



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	4
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	6
3.1.3	Influence de la DSP	7
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	9
3.2.3	Influence de la DSP	10
3.2.4	Influence du détecteur	11
3.3	Influence de la vitesse d'acquisition	12
3.4	Influence de l'orientation du profil	12
3.5	Facteurs d'ouverture du collimateur	13
	Références	14

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. Cependant, et de façon de plus en plus rares, les faisceaux d'électrons sont également utilisés pour des tumeurs plutôt superficielles au vu du faible parcours dans la matière, contrairement aux photons. 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 d'électrons utilisés en radiothérapie. Premièrement, le matériel et les méthodes utilisés lors des mesures des doses relatives concernant les rendements en profondeur, les profils de dose ainsi que les facteurs d'ouverture du collimateur (FOC), puis les résultats seront présentés et discutés.

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 meures réalisées pour la dosimétrie relative

Matériel	Volulme 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

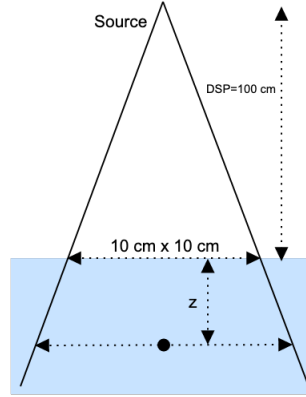


FIGURE 1 – Géométrie pour la mesure du rendement en profondeur

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 puisque le pouvoir d'arrêt des électrons chute avec la profondeur, ce qui n'est pas le cas pour les photons. 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. L'homogénéité du faisceau est obtenue à l'aide de deux diffuseurs. Le premier pour disperser le faisceau et le second pour l'homogénéiser. 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.

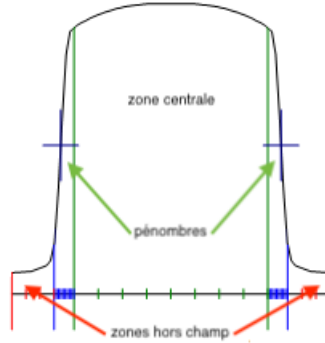


FIGURE 2 – Différentes régions d'un profil de dose

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

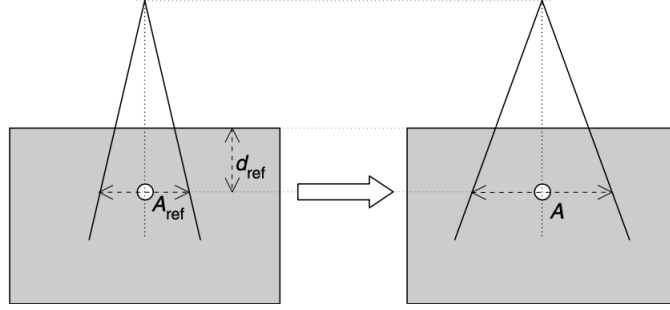


FIGURE 3 – Géométrie de mesure des FOC [4]

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

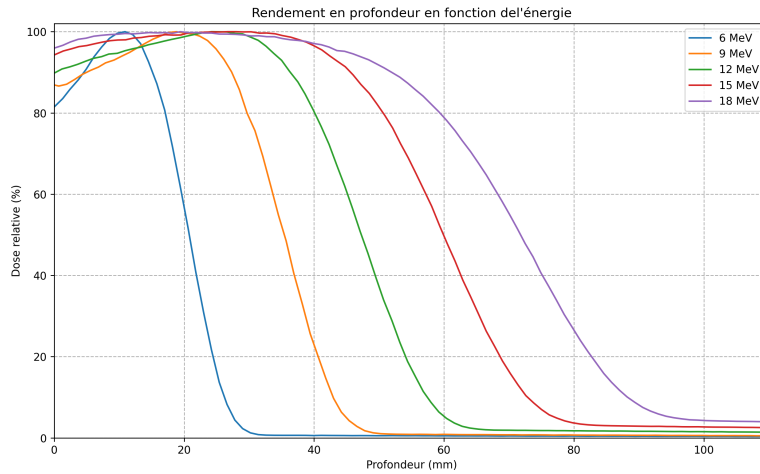


FIGURE 4 – Rendements en profondeur pour plusieurs énergies de faisceaux. Taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, DSP de 100 cm

