

*Fiche d'activité 4 – Faisceaux d'électrons de
haute énergie : étude de la variation relative de
la dose absorbée et détermination de la dose
absorbée de référence*

GONTIER Charlotte

Travail encadré par Thomas Marsac et Camille Llagostera

I. INTRODUCTION.....	3
1) Dosimétrie relative	3
a. Rendement en profondeur.....	3
b. Profil	3
c. Facteur d'ouverture collimateur	4
2) Dosimétrie absolue	4
a. TRS 277	4
b. TRS 398	4
c. Etalonnage croisé.....	5
d. Corrections appliquées à la chambre d'ionisation.....	6
e. Incertitudes.....	6
3) Matériel	7
II. MESURES ET RESULTATS.....	7
1) Rendements en profondeur	8
a. Dépendance en énergie	8
b. Dépendance selon la taille de champ.....	9
c. Dépendance selon la DSP	9
d. Dépendance selon le détecteur	10
2) Profils.....	10
a. Dépendance en énergie	10
b. Dépendance avec la taille de champ.....	11
c. Dépendance avec l'orientation	12
d. Dépendance avec la vitesse de balayage	12
e. Dépendance avec la DSP	13
f. Dépendance selon la position de la chambre de référence	13
g. Dépendance avec le détecteur.....	14
3) Facteur d'ouverture collimateur	14
4) Dosimétrie absolue	15
a. Etalonnage croisé.....	15
b. Mesure de la dose absolue	15
c. Incertitudes sur la mesure de la dose absolue.....	15
III. CONCLUSION ET DISCUSSION.....	16
IV. ANNEXES.....	17
V. BIBLIOGRAPHIE	18

I. INTRODUCTION

Les électrons sont des particules chargées négativement présentes dans les atomes constituant la matière. Ils peuvent être utilisés dans le cadre de traitements de radiothérapie sous forme de faisceaux générés par des appareils de traitement, notamment pour traiter des pathologies peu profondes. L'énergie déposée par ces particules est majoritaire dans les premiers centimètres de tissu rencontrés. Afin d'assurer des traitements de qualité avec ces particules, il est primordial de connaître les caractéristiques dosimétriques des appareils utilisés.

Dans le cadre de ce travail, nous avons acquis différents spectres de mesure de dose relative en faisant varier de nombreux paramètres d'acquisition. Le but est de comprendre et de quantifier l'influence de ces changements sur les résultats dosimétriques obtenus. De plus, nous avons également appliqué les protocoles internationaux en vigueur afin de mesurer la dose absolue dans la matière.

1) Dosimétrie relative

a. Rendement en profondeur

Le rendement en profondeur (RP) est la mesure de la variation de dose en fonction de la profondeur sur l'axe du faisceau (Coste, 2020).

$$RP(z, a, DSP, hv) = 100 * \frac{D_z}{D_{max}}$$

D_z représente la dose mesurée à la profondeur z et D_{max} est la dose maximale enregistrée sur la courbe.

Pour cette mesure, la distance source-peau¹ (DSP) est fixe et le détecteur se déplace le long de l'axe. La courbe est normalisée à 100 % par rapport à la dose maximale obtenue à la profondeur notée z_{max} . Pour les faisceaux d'électrons, il est nécessaire de corriger la mesure pour obtenir une courbe en dose et non une courbe d'ionisation. Cette correction est due aux pouvoirs d'arrêt qui varient en fonction de l'énergie et donc de la profondeur (AAPM, 2000) dans notre cas pour les électrons, contrairement aux faisceaux de photons. Les métriques permettant de caractériser les rendements sont :

- La profondeur du maximum notée R_{100} ,
- La profondeur de traitement notée R_{85} ,
- La profondeur du 50 % de dose notée R_{50} ,
- La dose à la surface notée $D_{surface}$.

La mesure du rendement en profondeur est mesuré à DSP 100 cm avec un champ 10x10 cmxcm.

b. Profil

Le profil est la mesure de la dose absorbée le long d'un axe perpendiculaire à l'axe du faisceau (Coste, 2020). Un profil peut être acquis dans l'axe nommé « inline », c'est-à-dire le long de la table dans sa position de référence (GT : Gantry-Target), et dans l'axe nommé « crossline », dans l'axe perpendiculaire du long de la table (AB : Droite-Gauche patient).

Pour caractériser un profil, trois grandeurs sont calculées : l'homogénéité, notée F , et la symétrie, noté S , exprimées en pourcentage, puis la pénombre, exprimée en cm. La taille de champ est la distance séparant les deux points du profil dont la dose vaut 50 % de la dose maximale. La pénombre est la distance séparant, de chaque côté du profil, le point à 80% de la dose de celui à 20% de la dose.

$$F = 100 * \frac{|D_{max} - D_{min}|}{D_{max} + D_{min}}$$
$$S = 100 * \max\left(\left|\frac{L}{R}\right| * \left|\frac{R}{L}\right|\right)$$

D_{max} est la dose maximale mesurée, D_{min} la dose minimale mesurée, L est la dose mesurée en un point dans la partie gauche du champ et R la dose mesurée en un point symétriquement placée par rapport à L dans la partie droite du champ. Le profil se mesure à la profondeur du maximum de chaque énergie, à DSP 100 cm pour un champ 10x10 cmxcm.

¹ La distance source-peau correspond à la distance source-surface de l'eau dans notre cas.

c. Facteur d'ouverture collimateur

Le facteur d'ouverture collimateur (FOC) correspond à la variation de la dose absorbée en un point sur l'axe du faisceau en fonction de la taille de champ (Coste, 2020).

$$FOC(a, hv) = \frac{D(a, hv)}{D(a_{ref}, hv)}$$

$D(a, hv)$ est la dose mesurée pour un champ a et une énergie hv , $D(a_{ref}, hv)$ est la dose mesurée pour le champ de référence avec la même énergie hv donnée. Le FOC se mesure à DSP 100 cm et à la profondeur du maximum qui dépend de chacune des énergies.

2) Dosimétrie absolue

a. TRS 277

Selon le protocole AIEA TRS-277 (AAPM, 1987), la chambre d'ionisation est étalonnée en kerma dans l'air. La qualité de faisceau dépend de \bar{E}_0 , l'énergie moyenne du spectre d'électrons à la surface du fantôme. La mesure de la dose s'effectue grâce à l'équation suivante (Llagostera, 2020).

$$D_{eau,Q} = M_Q \cdot N_{K_{air,Co}} K_{att} K_m (1 - g) (S_{eau,air})_u p_u$$

- M_Q , est la charge (nC) mesurée et corrigée des conditions de mesure,
- $N_{K_{air,Co}}$ est le coefficient d'étalonnage de la chambre en kerma dans l'air pour un faisceau de Cobalt,
- K_{att} est le facteur de correction de l'atténuation et de la diffusion due à la paroi de la chambre d'ionisation (CI),
- K_m est le coefficient compensant la non-équivalence à l'air de la paroi et due au capuchon de mise à l'équilibre électronique,
- g est la fraction d'énergie perdue par les particules secondaires due au rayonnement de freinage,
- $(S_{eau,air})_u$ est le rapport des pouvoirs d'arrêt massiques entre l'eau et l'air,
- p_u est le facteur de correction de perturbation.

$$p_{u,Q} = p_{wall,Q} * p_{cav,Q} * p_{dist,Q}$$

- $p_{wall,Q}$ est un facteur corrigeant la non équivalence à l'eau de la paroi,
- $p_{cav,Q}$ est un facteur compensant la non homogénéité du milieu induit par la présence de la cavité,
- $p_{dist,Q}$ est un facteur qui compense l'effet de déplacement du volume d'eau due à la présence de la cavité d'air, ce facteur ne possède pas de valeur numérique puisque l'on applique un décalage de la chambre lors de la mesure.

Les conditions de référence pour la mesure de la dose absolue sont les suivantes.

