



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	2
2.2	Profils de dose	2
3	Résultats	3
3.1	Rendement en profondeur	3
3.1.1	Influence de l'énergie	3
3.1.2	Influence de la DSP	3
3.1.3	Influence de la taille de champ	4
3.1.4	Influence du détecteur	4
3.1.5	Influence de la chambre de référence	5
3.2	Profils de dose	7
3.2.1	Influence de l'énergie	7
3.2.2	Influence de la DSP	7
3.2.3	Influence de la taille de champ	8
3.2.4	Influence du détecteur	8
3.2.5	Influence du mode d'acquisition	9
3.2.6	Influence de l'orientation du profil	9
3.3	Facteurs d'ouverture du collimateur (FOC)	11

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. On a étudié l'influence de certains paramètres d'acquisition sur la dose relative. De plus, nous avons mesuré la dose absolue dans les conditions de référence en s'appuyant sur les protocoles internationaux fournis par l'Agence Internationale de l'Énergie Atomique (AIEA).

2 Matériels et méthodes

2.1 Rendement en profondeur

2.2 Profils 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 1 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. 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.

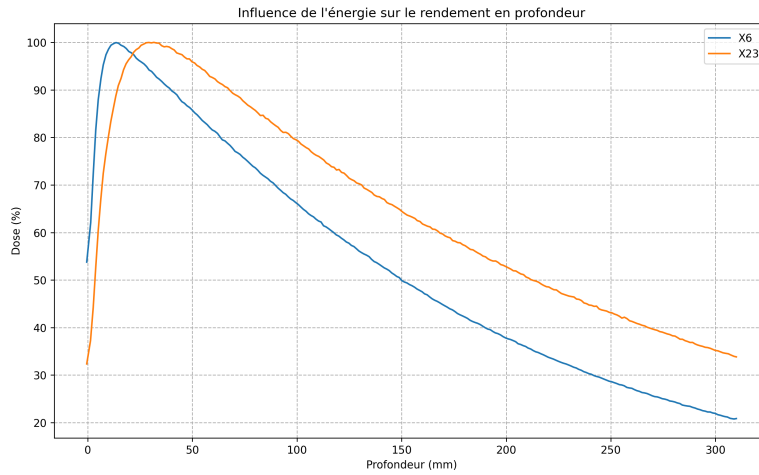


FIGURE 1 – Influence de l'énergie du faisceau sur le rendement en profondeur

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

TABLE 1 – 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 2 nous montre l'influence de la DSP (distance source patient) sur le rendement en profondeur¹. Nous pouvons voir que plus la DSP augmente, moins la dose relative est élevée.

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

La DSP n'a pas d'effet sur la zone de build-up ni sur la profondeur du maximum de dose.

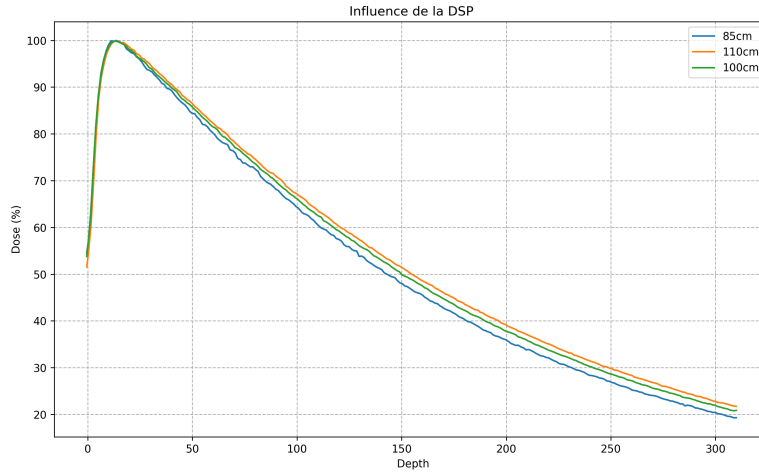


FIGURE 2 – Influence de la DSP sur le rendement en profondeur

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 2 – 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 dû 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).