Le tableau 4 donne les écarts relatifs du R_{50} mesuré lors de la recette et celui mesuré lors des manipulations et nous voyons que les écarts sont hors tolérances. Lors de la recettes, les rendements en profondeur ont été acquis à l'aide de la chambre CC13, hors nous avons mesuré les rendements avec la chambre ROOS. Nous

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

Énergie (MeV)	R ₅₀ recette (cm)	R ₅₀ mesures (cm)	Écart (mm)
6	2,08	2,33	2,5
9	3,32	3,56	2,4
12	4,73	4,99	2,6
15	5,99	6,27	2,8
18	7,18	7,48	3,0

TABLE 4 – Écart entre le R_{50} obtenu lors des mesures et celui obtenu lors de la recette pour l'ensemble des énergies de l'accélérateur utilisé

ne pouvons donc pas obtenir des résultats semblables puisque ces deux détecteurs n'ont pas du tout la même forme de volume sensible. Les résultats concernant la comparaison entre ces deux détecteurs (voir partie 3.1.4) nous rassurent à ce sujet puisque, pour un faisceau d'énergie de 9 MeV, l'écart entre les deux mesures est de 0,7 mm, ce qui est dans les tolérances.

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 $6 \times 6 \text{ cm}^2$ à $20 \times 20 \text{ cm}^2$ (cf figure 5 et tableau 5). 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.

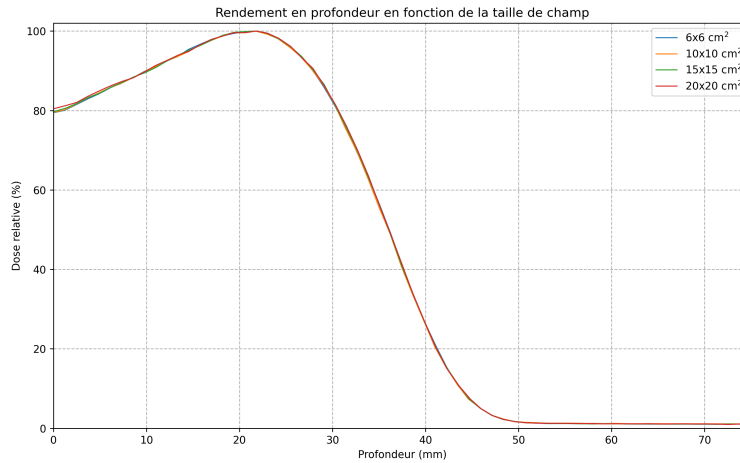


FIGURE 5 – Rendements en profondeur pour différentes tailles de champ. Energie de 9 MeV et DSP de 100 cm

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 5 – 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

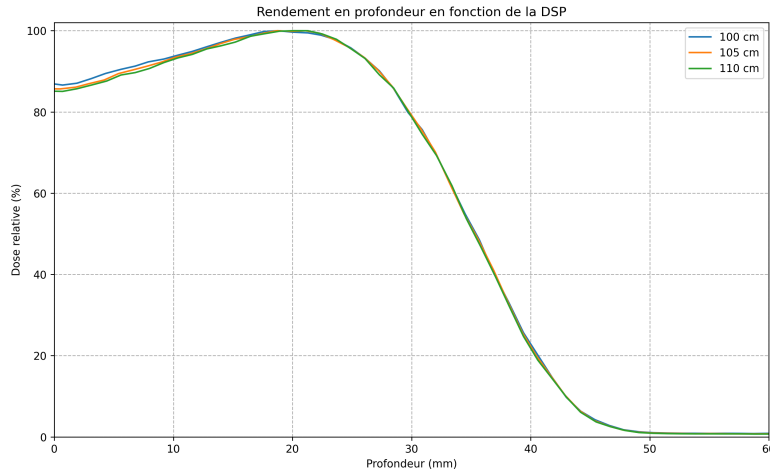


FIGURE 6 – Rendements en profondeur pour plusieurs DSP. Taille de champ de 10×10 cm² et énergie de 9 MeV

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

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 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 6) car les électrons diffusent dans l'air, ce qui n'est pas le cas de façon sensible pour les photons. En routine clinique, nous pouvons en conclure que les tolérances sur le placement du patient à la bonne DSP ne sont pas très strictes.