Fantôme	Fantôme d'eau
Chambre d'ionisation	Chambre plate pour toutes les énergies CI cylindrique pour $E_0 > 10$ MeV
Point de mesure	z_{max}
Point de référence de la chambre	Pour les CI plates : à la surface et au centre de la fenêtre Pour les CI cylindriques : sur l'axe central et au centre de la cavité
Déplacement de la chambre	Pour les CI cylindriques : $z = z_{ref} + 0,6 * dr$ Pour les CI plates : pas de déplacement
DSP (cm)	100
Taille de champ (cmxcm)	10x10

b. TRS 398

Dans ce protocole (AAPM, 2000), la chambre d'ionisation (CI) de référence est calibrée en termes de dose dans l'eau pour une qualité de faisceau Q_0 . La qualité du faisceau est R_{50} , ce qui représente le parcours des électrons qui correspond au dépôt de 50% de la dose maximale. Ce parcours s'exprime en g/cm². Pour l'utilisation d'une CI, les formules suivantes sont à utiliser pour effectuer la conversion de la mesure à la qualité du faisceau :

$$R_{50} = 1,029 * R_{50,ion} - 0,06 \text{ pour un } R_{50,ion} \leq 10 \text{ g/cm}^2$$

$$R_{50} = 1,059 * R_{50,ion} - 0,37 \text{ pour un } R_{50,ion} > 10 \text{ g/cm}^2$$

Les conditions de référence pour la mesure de la dose absolue dans les faisceaux d'électrons sont résumées dans le tableau ci-dessous.

Fantôme	Fantôme d'eau pour $Q \geq 4 \text{ g/cm}^2$ Fantôme d'eau ou plastique pour $Q < 4 \text{ g/cm}^2$
Chambre d'ionisation	CI plate ou cylindrique pour $Q \geq 4 \text{ g/cm}^2$ CI plate pour $Q < 4 \text{ g/cm}^2$
Point de mesure	$0,6 * R_{50} - 0,1$
Point de référence de la chambre	Pour les CI plates : sur la face interne de la fenêtre d'entrée et au centre de la fenêtre Pour les CI cylindriques : sur l'axe central et au centre de la cavité
Déplacement de la chambre	Pour les CI cylindriques : la CI doit être déplacée de $dr = 0,5 * r_{CI}$
DSP (cm)	100
Taille de champ (cmxcm)	Pour $Q \leq 7 \text{ g/cm}^2$: 10x10 Pour $Q > 7 \text{ g/cm}^2$: 20x20 ou 10x10 si R_{50} ne varie pas de plus de 0,1 g/cm ² entre ces 2 tailles de champ

L'explorateur de faisceau doit être suffisamment large pour garantir une marge de 5 cm dans les quatre côtés de la plus grande taille de champ utilisée à la profondeur de mesure, et doit être suffisamment profond pour garantir une marge de 5 g/cm² sur l'axe après la profondeur du maximum. La dose dans l'eau est calculée à l'aide de la formule suivante :

$$D_{eau,Q} = M'_Q * N_{D_{eau,Q_0}} * K_{QQ_0}$$

- M'_Q est la charge mesurée corrigée des facteurs K_H, K_{TP}, K_{rec} et K_{pol} ,
- $N_{D_{eau,Q_0}}$ est le coefficient d'étalonnage de la chambre en terme de dose dans l'eau pour un faisceau de qualité Q_0 ,
- K_{QQ_0} est le facteur qui permet de passer d'une qualité d'étalonnage Q_0 à la qualité de notre faisceau Q .

La dose est mesurée à la profondeur de référence notée z_{ref} , nous recalculons ensuite la dose à z_{max} pour la comparer aux valeurs obtenues lors de la recette. Pour effectuer cette conversion, il faut utiliser la formule suivante :

$$D_{z_{max}} = 100 * \frac{D_{z_{ref}}}{RDT_{z_{ref}}}. \text{ Les valeurs initiales de dose sont égales à 2,00 Gy pour 200 UM délivrées.}$$

c. Etalonnage croisé

Historiquement, les chambres d'ionisation étaient étalonnées dans des faisceaux de Co-60 au laboratoire primaire. Cependant, les chambres plates étalonnées dans ces conditions induisent une incertitude de la mesure de près de 2 %. Ce problème est lié à la correction de perturbation de la paroi de la chambre plate. Pour remédier à cette problématique, il est possible d'effectuer un étalonnage croisé de la chambre plate à l'aide d'une CI cylindrique étalonnée dans un faisceau au Co-60 selon le TRS-398.

Pour effectuer l'étalonnage croisé, il est nécessaire d'utiliser un faisceau de haute énergie ($Q > 7 \text{ g/cm}^2$, soit environ 16 MeV ou plus). Nous avons utilisé notre faisceau de qualité 7,48 g/cm² (18 MeV) pour effectuer l'étalonnage croisé. La chambre utilisée pour réaliser nos mesures est déjà étalonnée par le laboratoire primaire pour cette qualité de faisceau. Réaliser un étalonnage croisé à l'aide de notre chambre cylindrique de référence nous permet de vérifier ce coefficient d'étalonnage. Le facteur d'étalonnage de la chambre plate $N_{D_w,Q_{cross}}^x$ est calculé ainsi :

$$N_{D_w,Q_{cross}}^x = \frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^x} * N_{D_w,Q_0}^{ref} * k_{Q_{cross},Q_0}^{ref}$$

- $M_{Q_{cross}}^{ref}$ est la mesure corrigée avec la CI cylindrique dans le faisceau de qualité Q_{cross} avec la chambre de référence,
- $M_{Q_{cross}}^x$ est la mesure corrigée avec la CI plate dans le faisceau de qualité Q_{cross} avec la chambre à calibrer,
- N_{D_w,Q_0}^{ref} est le coefficient d'étalonnage de la CI cylindrique de référence dans un faisceau de qualité Q_0 ,
- k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} est le facteur de conversion pour passer d'un faisceau de qualité Q_0 à un faisceau de qualité Q_{cross} .

² $Q_0 = {}^{60}\text{Co}$

Le facteur k_{Q_{cross},Q_0}^{ref} est égal au rapport des deux facteurs $k_{Q_{cross},Q_{int}}^{ref}$ et $k_{Q_0,Q_{int}}^{ref}$ tabulés dans le protocoles TRS-398. Pour obtenir la dose mesurée, il suffit d'appliquer l'équation suivante : $D_{w,Q} = M_Q^x * N_{D_w,Q_{cross}}^x * k_{Q,Q_{cross}}$

d. Corrections appliquées à la chambre d'ionisation

La correction des conditions de mesure s'effectue en multipliant les facteurs correctifs suivants avec la mesure de la charge mesurée par l'électromètre.

i. *Température et pression*

Le facteur, noté $K_{T,P}$, permet de corriger la mesure de la température et de la pression par rapport aux conditions de référence. Il se calcule grâce à la formule suivante : $K_{T,P} = \frac{P_0 * (T + 273,15)}{P * (T_0 + 273,15)}$.

Avec P_0 et T_0 la pression et la température de référence respectivement 1013,25 hPa et 20°C.

ii. *Hygrométrie*

Le facteur, noté K_H , permet de corriger de l'hygrométrie par rapport à des mesures réalisées dans des conditions de référence. Il est égal à 1 pour des conditions normales d'hygrométrie, c'est-à-dire pour une humidité comprise entre 20 et 80 %.

iii. *Effet de recombinaison*

Le facteur, noté K_{rec} , permet de corriger l'effet de recombinaison. En effet, le nombre de charges collectées dans la chambre d'ionisation est sous-estimé du fait de la recombinaison des ions dans la cavité d'air du détecteur. Le facteur se calcule à l'aide de la formule suivante : $K_{rec} = a_0 + a_1 * \left(\frac{M_1}{M_2}\right) + a_2 * \left(\frac{M_1}{M_2}\right)^2$

Avec M_1 et M_2 les réponses respectives aux tensions V_1 et V_2 , et a_0 , a_1 et a_2 des facteurs tabulés selon le rapport $\frac{V_1}{V_2}$.

iv. *Effet de polarité*

Le facteur, noté K_{pol} , permet de corriger l'effet de polarité car le nombre de charges mesurées varie selon la polarité de la tension appliquée à la chambre d'ionisation. Il se calcule à l'aide de la formule suivante : $K_{pol} = \frac{|M^+| + |M^-|}{2M_{\pm}}$.