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 3 – 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 :

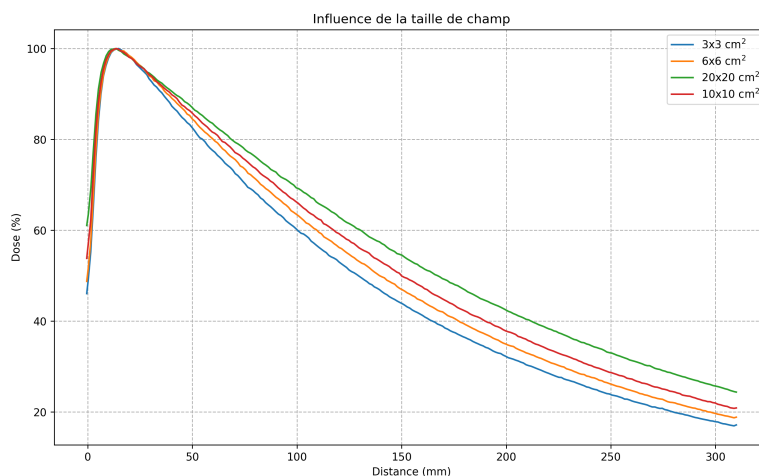


FIGURE 3 – Influence de la la taille de champ sur le rendement en profondeur

- CC13
- Diode SRS
- MicroDiamant
- Semiflex
- Pinpoint

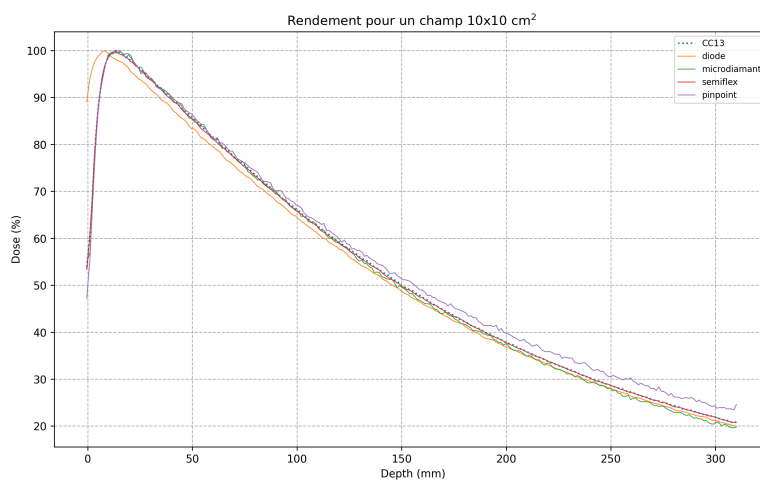
La figure 4 montre l'influence du détecteur choisi sur le rendement en profondeur. Nous pouvons voir que la diode mesure une plus grande dose à la surface. Cela est dû au Z effectif du détecteur qui est plus important que les autres détecteurs. Concernant les chambres d'ionisation Semiflex et CC13, leur volume sensible est très proche ($0,013 \text{ cm}^3$ pour la CC13 et $0,125 \text{ cm}^3$ 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 ($0,015 \text{ cm}^3$ et $0,004 \text{ mm}^3$ respectivement) la statistique de comptage est plus faible sur ces deux détecteurs puisque la vitesse d'acquisition est identique entre chacun des détecteurs.

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 4 – 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

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

FIGURE 4 – Influence du détecteur sur le profil d'un champ 10x10 cm²

rendement en profondeur pour observer ce rendement sans que la chambre de référence soit placée dans le champ. La figure 5 permet de voir l'importance de la présence de la chambre de référence. En effet, voyons que le signal est très bruité et ne permet donc pas d'analyser correctement les résultats.