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 7. Il est donc recommandé de choisir la chambre ROOS pour les acquisitions des rendements en profondeur.

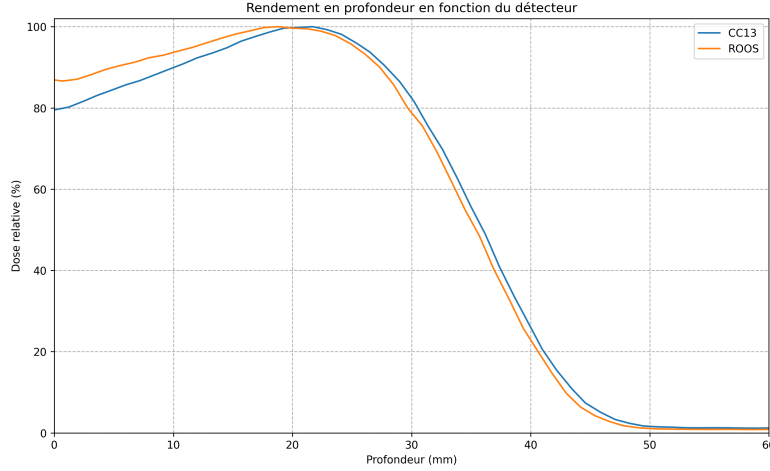


FIGURE 7 – Rendements en profondeur pour différents détecteurs. Taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, énergie de 9 MeV et DSP de 10 cm

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 7 – 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 légèrement avec l'énergie (jusqu'à 12 MeV) car la profondeur de mesure augmente progressivement.

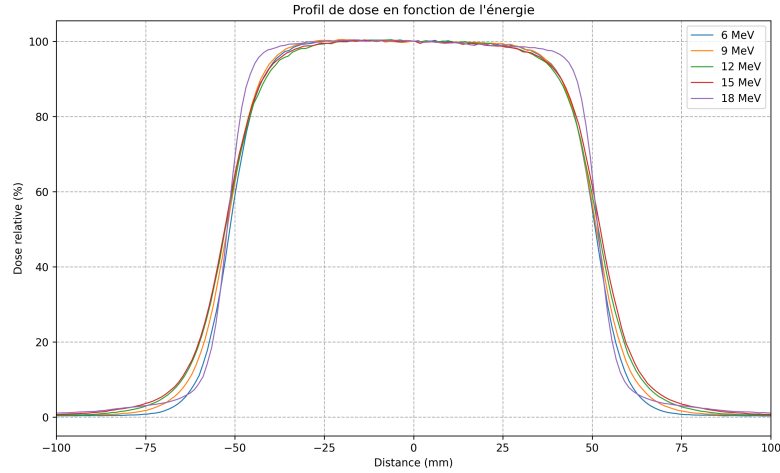


FIGURE 8 – Profils de dose pour différents énergies de faisceaux d'électrons. Taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ et DSP de 100 cm

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 8 – 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 $6 \times 6 \text{ cm}^2$ 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.

Taille de champ (cm^2)	H (%)	S (%)	Taille de champ (cm)	Pénombre (cm)	Centre (cm)	Déviatiion (%)
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 9 – Influence de la taille de champ sur les profils de dose pour les faisceaux d'électrons du Clinac 3

