



Diplôme de Qualification en Physique Radiologique et Médicale

**Faisceaux d'électrons de haute énergie : étude de la
variation relative de la dose absorbée**

Fiche n°4

Alexandre RINTAUD

Encadrant :

Thomas MARSAC

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	3
2.3	Facteur d'ouverture du collimateur	4
3	Résultats	5
3.1	Rendements en profondeur	5
3.1.1	Influence de l'énergie	5
3.1.2	Influence de la taille de champ	5
3.1.3	Influence de la DSP	6
3.1.4	Influence du détecteur	7
3.2	Profils de dose	8
3.2.1	Influence de l'énergie	8
3.2.2	Influence de la taille de champ	8
3.2.3	Influence de la DSP	9
3.2.4	Influence du détecteur	10
3.3	Influence de la vitesse d'acquisition	11
3.4	Influence de l'orientation du profil	11
3.5	Facteurs d'ouverture du collimateur	12
	Références	13

1 Introduction

2 Matériels et méthodes

Cette partie est consacrée au matériel et à la méthode permettant d'étudier la répartition de la dose absorbée dans le fantôme d'eau utilisé. Le tableau 1 et 2 donnent respectivement l'ensemble des mesures réalisées et le matériel utilisé pour la dosimétrie relative dans des faisceaux d'électrons.

		Référence	Comparaisons
Rendement	Champ (cm ²)	10x10	6x6, 15x15, 20x20
	DSP (cm)	100	105, 110
	Energie (MV)	9	6, 12, 15, 18
	Détecteur	ROOS	CC13
Profils	Champ (cm ²)	10x10	6x6, 15x15, 20x20
	Energie (MV)	9	6, 12, 15, 18
	Détecteur	CC13	ROOS
	Orientation du profil	Crossline	Inline
	DSP (cm)	100	105, 110
FOC	Energie (MV)	6	15

TABLE 1 – Différentes mesures réalisées pour la dosimétrie relative

Matériel	Volume sensible (cm ²)	Matériau	Constructeur	N° de série
Chambre CC13 (référence)	0,13	Air	IBA	3922
Chambre CC13 (champ)	0,13	Air	IBA	3923
Chambre ROOS	0,35	Air	PTW	002030
Electromètre Unidos	/	/	PTW	20505
Cuve à eau Blue Phantom 2	/	/	IBA	8173
Clinac iX 2300 (Clinac 3)	/	/	Varian	H141033

TABLE 2 – 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 :

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

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

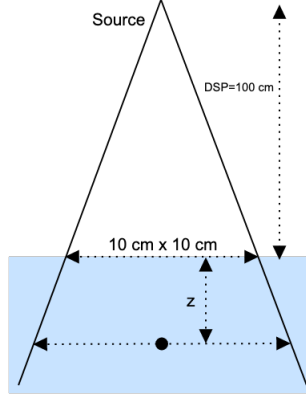


FIGURE 1 – Géométrie pour la mesure du rendement en profondeur

Pour les faisceaux d'électrons, le rendement en profondeur mesuré par le logiciel d'analyse n'est pas un rendement en dose mais un rendement en ionisations. Il faut donc appliquer une correction sur chacun des points de la courbe à l'aide de la formule suivante [2][3] :

$$\%dd_w(d) = \%di_w(d) \times \frac{(\bar{L}/\rho)_{air}^w(R_{50}, d) P_{fl}(E_d)}{(\bar{L}/\rho)_{air}^w(R_{50}, d_{max}) P_{fl}(E_{d_{max}})} \quad (2)$$

Avec :

- $\%dd_w(d)$ le pourcentage de dose dans l'eau à la profondeur d
- $\%di_w(d)$ le pourcentage d'ionisation dans l'eau à la profondeur d
- $(\bar{L}/\rho)_{air}^w(R_{50}, d)$ le rapport entre le pouvoir d'arrêt massique de l'eau et celui de l'air
- R_{50} le parcours où 50% de la dose est déposée par les électrons
- P_{fl} le facteur qui corrige la réponse d'une chambre d'ionisation en fonction de la perturbation de la fluence d'électrons qui se produit dans la chambre
- \bar{E}_d l'énergie moyenne d'un faisceau d'électrons à la profondeur d donnée par l'équation 3

$$\bar{E}_d = \bar{E}_0 \left(1 - \frac{z}{R_p} \right) \quad (3)$$

Avec $\bar{E}_0 = 2,4R_{50}$ [MeV] [2][3].