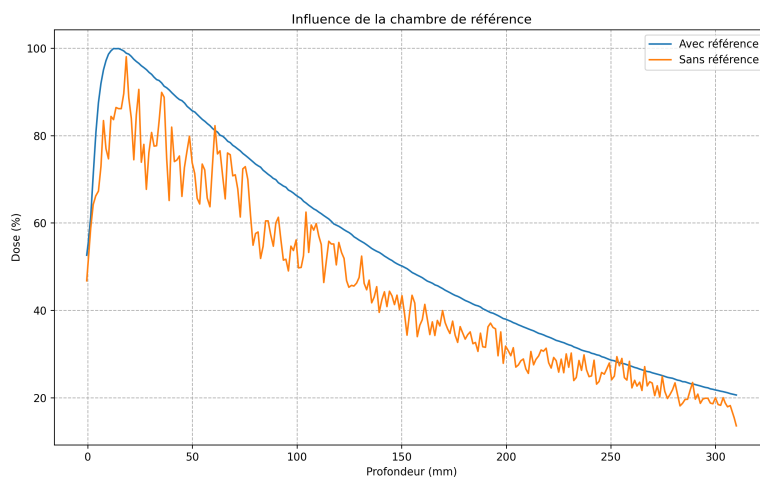


FIGURE 5 – Influence de la présence de la chambre de référence

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 6 et le tableau 5, car la transmission à travers les machoirs est plus importante et le cône égalisateur est différent entre le faisceau de 6 MV et celui de 23 MV.

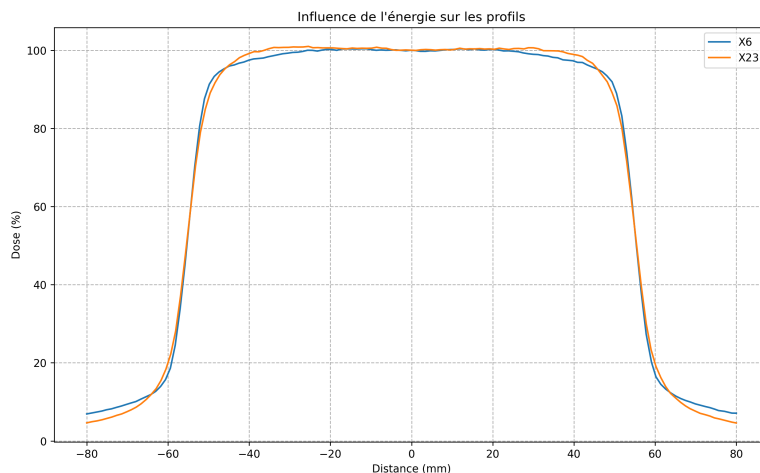


FIGURE 6 – Influence de l'énergie du faisceau sur les profils

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 5 – 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 7 et le tableau 9 montre très peu de différence. Cela s'explique par le fait que l'air est un milieu très peu diffusant et atténuant pour des photons de haute énergie. Nous pouvons donc considérer que la mesure de profils à profondeur constante en faisant varier la DSP n'influe pas sur la mesure.