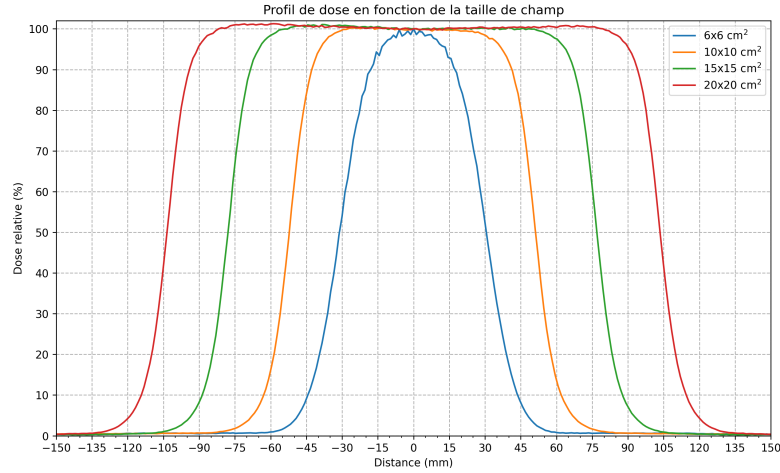
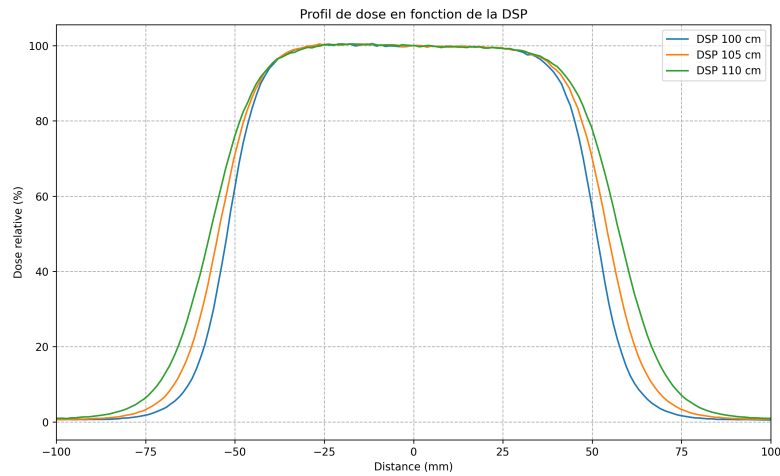


FIGURE 9 – Profils de dose pour différentes tailles de champ. DSP de 100 cm et énergie de 9 MeV

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. Il est donc préférable en clinique de diminuer la DSP au maximum. 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.

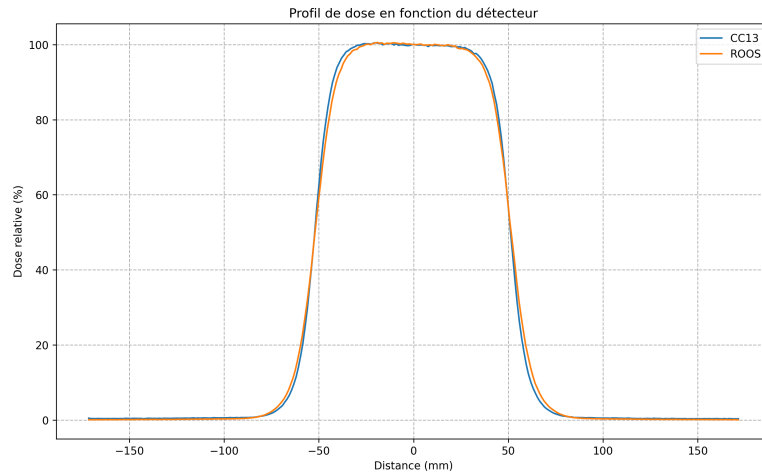
FIGURE 10 – Profils de dose pour différentes DSP. Taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, énergie de 9 MeV et énergie de 9 MeV

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

3.2.4 Influence du détecteur

Le tableau 11 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 plus adaptée pour les acquisitions des profils de dose car elle est plus ponctuelle que la ROOS.

FIGURE 11 – Profils de dose pour différents détecteurs. Taille de champ de 10×10 cm², énergie de 9 MeV et DSP de 100 cm

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 11 – 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.