2.2 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 2) :

- 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 :

$$H = \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (4)$$

- La symétrie est définie de la manière suivante :

$$S = \max \left(\frac{D(-x)}{D(+x)}; \frac{D(+x)}{D(-x)} \right) \quad (5)$$

- 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.

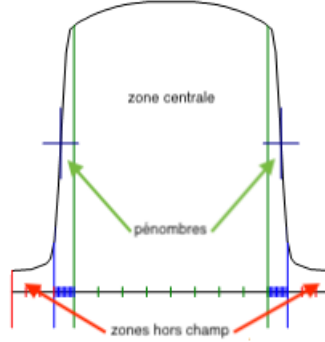


FIGURE 2 – Différentes régions d'un profil de dose

2.3 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} :

$$FOC(A, E, z) = \frac{D(A, E, z)}{D(A_{ref}, E, z)} \quad (6)$$

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

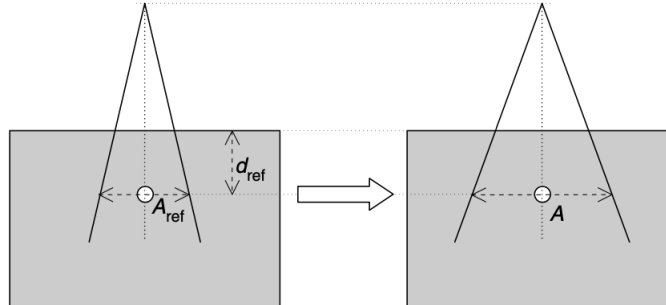


FIGURE 3 – Géométrie de mesure des FOC [4]

3 Résultats

3.1 Rendements en profondeur

3.1.1 Influence de l'énergie

Nous pouvons observer plusieurs effets de l'énergie du faisceau sur les rendements en profondeur à l'aide du tableau 3 et de la figure 4 :

- le parcours pratique R_p augmente avec l'énergie puisque celle-ci permet une plus grande portée des électrons
- la dose à la surface augmente avec l'énergie car la diffusion des électrons est moins importante à haute énergie, ce qui diminue l'écart entre la dose déposée à l'entrée et celle du maximum
- la dose en fin de parcours est plus importante à haute énergie car le rayonnement de freinage généré pour les particules primaires est lui-même plus énergétique

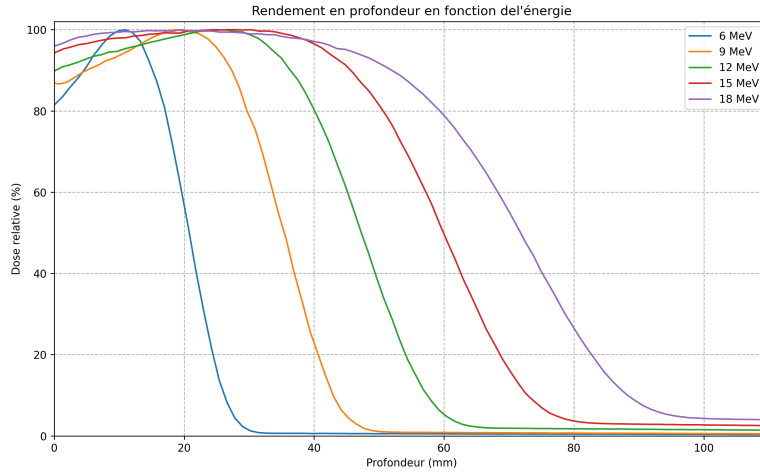


FIGURE 4 – Influence de l'énergie du faisceau d'électrons sur le rendement en profondeur