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

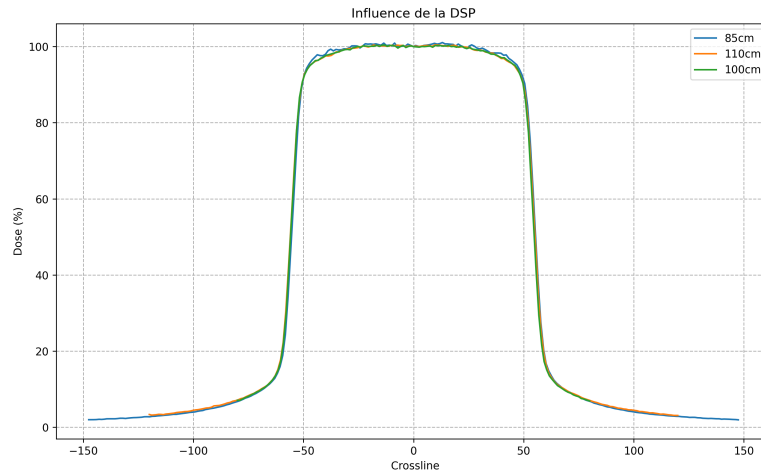


FIGURE 7 – Influence de la DSP sur les profils de dose

3.2.3 Influence de la taille de champ

Le tableau 7 montre que la pénombre augmente avec la taille de champ. Ce phénomène vient du fait que la surface du cône égalisateur est plus importante avec une grande taille de 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.

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

3.2.4 Influence du détecteur

La figure 9 et le tableau 8 nous montrent 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

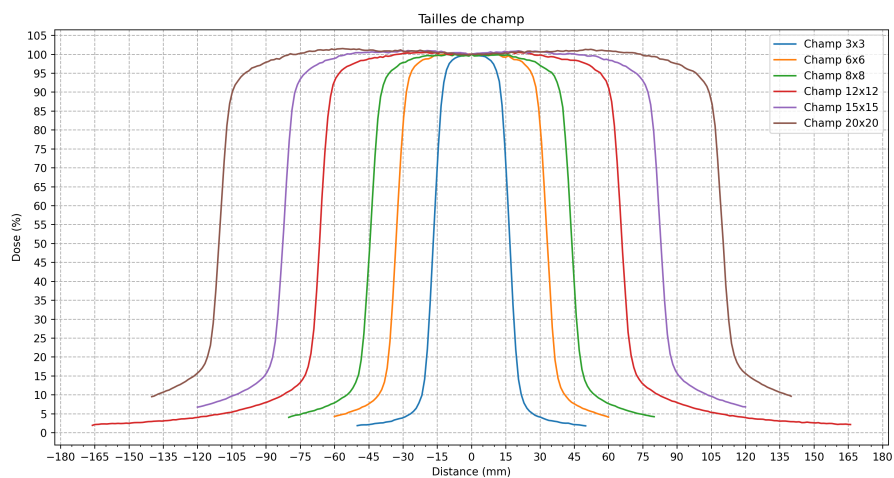


FIGURE 8 – Influence de la taille de champ sur les profils de dose

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 8 (0,65 cm de pénombre pour la Pinpoint contre 0,39 en moyenne pour le MicroDiamant).

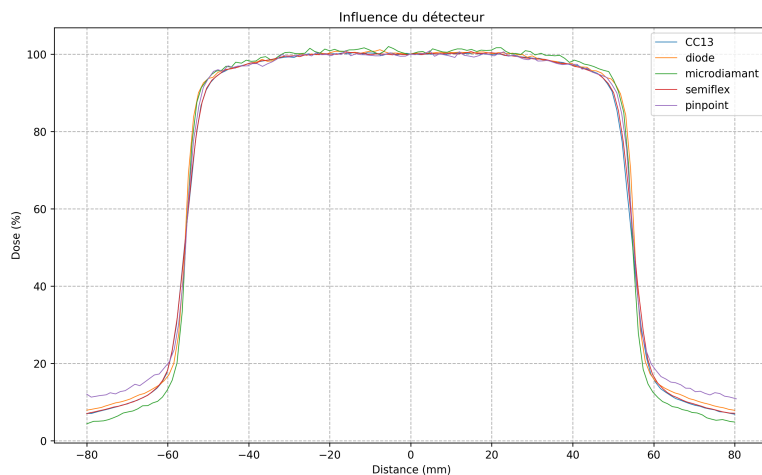


FIGURE 9 – Influence du détecteur sur les profils de dose

3.2.5 Influence du mode d'acquisition

3.2.6 Influence de l'orientation du profil

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 8 – Influence du détecteur sur les profils (résultats MyQA)