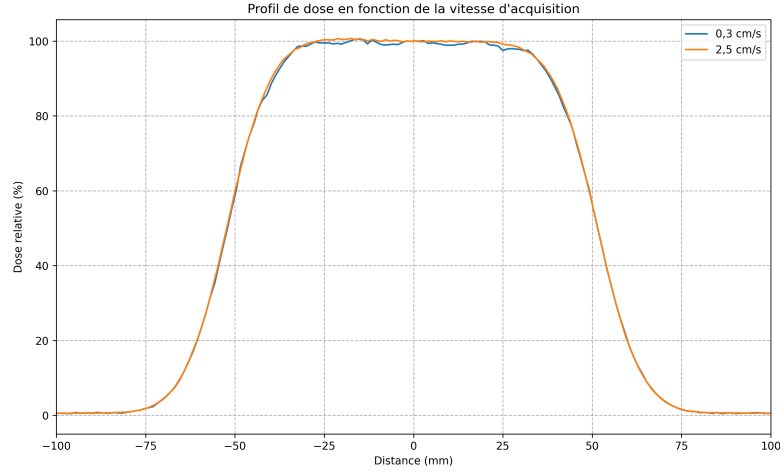


FIGURE 12 – Profils de dose pour différentes vitesses d'acquisition. Taille de champ de 10×10 cm², énergie de 9 MeV et DSP de 100 cm

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 12 – 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 13). 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 13 – Influence de l'orientation sur le profil de dose des faisceaux d'électrons du Clinac 3

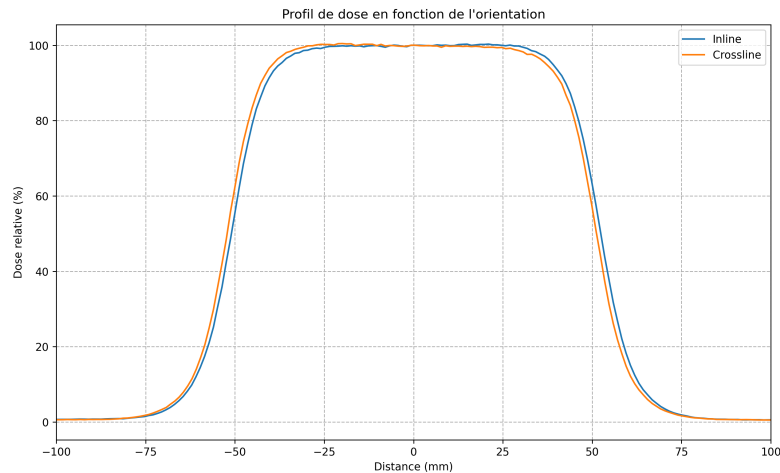


FIGURE 13 – Profils de dose pour différentes orientations d'acquisition. Taille de champ de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, énergie de 9 MeV et DSP de 100 cm

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 puisque les conditions de diffusion sont différentes.

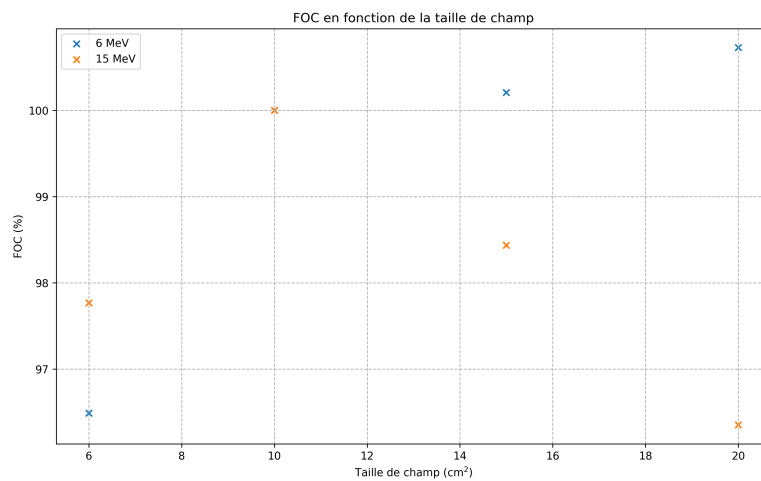


FIGURE 14 – Facteurs d'ouverture du collimateur (FOC) pour différentes énergies. DSP de 100 cm.

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.