Energie (MeV)	R_{100} (cm)	R_{50} (cm)	R_{85} (cm)	R_p (cm)	E_{p0} (MeV)	E_0 (MeV)
6	1,09	2,08	1,62	2,65	5,49	4,84
9	1,82	3,32	2,66	4,13	8,44	7,73
12	2,42	4,73	3,85	5,79	11,77	11,02
15	2,67	5,99	4,83	7,31	14,82	13,96
18	1,94	7,18	5,62	8,84	17,91	16,73

TABLE 3 – Résultats de l'influence de l'énergie sur le rendement en profondeur pour les faisceaux d'électrons du Clinac 3

3.1.2 Influence de la taille de champ

Nous pouvons voir que la taille de champ n'a quasiment aucun effet sur l'ensemble de la courbe de rendement en profondeur pour des tailles de champ allant de $6 \times \text{cm}^2$ à $20 \times 20 \text{ cm}^2$ (cf figure 5 et tableau 4). Nous pouvons supposer que l'équilibre électronique latéral est suffisant pour ces tailles de champ. Certainement que ce ne serait pas le cas avec des petits champs et que cela impacterait le rendement en profondeur.

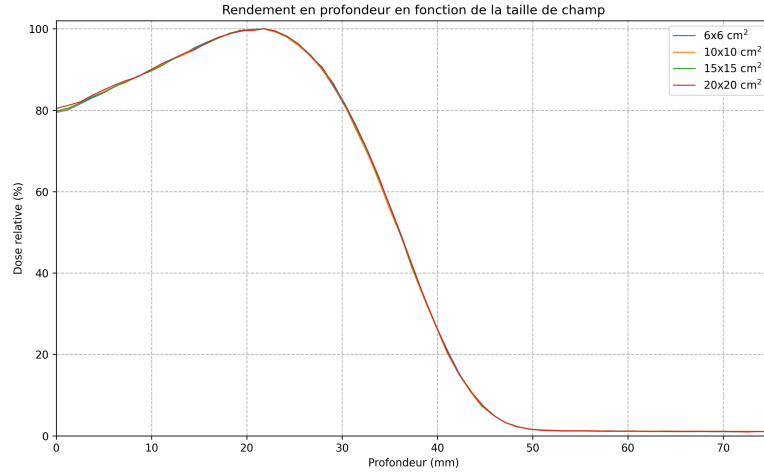


FIGURE 5 – Influence de la taille de champ du faisceau d'électrons sur le rendement en profondeur

Taille de champ (cm ²)	R ₁₀₀ (cm)	R ₅₀ (cm)	R ₈₅ (cm)	R _p (cm)	E _{p0} (MeV)	E ₀ (MeV)
6x6	2,18	3,61	2,93	4,41	9,01	8,40
10x10	2,17	3,60	2,93	4,42	9,01	8,39
15x15	2,19	3,60	2,94	4,42	9,03	8,40
20x20	2,18	3,61	2,94	4,41	9,00	8,40

TABLE 4 – Résultats de l'influence de la taille de champ sur le rendement en profondeur pour les faisceaux d'électrons du Clinac 3

3.1.3 Influence de la DSP

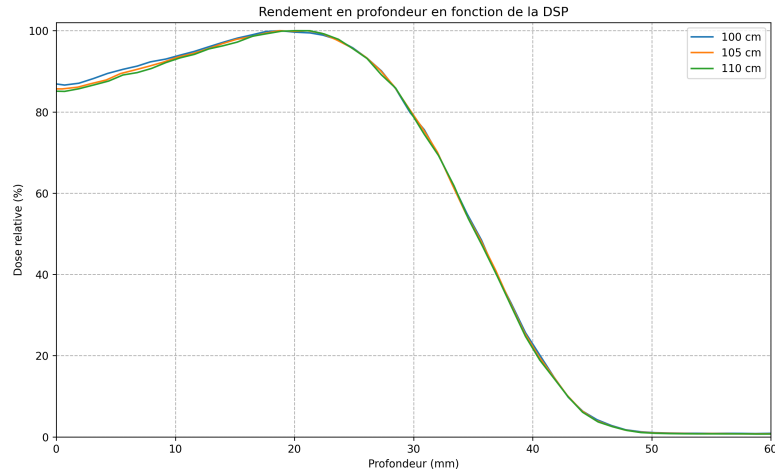


FIGURE 6 – Influence de la DSP sur le rendement en profondeur

La distance source patient influence le rendement en profondeur uniquement sur la dose à l'entrée et la profondeur du maximum de dose. En effet, nous pouvons voir que plus la DSP augmente, plus la dose à