Avec M^+ et M^- respectivement les réponses à une tension V^+ et V^- , et M_{\pm} la réponse à la tension d'utilisation en clinique (M^+ ou M^-).

e. Incertitudes

Les incertitudes correspondent à la dispersion des valeurs qui pourraient être raisonnablement attribuée à la quantité mesurée (Llagostera, 2020). Il est indispensable de pouvoir quantifier la qualité d'une mesure en attribuant une valeur à l'incertitude associée à cette mesure. Il est possible d'exprimer les incertitudes de manière absolue ou relative (incertitude absolue rapportée à la valeur du résultat de mesure). Une incertitude type correspond à une incertitude exprimée sous la forme d'un écart-type. Deux types d'incertitudes existent dans cette catégorie, les incertitudes de type A et de type B.

- Incertitudes de type A :

Il s'agit d'une méthode d'évaluation de l'incertitude qui se base sur une analyse statistique des séries d'observation. Pour une série de n résultats, l'incertitude vaut : $s(x) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1,n} (x_i - \bar{x})^2}{n-1}}$.

- Incertitudes de type B :

L'incertitude de type B est quant à elle basée sur une méthode d'évaluation par tout autre méthode d'analyse que celle introduite ci-dessus. La méthode d'évaluation peut être basée sur des données de mesures antérieures, sur un comportement d'un instrument de mesure connu ou encore sur les spécifications du fabricant. Le calcul de l'incertitude relative pour les différentes méthodes de mesure sont les suivantes.

- Pour une lecture sur une échelle : $u_{lecture} = \frac{graduation}{lecture * \sqrt{12}}$

- Pour une tolérance fournie : $u_{\text{tolérance}} = \frac{\text{tolérance}}{\text{lecture} \cdot \sqrt{3}}$
- Pour un appareil numérique : $u_{\text{tolérance}} = \frac{\text{tolérance} + \text{nb digits}}{\text{lecture} \cdot \sqrt{3}}$

Généralement, la mesure réalisée est le fruit de plusieurs valeurs mesurées. Dans ce cas, il existe une loi de propagation de l'incertitude. Pour un résultat m étant le produit de i facteurs, nous pouvons calculer l'incertitude combinée relative comme suit : $\frac{\Delta m}{m} = \sqrt{\sum \left[\frac{\Delta x_i}{x_i} \right]^2}$. De plus, il peut être judicieux de définir un intervalle à l'intérieur duquel la distribution des valeurs mesurées se situe. Dans ce cas, nous multiplions l'incertitude type par un facteur d'élargissement, noté k . Il est généralement compris entre 2 et 3. Le résultat est appelé l'incertitude élargie.

3) Matériel

Pour réaliser nos mesures, nous avons utilisé le matériel suivant :

Matériel	Marque	N° de série	Date d'étalonnage
Electromètre	PTW Unidos	020505	12/01/2021
Chambre d'ionisation 0,13 cc de ref	IBA CC13	3922	
Chambre d'ionisation 0,13 cc de mesure	IBA CC13	3923	
Chambre d'ionisation 0,65 cc	PTW TW30013	011924	12/01/2021
Chambre d'ionisation plate	PTW ROOS 34001	01689	30/06/2022
Chambre d'ionisation PinPoint	PTW 31014	00787	
Niveau à bulle			
Explorateur de faisceau	IBA Blue Phantom 2	8174	
Water Reservoir Typ 306/1	IBA	8263	
Clinac iX 2300	Varian	H141033	

Dans le cadre de ces mesures, l'analyse des résultats a été réalisée avec le logiciel MyQA Accept (IBA, version 9.0.9.0). Les caractéristiques techniques des CI utilisées pour réaliser ces mesures sont disponibles en *Annexe I*.

II. MESURES ET RESULTATS

Les conditions qui constituent notre référence pour la dosimétrie relative sont celles décrites ci-dessous.

	Energie (MeV)	Détecteur	DSP (cm)	Profondeur (cm)	Taille de champ (cmxcm)	Orientation de balayage	Vitesse de balayage (cm/s)
Rendements en profondeur	12	ROOS	100		10x10		0,3
Profils	12	CC13	100	Z _{max}	10x10	Inline	0,3

Les paramètres explorés sont résumés dans le tableau ci-dessous.

<u>Rendements en profondeur</u>		
	Paramètre de référence	Paramètres testés
Energie (MeV)	12	6, 9, 15, 18
Taille de champ (cmxcm)	10x10	6x6, 15x15, 20x20
DSP (cm)	100	105, 110
Détecteur	ROOS	CC13
<u>Profils</u>		
	Paramètre de référence	Paramètres testés
Energie (MeV)	12	6, 18
Taille de champ (cmxcm)	10x10	6x6, 15x15, 20x20, 25x25
Orientation	Inline	Crossline
Vitesse (cm/s)	0,3	1, 2

DSP (cm)	100	105, 110
Position de la CI de référence	Dans le coin du champ	Centrée, hors champ, désactivée
Détecteur	CC13	ROOS, PinPoint

1) Rendements en profondeur

a. Dépendance en énergie

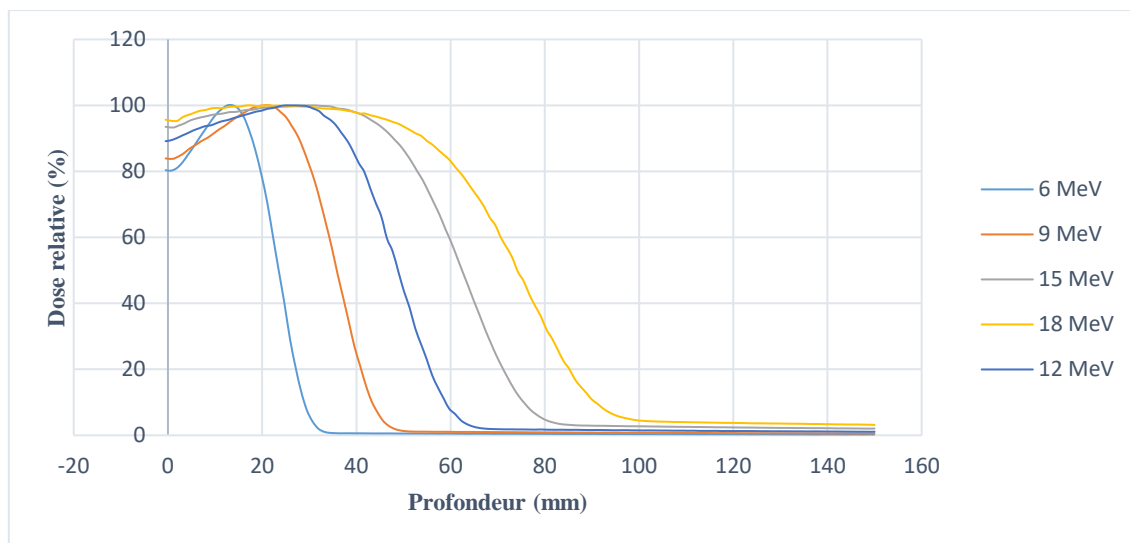


Figure 1 : Rendements en profondeur selon l'énergie

Energie (MeV)	R100 (cm)	R50 (cm)	R85 (cm)	Ds (%)
6	1,26	2,35	1,88	80,29
9	2,15	3,58	2,92	83,89
12	2,60	4,88	3,97	89,27
15	3,12	6,25	5,07	93,44
18	2,13	7,42	5,86	95,52

Les rendements sont très différents lorsque l'on modifie l'énergie. Premièrement, nous observons que pour les faisceaux plus énergétiques, la profondeur du maximum est plus profonde et la dose à l'entrée est plus élevée. Cela est dû à la diffusion moins importante et à des angles plus faibles pour ces faisceaux plus énergétiques. Concernant la partie décroissante des courbes, la pente est moins raide pour les électrons de plus fortes énergies car le parcours de ces particules est plus grand. Enfin, la queue des rendements est plus élevée pour les fortes énergies car la part de photons de contamination créée dans le milieu par rayonnement de freinage augmente avec l'énergie des électrons. En clinique, le traitement des électrons est prescrit à R85. Il sera préféré une énergie plus importante si la zone lésionnelle se situe légèrement plus en profondeur.