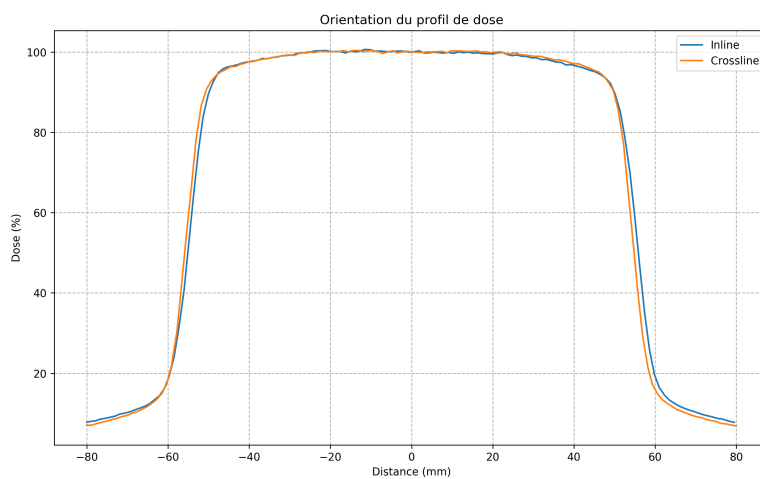


FIGURE 10 – Influence de l'orientation du profil

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

3.3 Facteurs d'ouverture du collimateur (FOC)

La figure 11 nous montre les FOC mesurés pour des champs allant de 3x3 cm² à 20x20 cm². Premièrement, lorsque l'énergie augmente, nous observons que les FOC croissent plus lentement. Ayant moins de rayonnements diffusés aux énergies élevées, le dépôt de dose est plus faible.

Lorsque une chambre d'ionisation avec un volume sensible élevé (chambre Farmer), les résultats sont quasiment identiques à l'exception du champ 3x3 cm². Cela est dû au trop grand volume sensible, la mesure est donc sous-estimée.

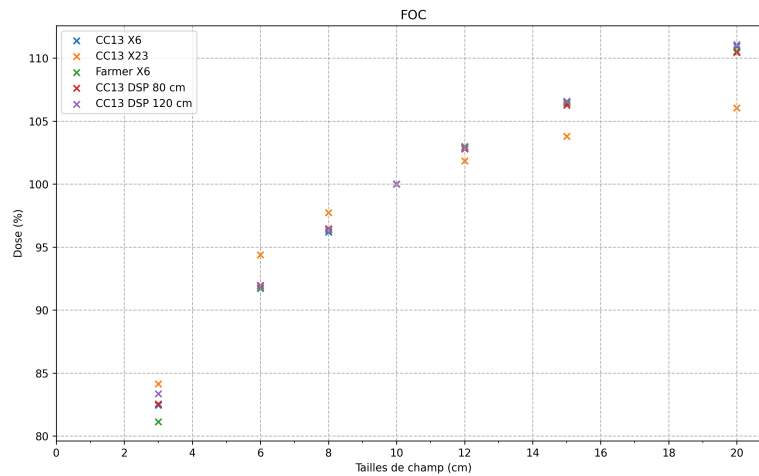


FIGURE 11 – Facteurs d'ouverture du collimateur (FOC)

Champ (cm ²)	Charge moyenne (nC)	FOC ref (%)	FOC X23 (%)	FOC Farmer (%)	FOC DSP 80 (%)	FOC DSP 120 (%)
3x3	4,846	82,44	84,13	81,12	82,54	83,35
6x6	5,391	91,71	94,38	91,74	91,97	91,88
8x8	5,654	96,18	97,74	96,38	96,47	96,39
10x10	5,878	100	100	100	100	100
12x12	6,051	102,93	101,83	102,99	102,79	102,89
15x15	6,261	106,51	103,79	106,45	106,27	106,59
20x20	6,521	110,94	106,06	110,55	110,45	111,08

TABLE 10 – Résultats des mesures des FOC