DSP (cm)	R_{100} (cm)	R_{50} (cm)	R_{85} (cm)	R_p (cm)	E_{p0} (MeV)	E_0 (MeV)
100	1,88	3,54	2,87	4,36	8,89	8,26
105	1,87	3,54	2,87	4,35	8,89	8,24
110	2,01	3,52	2,87	4,35	8,89	8,21

TABLE 5 – Influence de la DSP sur le rendement en profondeur pour les faisceaux d'électrons du Clinac 3

l'entrée ainsi que le R_{100} augmentent. Cela peut s'expliquer par le fait que l'énergie moyenne du faisceau diminue pour une DSP qui augmente (voir 5) car les électrons diffusent dans l'air, ce qui n'est pas le cas de façon sensible pour les photons.

3.1.4 Influence du détecteur

Comme le parcours des électrons est très faible par rapport aux photons dans l'eau, la variation de la dose relative selon l'axe du faisceau est importante. Or la largeur du volume sensible de la chambre ROOS étant de 2 mm (contre 6 mm de diamètre pour la CC13), celle-ci permet d'avoir une meilleure représentation des rendements en profondeur pour les faisceaux d'électrons. La chambre CC13 sous-estime la dose dans la zone de build-up, comme nous pouvons le voir sur la figure 7 et le tableau 6.

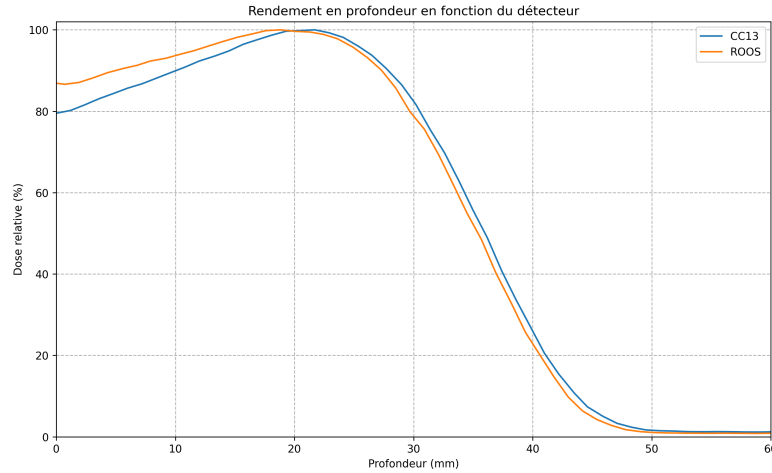


FIGURE 7 – Influence du détecteur sur le rendement en profondeur

Détecteur	R_{100} (cm)	R_{50} (cm)	R_{85} (cm)	R_p (cm)	E_{p0} (MeV)	E_0 (MeV)
CC13	2,17	3,6	2,93	4,42	9,01	8,39
ROOS	1,82	3,32	2,66	4,13	8,44	7,73

TABLE 6 – Résultats de l'influence du détecteur sur le rendement en profondeur pour les faisceaux d'électrons du Clinac 3

3.2 Profils de dose

3.2.1 Influence de l'énergie

Nous voyons que la pénombre augmente avec l'énergie, ce qui est contradictoire puisque l'angle de diffusion des électrons diminue avec l'énergie. Cependant, comme le R_{100} n'est pas le même pour toutes les énergies, la profondeur de mesure est modifiée. Pour une énergie de 18 MeV, la profondeur est plus faible que certaines énergies et l'angle de diffusion des électrons est moindre puisque c'est l'énergie la plus élevée. Ces deux paramètres combinés donnent une pénombre qui est bien plus faible que pour les autres énergies. De plus, nous voyons que l'homogénéité se dégrade avec l'énergie (jusqu'à 12 MeV) car la profondeur de mesure augmente progressivement.