b. Dépendance selon la taille de champ

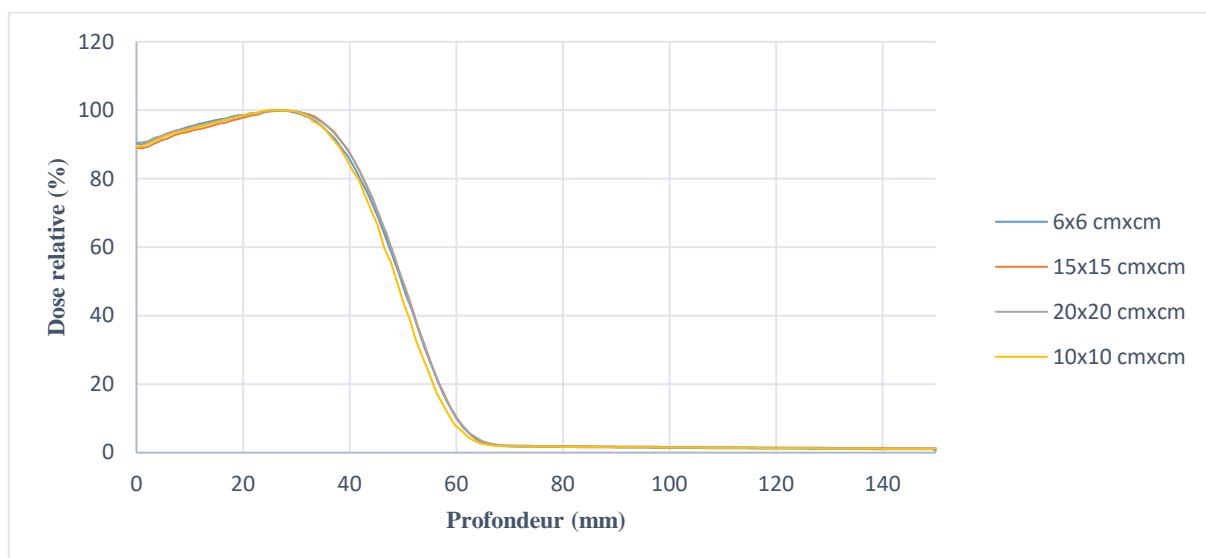


Figure 2: Rendement en profondeur selon la taille de champ

Taille de champ (cmxcm)	R100 (cm)	R50 (cm)	R85 (cm)	Ds (%)
6x6	2,63	4,98	4,02	90,30
10x10	2,60	4,88	3,97	89,27
15x15	2,75	5,00	4,09	89,00
20x20	2,75	5,00	4,09	90,62

Les paramètres décrits ci-dessus sont très similaires pour chacun des applicateurs. Pour les plus faibles champs, un défaut d'équilibre électronique latéral peut être responsable d'une diminution de la dose. Plus l'énergie est élevée et plus la différence de dose sera marquée en profondeur entre les tailles de champ (Perdrieux, 2017). En clinique, nous choisirons un applicateur et un insert qui permet d'englober toute la tumeur visible par le faisceau avec une marge supplémentaire adaptée au traitement, en général d'1 cm autour de la lésion.

c. Dépendance selon la DSP

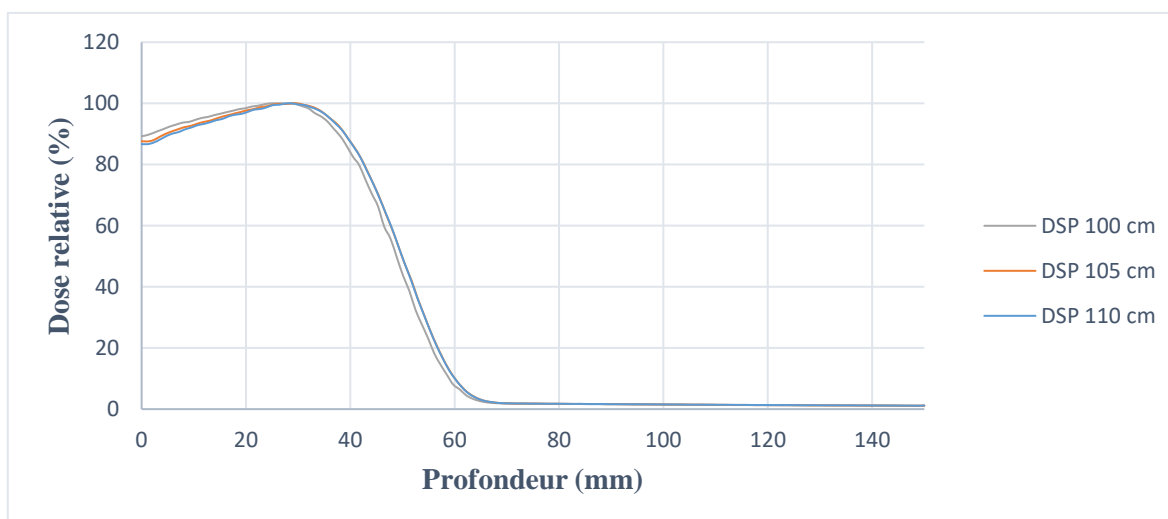


Figure 3 : Rendements selon la DSP

DSP (cm)	R100 (cm)	R50 (cm)	R85 (cm)	Ds (%)
100	2,60	4,88	3,97	89,27
105	2,87	4,99	4,10	87,60
110	2,88	4,99	4,10	86,70

La seule partie du rendement qui est modifiée avec la DSP est la dose à l'entrée. En effet, plus la distance dans l'air est grande et plus il y a de diffusions dans ce milieu avant que le faisceau ne rencontre la surface de l'eau, ce qui diminue la dose à la surface. En routine, la DSP utilisée est de 100 cm. Cela permet de maximiser la dose à la surface et dans les premiers cm.

d. Dépendance selon le détecteur

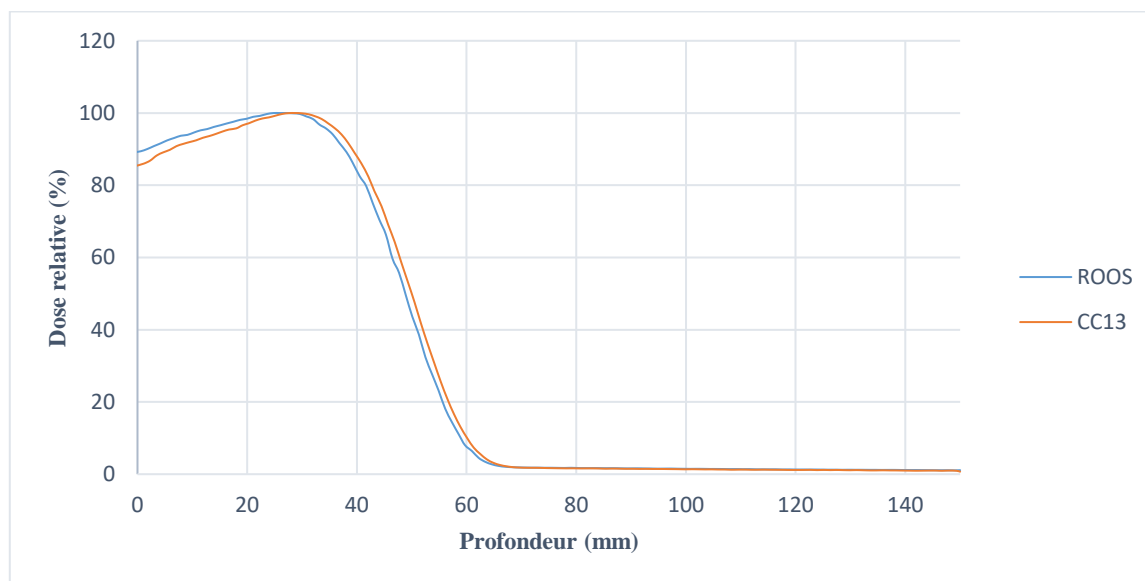


Figure 4 : Rendement en profondeur selon le détecteur

Détecteur	R100 (cm)	R50 (cm)	R85 (cm)	Ds (%)
CC13	2,83	5,05	4,18	84,64
ROOS	2,60	4,88	3,97	89,27

Le choix du détecteur est très important lors de la réalisation de mesures, quelles qu'elles soient. En effet, les électrons ont un parcours très faible dans l'eau en comparaison avec les photons. Dans ces conditions, c'est-à-dire avec une majoration des gradients, il est recommandé de choisir un détecteur de plus faible dimension (dont les électrodes sont plus proches), notamment une chambre plate (AAPM, 1995) afin d'obtenir une plus grande résolution de mesure. Ce qu'offre la chambre ROOS en comparaison de la CC13 et cela est visible dans les premiers centimètres. Cependant, nous observons un offset entre les deux courbes à partir de la profondeur du maximum. Cela peut être lié au réglage de la surface de l'eau lors de l'installation de l'explorateur de faisceaux. En effet, nous plaçons notre isocentre au niveau de la surface de la chambre plate mais au centre de la cavité collectrice pour la chambre cylindrique.

2) Profils

a. Dépendance en énergie

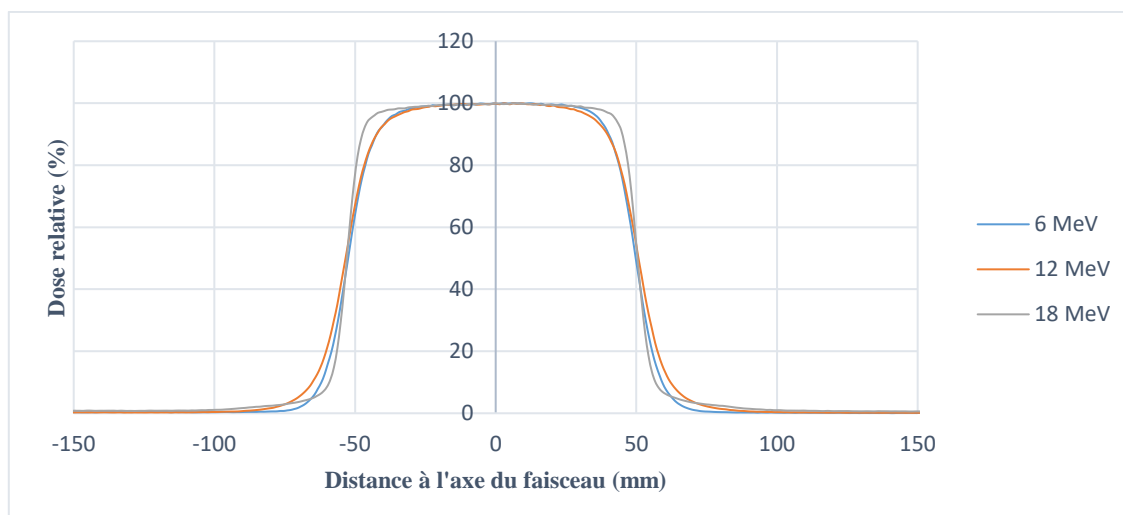


Figure 5 : Profils selon l'énergie

Energie	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Pénombre G-D (cm)
E6	5,21	1,2	1,20-1,18
E12	5,94	1,36	1,36-1,35
E18	1,82	0,7	0,70-0,69

Une légère dégradation des trois paramètres d'analyse est observée pour le faisceau de 12 MeV comparé à celui de 6 MeV, ce qui est dû à la profondeur de mesure et à l'augmentation du diffusé dans le milieu. Nous observons une amélioration de la symétrie, de la pénombre et de l'homogénéité pour les électrons de 18 MeV. Cela peut être dû au fait que pour l'énergie 18 MeV, la profondeur de mesure est plus faible que pour le 12 MeV. De plus, l'angle de diffusion est plus faible pour les électrons de plus forte énergie.

b. Dépendance avec la taille de champ

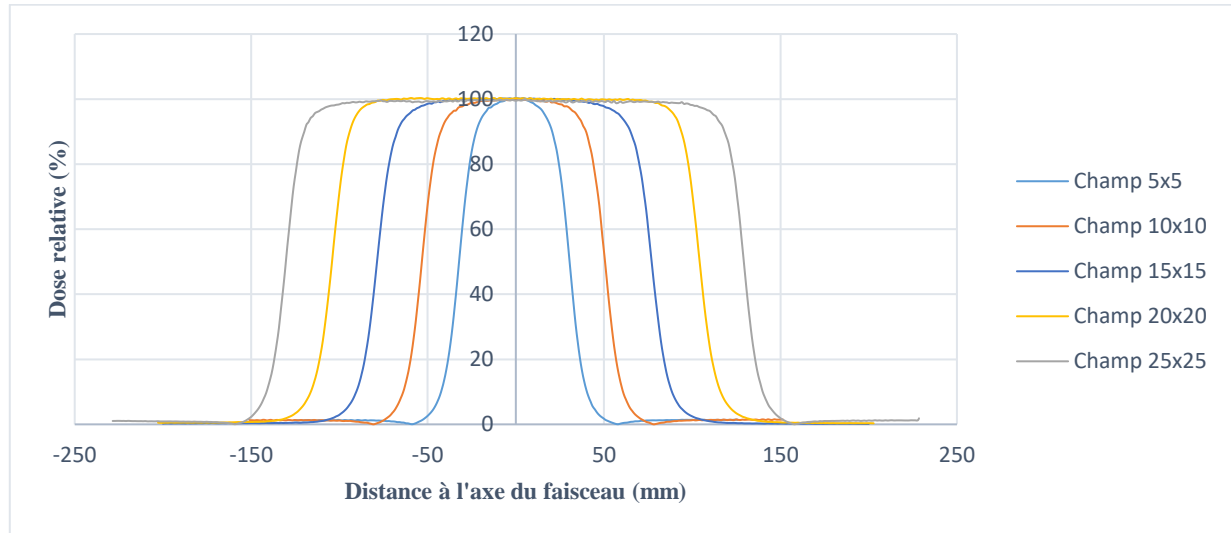


Figure 6 : Profils selon la taille de champ

Taille de champ (cmxcm)	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Pénombre G-D (cm)
5x5	3,01	10,66	1,22-1,20
10x10	4,09	5,59	1,27-1,28
15x15	1,76	3,56	1,38-1,39
20x20	0,6	1,17	1,34-1,35
25x25	0,52	1,15	1,28-1,28

Nous pouvons observer que la symétrie et l'homogénéité se dégradent lorsque la taille de champ diminue. Cela est dû au manque de diffusé latéral pour les plus faibles champs. Quant à la pénombre, elle augmente avec les tailles de champs croissantes jusqu'au champ 15cmx15cm puis diminue. Cette augmentation est due à la pénombre géométrique et à la diffusion des électrons dans le milieu.

c. Dépendance avec l'orientation

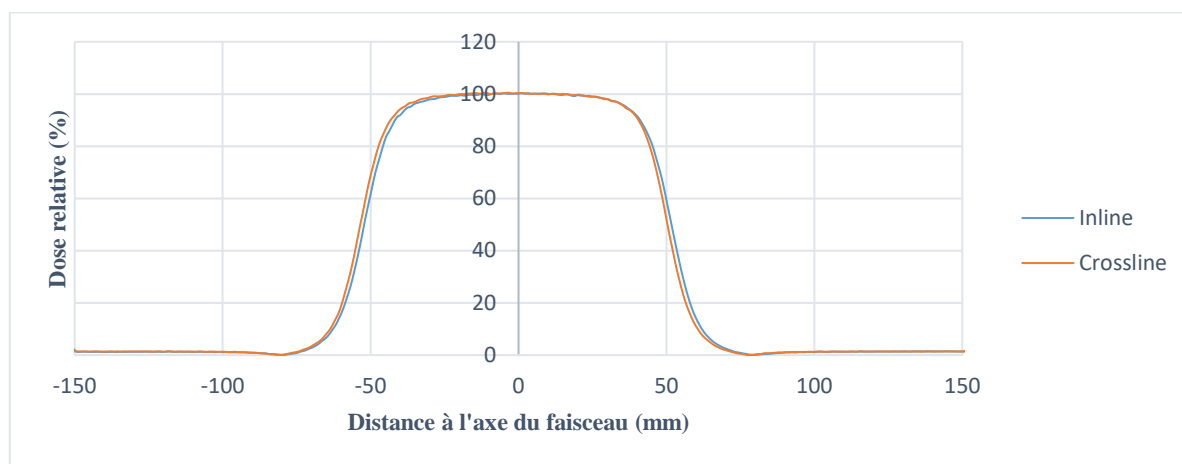


Figure 7 : Profils selon l'orientation de balayage

Orientation	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Pénombre G-D (cm)
Inline	4,16	5,69	1,29-1,27
Crossline	3,53	5,39	1,24-1,23

Les profils en inline et crossline sont plutôt équivalents. Seule la symétrie semble différente. La symétrie est réglée à l'aide de bobines de déviation placées dans la tête de l'accélérateur. Il est donc normal de ne pas trouver une symétrie identique dans les 2 directions de scan.

d. Dépendance avec la vitesse de balayage

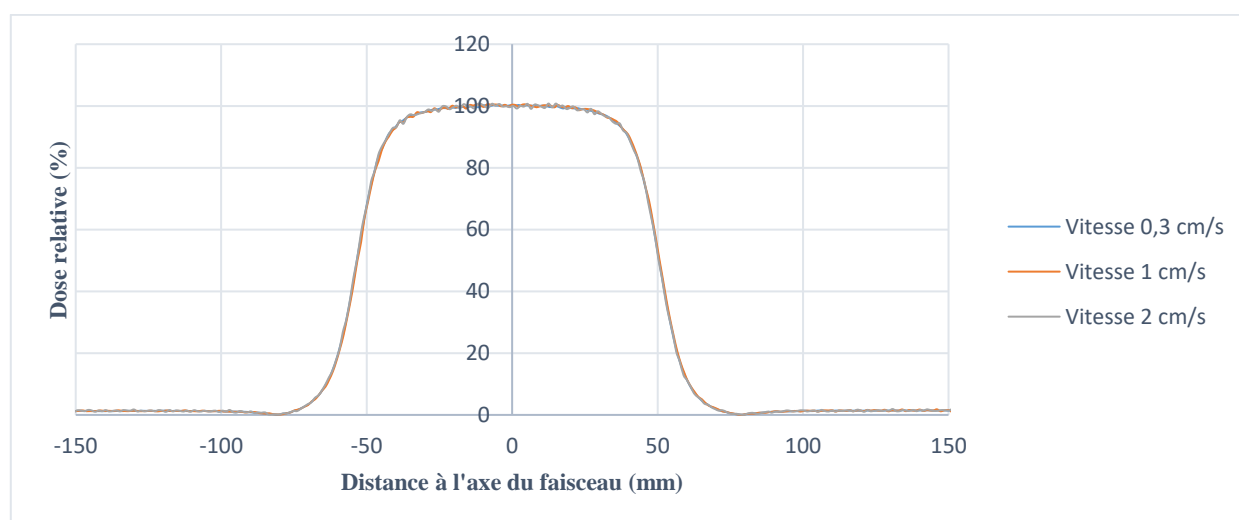


Figure 8 : Profils selon la vitesse de déplacement de la chambre

Vitesse (cm/s)	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Pénombre G-D (cm)
0,3	4,16	5,69	1,29-1,27
1	3,25	5,78	1,29-1,28
2	3,99	5,82	1,28-1,27

Nous observons que l'homogénéité se dégrade avec la vitesse. Cela est dû au temps d'intégration de chaque mesure qui est diminué lorsque la vitesse est augmentée. De plus, pour les mesures avec électrons, la profondeur de mesure est celle de la profondeur du maximum. La chambre se déplace donc proche de la surface et, à une vitesse trop importante, il est possible que le déplacement de la CI puisse créer un mouvement du volume d'eau au-dessus de la chambre, des vaguelettes. Cela peut donc modifier la mesure puisque la profondeur varie aléatoirement.

e. Dépendance avec la DSP

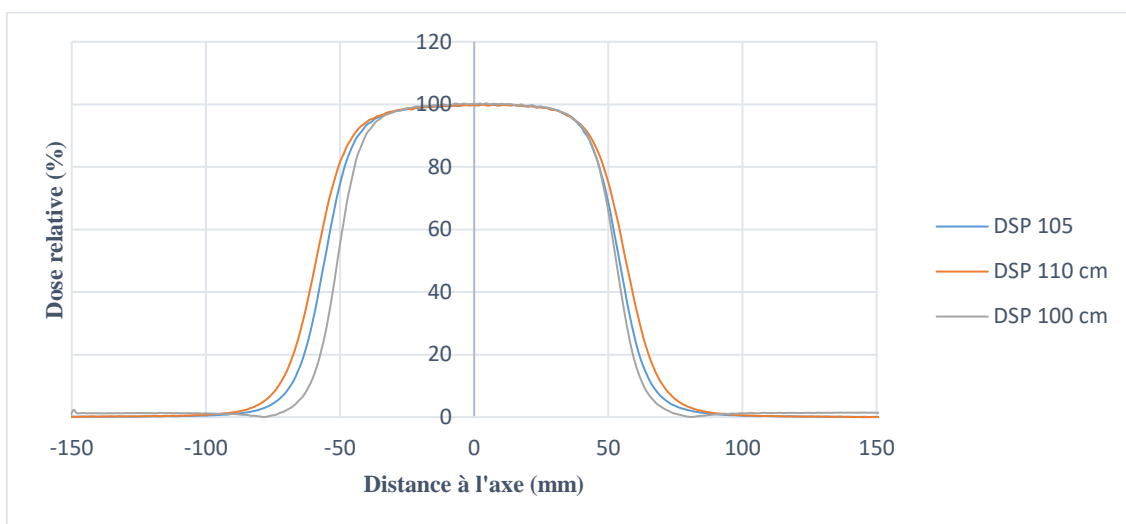


Figure 9 : Profils selon la DSP

DSP (cm)	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Pénombre G-D (cm)
100	4,19	5,94	1,36-1,35
105	2,32	6,56	1,50-1,48
110	3,75	7,17	1,68-1,67

La pénombre est augmentée avec la DSP, ce qui est dû à l'augmentation de la pénombre géométrique. L'homogénéité est dégradée avec la DSP puisque la probabilité d'interaction des électrons dans l'air est augmentée, tout comme le diffusé qui en découle. En clinique, la DSP utilisée est de 100 cm afin d'avoir une homogénéité la plus satisfaisante possible.

f. Dépendance selon la position de la chambre de référence

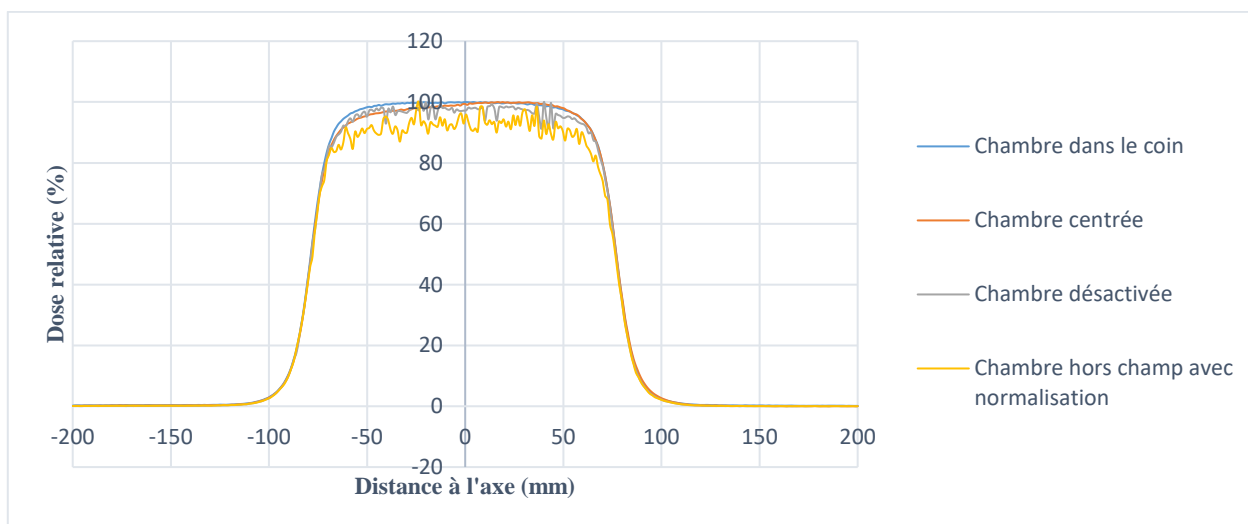


Figure 10 : Profils selon la position de la chambre de référence

Position de la chambre de ref	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Pénombre G-D (cm)
Dans le coin	1,76	3,56	1,38-1,39
Centrée	2,77	4,61	1,42-1,41
Hors champ avec normalisation	8,92	8,35	1,45-1,47
Désactivée	7,27	5,00	1,37-1,33

Nous observons une dégradation de l'homogénéité lorsque la chambre de référence est positionnée hors du champ ou est désactivée. Ce résultat était attendu puisque cette chambre permet de normaliser la mesure par rapport au

débit de dose qui n'est pas constant lors de l'irradiation. L'homogénéité est également dégradée lorsque cette chambre se trouve au centre du champ. En effet, dans ce cas, elle peut perturber la mesure du profil en captant une partie du faisceau participant à la dose. La symétrie est également très dégradée lorsque la CI de référence est hors du champ. Cela est lié à la variation aléatoire du débit de dose qui n'est plus corrigée par cette dernière. La pénombre est en revanche peu impactée par la position de la chambre de référence.

g. Dépendance avec le détecteur

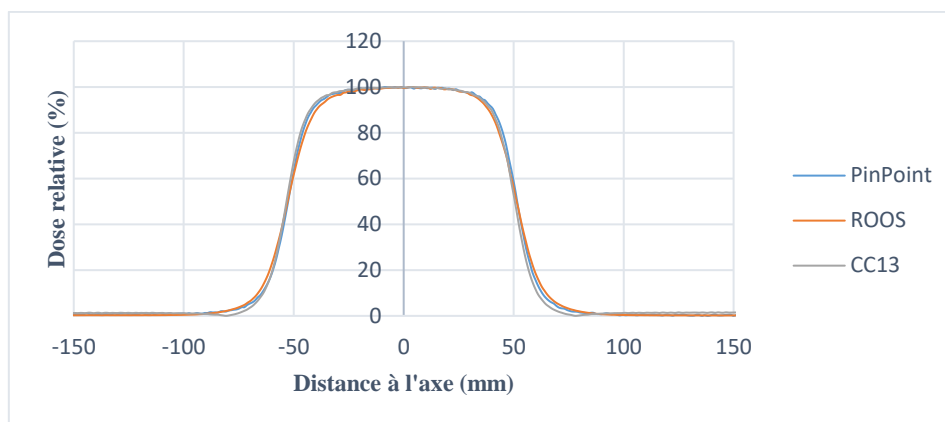


Figure 11 : Profils selon le détecteur

Détecteur	Symétrie (%)	Homogénéité (%)	Pénombre G-D (cm)
CC13	4,19	5,94	1,36-1,35
PinPoint	1,38	5,84	1,34-1,31
ROOS	2,51	7,89	1,61-1,60

Nous observons une dégradation de la pénombre pour la mesure effectuée à la chambre ROOS. Cela est dû à la géométrie de la chambre plate qui possède une large zone de comptage dans le plan perpendiculaire au faisceau en comparaison des chambres cylindriques. L'homogénéité est également dégradée pour la chambre ROOS puisque la chambre est plus fine dans l'axe du faisceau, elle sera donc plus sensible aux faibles variations. Les deux chambres cylindriques montrent une homogénéité et une pénombre comparable. En revanche, la symétrie est meilleure pour la chambre PinPoint, ce qui est assez étonnant puisque le volume d'intégration de mesure est plus faible, nous aurions pu nous attendre à observer plus de fluctuations statistiques de la dose mesurée au niveau du plateau du profil comme c'est souvent le cas au niveau de la queue des profils (Bellec, 2019).

3) Facteur d'ouverture collimateur

Pour effectuer la mesure des FOC, nous avons utilisé les applicateurs avec les inserts constructeurs. Nous avons effectué un tir de 200 UM à débit 300 UM/min pour chacune des tailles de champ. La profondeur de la chambre est celle du maximum pour chaque énergie et la DSP à 100 cm.

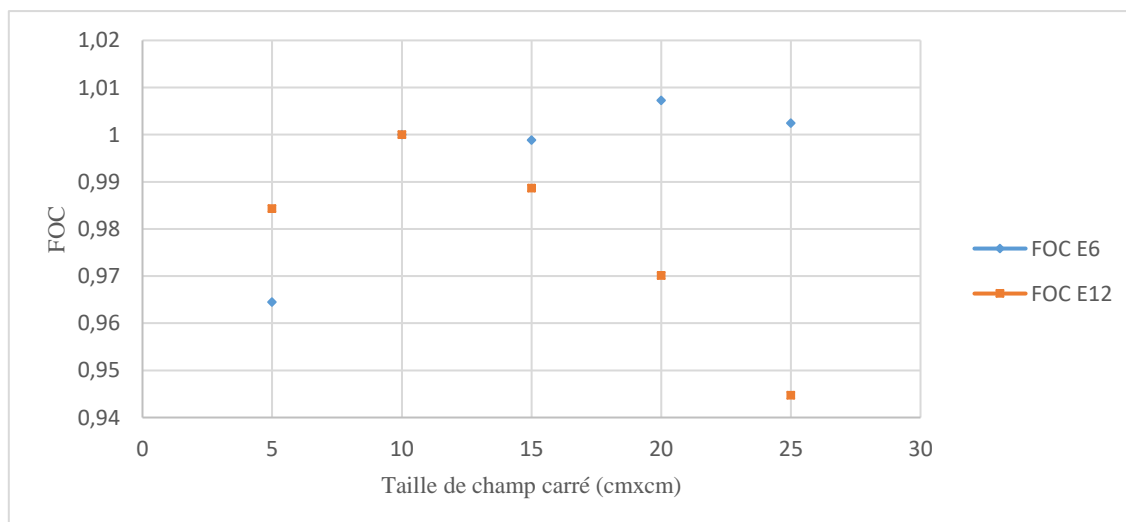


Figure 12 : Courbes de FOC électrons

Nous observons que les 2 courbes ne sont pas cohérentes l'une avec l'autre. Pour l'énergie 6 MeV, le rapport de dose tend vers une augmentation avec la taille de champ jusqu'au champ 20x20 alors que pour l'énergie 12 MeV, la tendance est inverse du champ 10x10 à 25x25. De plus, l'appellation FOC est un abus de langage puisque c'est l'applicateur et son insert qui détermine la taille de champ et non le collimateur primaire. En effet, contrairement aux photons, si le collimateur jouait ce rôle de collimation, le faisceau d'électrons ne serait pas focalisé à DSP 100 à cause de la grande probabilité d'interaction dans l'air. Cette incohérence entre les deux courbes peut être liée au fait que pour un faisceau plus énergétique, les mâchoires sont plus refermées que pour un faisceau de plus faible énergie, notamment pour l'applicateur 10cmx10cm. Cela diminue donc le diffusé au niveau de la tête de l'accélérateur.

4) Dosimétrie absolue

a. Etalonnage croisé

Pour effectuer l'étalonnage croisé, nous avons réalisé 2 séries de mesures, l'une avec la chambre de référence étalonnée en dose dans l'eau dans un faisceau de Cobalt et l'autre avec une chambre ROOS. Le coefficient d'étalonnage croisé mesuré vaut $7,350.10^{-2}$ Gy/nC, celui communiqué par le laboratoire primaire vaut $7,320.10^{-2}$ Gy/nC. L'écart relatif entre ces 2 valeurs est de 0,41 %. L'incertitude élargie à $k = 2$ associée à cette valeur est de 3,72 %. Le détail des mesures est consultable en annexe. La profondeur de mesure est de 4,28 cm avec la chambre ROOS, ce qui correspond à la profondeur du maximum diminué de l'épaisseur de la paroi de la chambre. La profondeur de mesure de la chambre FC-65P est de 4,57 cm, ce qui correspond à la profondeur de référence majorée de la moitié du rayon de la chambre.

b. Mesure de la dose absolue

Pour la détermination de la dose absolue dans les conditions de référence, seule les incertitudes du K_{rec} (calculé pour chaque énergie) et de la mesure sont différentes entre les différentes énergies. Nous avons utilisé le coefficient d'étalonnage communiqué par le laboratoire primaire pour la détermination de la dose mesurée.

	E18	E15	E12	E9	E6
Profondeur de référence (cm)	4,28	3,67	2,89	2,03	1,27
Profondeur du maximum retenue pour le calcul de la dose (cm)	2,07	3,56	2,78	1,92	1,16
K_{rec}	1,009	1,009	1,010	1,010	1,010
K_{pol}	1,000				
K_{TP}	1,002				
$K_{QQcross}$	1,000	1,008	1,019	1,033	1,050
Coefficient d'étalonnage de référence (Gy/nC)	$7,32.10^{-2}$				
Coefficient d'étalonnage calculé $(N_{D_{eau,Q}} = N_{D_{eau,Q_0=18MeV}} * K_{Q_0,Q_{cross}})$ (Gy/nC)	$7,32.10^{-2}$	$7,38.10^{-2}$	$7,46.10^{-2}$	$7,56.10^{-2}$	$7,69.10^{-2}$
RDT (z_{ref}) (%)	96,6	99,07	99,84	99,95	99,85
Dose mesurée (Gy)	1,926	1,975	1,996	1,988	1,992
Dose de référence (Gy)	2,000				
Ecart relatif avec la recette (%)	-3,72	-1,24	-0,22	-0,60	-0,42
Incrtitude élargie (k=2)	2,708	2,689	2,705	2,689	2,690

Les doses absolues mesurées dans les conditions de référence sont cohérentes avec les mesures de la recette sauf pour le faisceau de 18 MeV. Cette différence de 3,72 % peut s'expliquer par la profondeur de mesure. En effet, nous avons réalisé la mesure à une profondeur de 4,28 cm que nous avons rapporté à la profondeur de la recette, 2,07 cm, en divisant la mesure par le rapport des rendements à ces 2 profondeurs. A la profondeur de 4,28 cm, la mesure de la dose correspond à la zone de début de la pente. La mesure n'est donc pas suffisamment fiable.

c. Incertitudes sur la mesure de la dose absolue

Pour caractériser nos mesures, voici le résumé des incertitudes que nous avons identifié et analysé.

	Méthode utilisée	E6	E9	E12	E15	E18
--	-------------------------	-----------	-----------	------------	------------	------------

Mesures	$s(x) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1,n}(x_i - \bar{x})^2}{n-1}}$	0,026	0,016	0,033	0,026	0,025
K_{Q,Qcross}	Valeur donnée par le TRS-398	1,000				
K_{rec}	$s(x) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1,n}(x_i - \bar{x})^2}{n-1}}$	0,046	0,032	0,147	0,032	0,161
K_{T,P}	$u(x) = \frac{graduation}{\sqrt{12}}$	0,283				
Mesure de la DSP	$u(x) = \frac{graduation}{\sqrt{12}}$	0,144				
Mesure de la profondeur	$u(x) = \frac{graduation}{\sqrt{12}}$	0,632				
Electromètre	$u(x) = \frac{tolerance}{\sqrt{3}}$	0,058				
Coefficient d'étalonnage	Donné par le laboratoire primaire	0,550				
Incertitude totale	$u(X) = \sqrt{\left(\frac{u(Y)}{Y}\right)^2 + \left(\frac{u(Z)}{Z}\right)^2}$	1,345	1,344	1,352	1,344	1,354
Incertitude élargie (k=2)	$U(X) = k \cdot u(X)$	2,690	2,689	2,705	2,689	2,708

Nous observons que l'incertitude est plutôt homogène pour nos mesures de dose absolue. En effet, seules les composantes de mesures et du facteur de correction de recombinaison varient entre les différentes énergies.

III. CONCLUSION ET DISCUSSION

L'augmentation des facteurs identifiés qui influencent les différentes grandeurs caractéristiques sont résumées dans le tableau ci-dessous.

Rendement en profondeur						
	Energie		Taille de champ		DSP	ROOS vs CC13
R_{100}	↗		↗		=	↗
R_{50}	↗		↗		=	↗
R_{85}	↗		↗		=	↗
$D_{surface}$	↗		↗		↘	↗
Profil						
	Energie	Taille de champ	DSP	Orientation de balayage	Vitesse de déplacement de la Chambre d'ionisation	
Symétrie ³	↘	↗	↘	=	↘	
Homogénéité	↘	↗	↘	=	↘	
Pénombre	↗	↘	↗	=	=	

Concernant la position de la chambre de référence, l'homogénéité et la symétrie sont très impactées. Ces deux métriques sont dégradées lorsque la chambre est placée centrée, hors du champ ou n'est pas activée. La pénombre est en revanche très peu impactée. A propos du choix du détecteur, nous observons qu'une chambre ROOS n'est pas adaptée pour la mesure du profil puisque la pénombre et l'homogénéité sont surestimées. La chambre PinPoint permet un meilleur résultat quant à la mesure de la symétrie par rapport à la chambre ROOS et CC13.

Ce travail a permis de mettre en exergue de nombreux facteurs influençant la mesure de la dose relative et absolue avec des faisceaux d'électrons. Il a permis de prendre connaissance des conditions à mettre en œuvre pour les différents types de mesures et d'acquiescer un sens plus critique quant aux résultats obtenus.

³ Pour la symétrie et l'homogénéité, un signe ↗ désigne une amélioration et un signe ↘ une dégradation.

IV. ANNEXES

Annexe 1 : Caractéristiques des chambres d'ionisation

Nom de la CI	IBA CC13	IBA FC-65P	PTW PinPoint	PTW ROOS
Volume de la cavité (cm ³)	0,13	0,65	0,016	0,35
Longueur de la cavité sur l'axe du faisceau (mm)	3,0	3,1	1,45	2
Longueur/rayon de la cavité dans le plan perpendiculaire au faisceau (mm)	5,8	23,1	2,9	7,8
Matériau de la paroi	C552 ⁴	POM ⁵	PMMA, graphite	PMMA, graphite
Epaisseur de la paroi (g/cm ²)	0,070	0,057	0,085	0,132
Matériau de l'électrode	C552	Aluminium	Aluminium	
Coefficient d'étalonnage $N_{D_{eau}}$ (Gy.nC ⁻¹)		5,356.10 ⁻²		7,32.10 ⁻²
Tension d'utilisation (V)	+300	+400	+400	+200

Annexe 2 : Conditions de mesure et incertitudes associées au calcul du coefficient d'étalonnage croisé de la ROOS

Conditions de mesure						
Profondeur de mesure (cm)	4,28					
Température (°C)	20,4					
Pression (hPa)	2012,5					
K _{T,P}	1,002					
Chambre	FC-65P de référence			ROOS		
Tension (V)	+300	+100	-300	+200	+50	-200
Mesure (nC)	38,23	37,31	38,31	25,13	24,46	25,19
K _{rec}	1,012			1,009		
K _{pol}	1,001			1,001		
Incertitudes de mesure						
	FC-65P			ROOS		
	Incertitude de type A (%)		Incertitude de type B (%)	Incertitude de type A (%)		Incertitude de type B (%)
Mesures	0,000			0,046		
K _{Q,Q0}			1,1			1,1
K _{rec}			0,161			0,031
K _{T,P}			0,283			0,283
Mesure de la DSP			0,144			0,144
Mesure de la profondeur			0,632			0,632
Electromètre			0,058			0,058
Incertitude totale	1,319			1,310		
Incertitude élargie (k=2)	2,638			2,620		

⁴ Le C552 est un métal équivalent air.

⁵ Le polyoxyméthylène (POM) est un polymère.

V. BIBLIOGRAPHIE

- AAPM. (1987). *Technical reports series no277 : Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams - An Internal Code of Practice*. Vienne.
- AAPM. (1995). *Technical reports no381 : The use of plane parallel ionization chambers in high-energy electron and photon beams*. