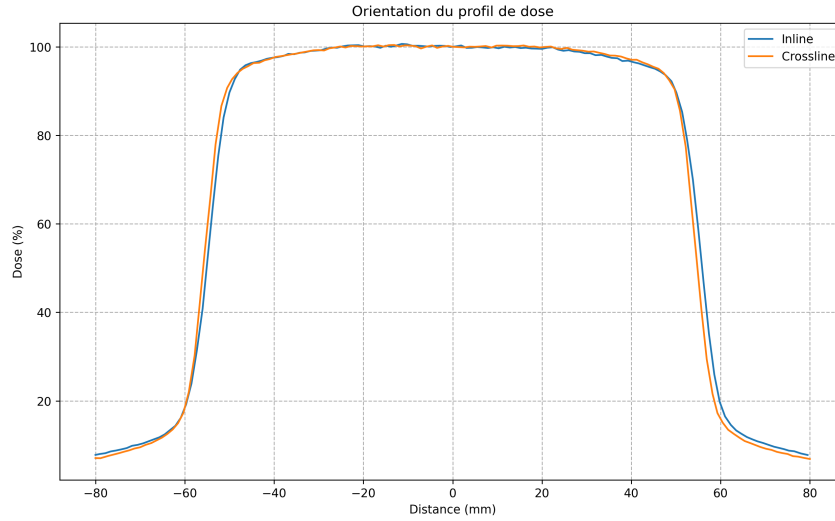


FIGURE 14 – Influence de l'orientation du profil

3.2.6 Influence du mode d'acquisition

Pour observer l'impact du mode d'acquisition sur les profils de dose, nous avons réalisé plusieurs mesures, comme nous plouvons le voir dans le tableau 12.

Mode acquisition	Vitesse (cm/s)	Pas G-D (cm)	Pas centre (cm)	Temps d'intégration (s)	S (%)	H (%)	Taille de champ (cm)	Pénombre G-D (cm)
Continu	0,3	/	/	/	2,36	100,86	11,08	0,67 - 0,68
Continu	2,5	/	/	/	2,51	100,83	11,08	0,69 - 0,69
Steb by Step	/	0,1	0,5	1	2,23	100,67	11,08	0,66 - 0,67
Step by Step	/	0,1	0,5	0,5	2,26	100,53	11,08	0,67 - 0,67
Step by step	/	0,1	0,5	3	2,27	100,66	11,08	0,68 - 0,67
Step by Step	/	0,5	1	1	2,41	100,78	11,11	0,80 - 0,85
Step by step	/	0,05	0,2	1	2,26	100,61	11,08	0,66 - 0,67

TABLE 12 – Influence du mode d'acquisition sur les profils (résultats MyQA)

Premièrement, concernant le mode continu, nous voyons sur le tableau 12 que la différence de pénombre entre les vitesses lentes et rapides est relativement faible (0,015 cm de différence en moyenne). Choisir une vitesse intermédiaire est satisfaisant pour des mesures rapides et précises. De plus, nous pouvons voir que le mode pas à pas avec une mesure tous les 0,05 cm sur les côtés du profils et tous les 0,2 cm au centre permet d'obtenir la plus petite pénombre mais n'est pas significatif pour les modes intermédiaires. Cependant, choisir un pas d'intégration trop grand n'est pas non plus optimal car la pénombre mesurée est plus grande mais également non symétrique car le logiciel doit interpoler entre les points pour obtenir les abscisses des points à 20% et à 80% de la dose, ce qui fausse la mesure de la pénombre.

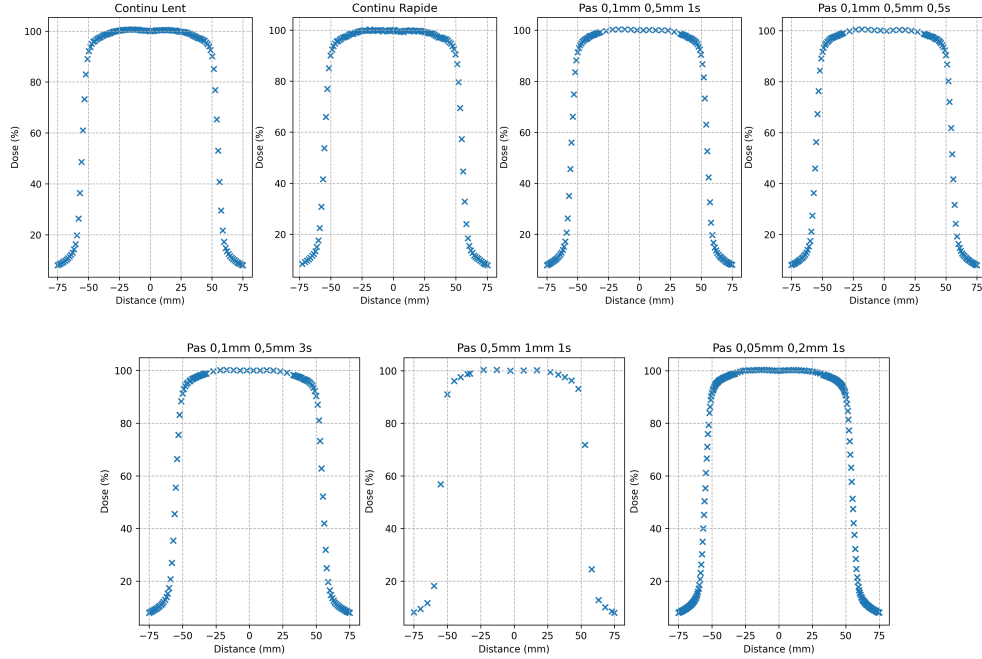


FIGURE 15 – Influence du mode d'acquisition sur les profils de dose

3.3 Perturbations liées à la chambre de référence

La figure 16 et le tableau 13 nous montrent les résultats de l'influence de la position de la chambre de référence dans le champ d'irradiation. Comme nous pouvons le voir sur le graphe et le tableau, le fait que la chambre de référence soit placée dans le coin ou presque au centre du champ ne change rien sur les résultats de l'acquisition puisque les résultats fournis par le tableau 13 nous montrent que la symétrie, l'homogénéité et la pénombre sont extrêmement proches. Nous pouvons conclure que la position de la chambre de référence perturbe très peu la signal recueilli par la chambre de mesure.

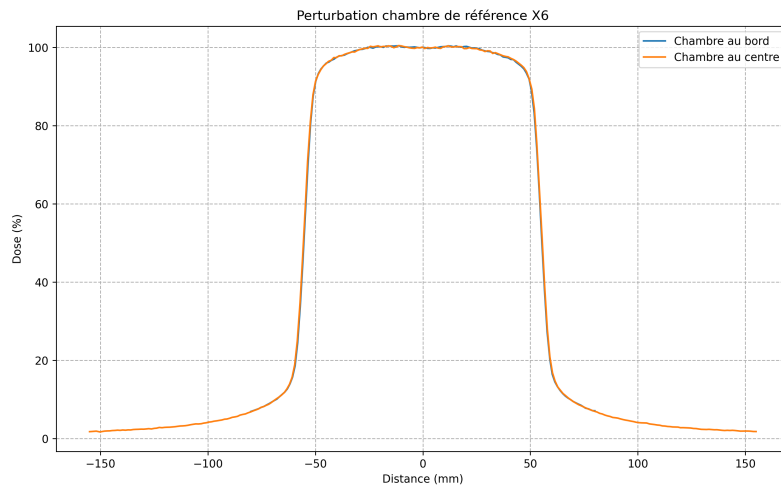


FIGURE 16 – Influence de la localisation de la chambre de référence sur les profils de dose

Position chambre ref	S (%)	H (%)	Centre du champ (cm)	Pénombre G-D (cm)	Taille de champ (cm)
Coin	100,43	2,37	0,01	0,68 - 0,68	11,07
Centre	100,69	2,29	0	0,68 - 0,68	11,12

TABLE 13 – Influence de la position de la chambre de référence sur les profils de dose (résultats MyQA)

3.4 Facteurs d'ouverture du collimateur (FOC)

Le tableau 14 et la figure 17 nous montre les FOC mesurés pour des champs allant de $3 \times 3 \text{ cm}^2$ à $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Premièrement, nous voyons que pour des champs inférieurs à $10 \times 10 \text{ cm}^2$ les FOC sont plus importants pour le faisceau de 6 MV que pour celui de 23 MV. Cela peut s'expliquer par le fait qu'à plus faible énergie la quantité d'électrons rétrodiffusés vers les chambres monitrices est plus importante (pour de petits champs), la dose mesurée par les chambres monitrices sera plus importante que la réalité et la coupure du faisceau sera donc prématurée. A contrario, pour une grande taille de champ, ce phénomène devient de plus en plus négligeable et la quantité de photons diffusés dans le fantôme d'eau à plus faible énergie prend le dessus. Ceci explique pourquoi les FOC sont plus faibles pour une énergie de 23 MV plutôt qu'à 6 MV pour les grandes tailles de champ (et inversement).

Lorsqu'on utilise une chambre d'ionisation avec un volume sensible élevé (chambre de type Farmer), les résultats des FOC sont quasiment identiques par rapport à la chambre CC13, à l'exception du champ $3 \times 3 \text{ cm}^2$. Cela est dû au trop grand volume sensible du détecteur par rapport aux dimensions du champ, la mesure est donc sous-estimée avec la chambre Farmer.

Enfin, nous observons que le rôle de la DSP n'est pas significatif. En effet, la taille de champ ayant été adaptée, nous pouvons considérer que l'interaction du faisceau avec l'air (entre la source et le fantôme) est négligeable.

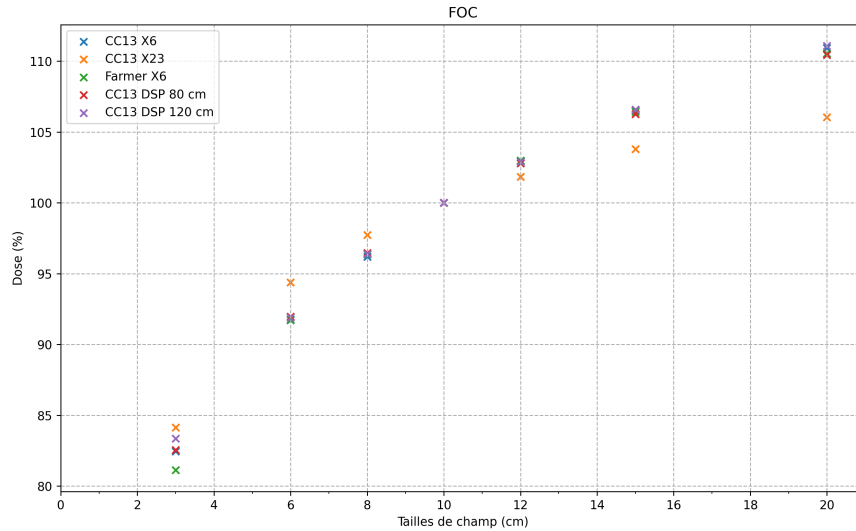


FIGURE 17 – Facteurs d'ouverture du collimateur (FOC)

Champ (cm²)	FOC ref (%)	FOC X23 (%)	FOC Farmer (%)	FOC DSP 80 (%)	FOC DSP 120 (%)
3x3	82,44	84,13	81,12	82,54	83,35
6x6	91,71	94,38	91,74	91,97	91,88
8x8	96,18	97,74	96,38	96,47	96,39
10x10	100	100	100	100	100
12x12	102,93	101,83	102,99	102,79	102,89
15x15	106,51	103,79	106,45	106,27	106,59
20x20	110,94	106,06	110,55	110,45	111,08

TABLE 14 – Résultats des mesures des FOC

Références

- [1] Julien Bellec. *Choix et utilisation des systèmes de mesure associés aux contrôles dosimétriques en radiothérapie*. Cours DQPRM.
- [2] B Chauvenet, F Delaunay, JM Dolo, G Le Roy, A Bridier, P Francois, and R Sabattier. Utilisation des références métrologiques nationales de dose absorbée dans l'eau et application du protocole de dosimétrie aiea trs n 398 aux faisceaux de photons de haute énergie.
- [3] Frédéric Coste. *Définition de la qualité des faisceaux de photons*. Cours Master 2 Nantes.
- [4] IBA Dosimetry. *MyQA Accept User's Guide*.
- [5] Philip Mayles, Alan Nahum, and Jean-Claude Rosenwald. *Handbook of radiotherapy physics : theory and practice*. CRC Press, 2007.
- [6] Ervin B Podgorsak. *Radiation oncology physics*. 2005.
- [7] Charlotte Robert. *Distribution de la dose absorbée dans un milieu : faisceau de photons de haute énergie*. Cours Master 2 Paris.