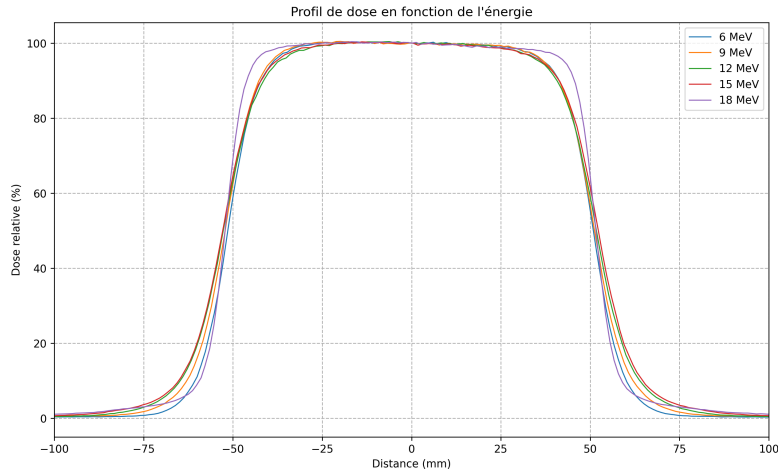


FIGURE 8 – Influence de l'énergie du faisceau d'électrons sur le profil de dose

Energie (MeV)	H (%)	S (%)	Taille de champ (cm)	Pénombre (cm)	Centre (cm)	Deviation (%)
6	4,75	101,54	10,23	1,14-1,14	-0,03	100,35
9	5,17	102,79	10,34	1,25-1,25	-0,05	100,45
12	6,31	101,33	10,44	1,40-1,40	-0,04	100,41
15	5,90	101,56	10,52	1,40-1,39	-0,03	100,33
18	2,05	101,48	10,38	0,78-0,78	-0,03	100,38

TABLE 7 – Influence de l'énergie sur le profil de dose pour les faisceaux d'électrons du Clinac 3

3.2.2 Influence de la taille de champ

Plus la taille de champ augmente, plus l'homogénéité s'améliore. Cela est dû à l'effet d'équilibre électronique latéral qui se dégrade pour des petits champs.

De plus, nous voyons que la taille de champ calculée par MyQA n'est pas tout à fait celle prévue car la DSP lors des mesures est de 100 cm, ce qui ne place pas le détecteur à l'isocentre.

Pour finir, nous voyons que la pénombre pour un champ de 6×6 cm² est plus grande que pour les autres tailles de champ. Ceci s'explique par le fait qu'à cette taille, il n'y a pas d'effet de plateau (d'où une homogénéité dégradée) et qu'il y a un défaut d'équilibre électronique.

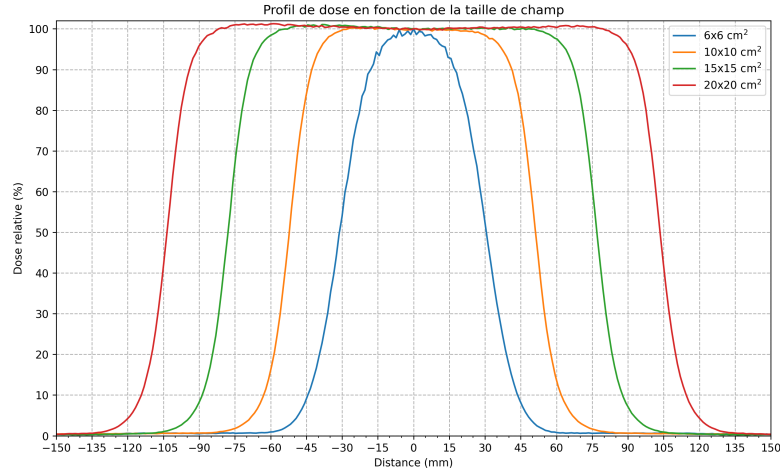


FIGURE 9 – Influence de la taille de champ du faisceau d'électrons sur le profil de dose

Taille de champ (cm ²)	H (%)	S (%)	Taille de champ (cm)	Pénombre (cm)	Centre (cm)	Déviaton (%)
6x6	15,53	102,89	6,16	1,68-1,68	-0,03	100,02
10x10	5,17	102,79	10,34	1,25-1,25	-0,05	100,45
15x15	2,23	101,14	15,49	1,24-1,25	-0,05	101,06
20x20	1,04	100,86	20,7	1,23-1,25	0	101,26

TABLE 8 – Influence de la taille de champ sur les profils de dose pour les faisceaux d'électrons du Clinac 3

3.2.3 Influence de la DSP

Lorsque la DSP augmente, nous voyons tout d'abord que l'homogénéité se dégrade du fait de la diffusion plus importante dans l'air des électrons. De plus, l'effet de cette augmentation agit sur l'accroissement de la pénombre car l'énergie moyenne du faisceau à l'entrée du fantôme d'eau est plus faible, ce qui implique un plus grand angle de diffusion des électrons. Enfin, la taille de champ calculée par le logiciel d'analyse augmente pour une DSP qui augmente car la profondeur de mesure est fixe pour les trois mesures, du fait du faible parcours des électrons dans l'eau.

DSP (cm)	H (%)	S (%)	Taille de champ (cm)	Pénombre (cm)	Centre (cm)	Deviation (%)
100	5,17	102,79	10,34	1,25-1,25	-0,05	100,45
105	6,14	101,58	10,90	1,46-1,49	-0,01	100,47
110	7,47	101,05	11,47	1,73-1,73	0,03	100,55

TABLE 9 – Influence de la DSP sur les profils de dose pour les faisceaux d'électrons du Clinac 3

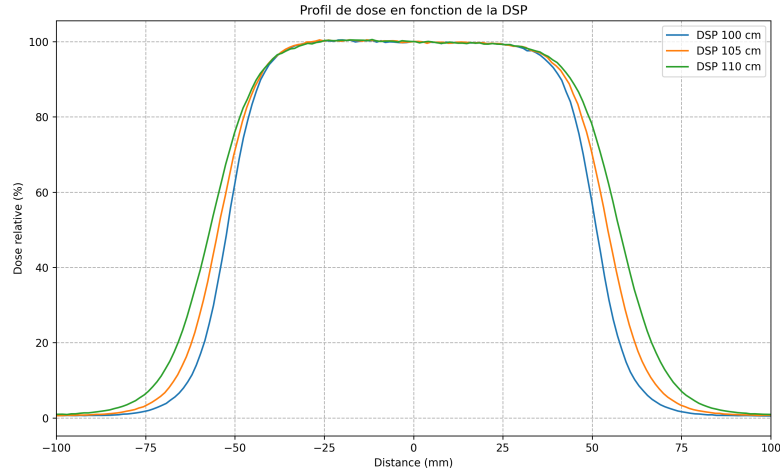


FIGURE 10 – Influence de la DSP sur le profil de dose

3.2.4 Influence du détecteur

Le tableau 10 donne une plus grande pénombre pour la chambre ROOS. Cela s'explique par le fait que cette chambre est plate et plus étalée dans le plan perpendiculaire à l'axe du faisceau. La chambre CC13 est donc plus ponctuelle que la ROOS.

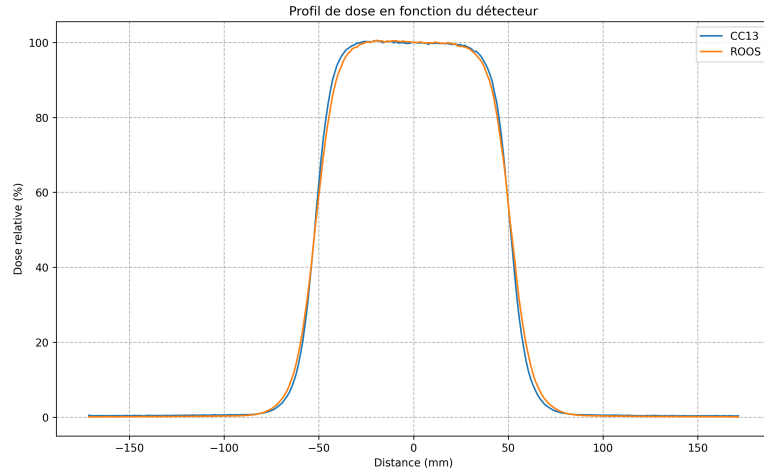


FIGURE 11 – Influence du détecteur sur le profil de dose

Détecteur	H (%)	S (%)	Taille de champ (cm)	Pénombre (cm)	Centre (cm)	Deviation (%)
CC13	5,17	102,79	10,34	1,25-1,25	-0,05	100,45
ROOS	6,81	101,61	10,36	1,50-1,51	-0,02	100,53

TABLE 10 – Influence du détecteur sur les profils de dose des faisceaux d'électrons du Clinac 3

3.3 Influence de la vitesse d'acquisition

Nous voyons sur la figure 12 que l'acquisition avec une vitesse rapide est beaucoup plus bruitée que celle avec une vitesse lente. Cela vient du fait que la statistique de comptage est meilleure sur la vitesse lente que sur la vitesse rapide.

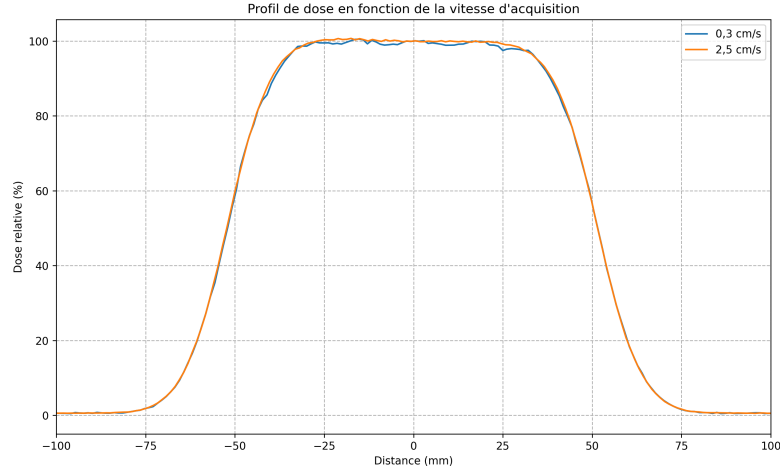


FIGURE 12 – Influence de la vitesse d'acquisition sur le profil de dose

Vitesse (cm/s)	H (%)	S (%)	Taille de champ (cm)	Pénombre (cm)	Centre (cm)	Deviation (%)
0,3	8,29	102,3	10,38	1,65-1,65	-0,04	100,71
2,5	8,80	102,9	10,37	1,66-1,66	-0,03	100,52

TABLE 11 – Influence de la vitesse d'acquisition sur le profils de dose des faisceaux d'électrons du Clinac 3

3.4 Influence de l'orientation du profil

La taille de champ mesurée à l'aide de MyQA est quasiment la même entre les deux orientations (cf tableau 12). Nous pouvons observer un léger décalage par rapport au centre du faisceaux. Ceci peut s'expliquer par les bobines de déviations du faisceau d'électrons.

Orientation	H (%)	S (%)	Taille de champ (cm)	Pénombre (cm)	Centre (cm)	Deviation (%)
Inline	6,80	102,07	10,35	1,51-1,51	-0,05	100,27
Crossline	6,81	101,61	10,36	1,50-1,51	-0,02	100,53

TABLE 12 – Influence de l'orientation sur le profil de dose des faisceaux d'électrons du Clinac 3

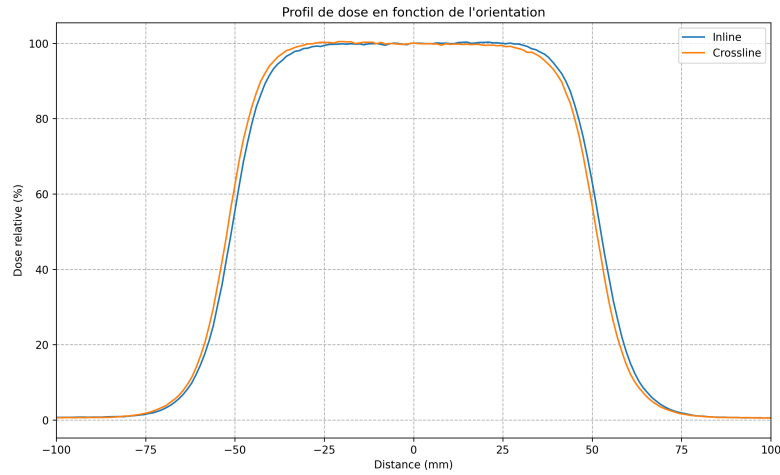


FIGURE 13 – Influence de l'orientation de l'acquisition sur le profil de dose

3.5 Facteurs d'ouverture du collimateur

En fonction de l'énergie du faisceau choisie sur l'accélérateur, les mâchoires n'ont pas la même ouverture pour une même taille de champ au niveau de l'applicateur. Ces réglages étant imposés par Varian, il n'est pas possible d'obtenir des courbes de FOC croissantes comme pour les faisceaux de photons.

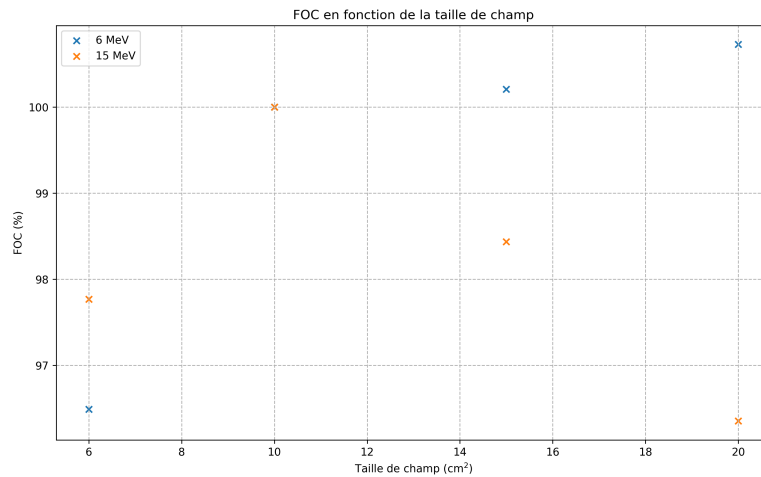


FIGURE 14 – Facteurs d'ouverture du collimateur

Références

- [1] *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. Number 398 in Technical Reports Series. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Vienna, 2001.
- [2] KHAN FM. Clinical electron-beam dosimetry. report of aapm radiation therapy committee task group 25. *Med. Phys.*, 18 :73–109, 1991.
- [3] Bruce J Gerbi, John A Antolak, F Christopher Deibel, David S Followill, Michael G Herman, Patrick D Higgins, M Saiful Huq, Dimitris N Mihailidis, Ellen D Yorke, Kenneth R Hogstrom, et al. Recommendations for clinical electron beam dosimetry : supplement to the recommendations of task group 25. *Medical physics*, 36(7) :3239–3279, 2009.
- [4] Philip Mayles, Alan Nahum, and Jean-Claude Rosenwald. *Handbook of radiotherapy physics : theory and practice*. CRC Press, 2007.
- [5] Ervin B Podgorsak. *Radiation oncology physics*. 2005.
- [6] Charlotte Robert. *Distribution de la dose absorbée dans un milieu : faisceau d’électrons de haute énergie*. Cours Master 2 Paris.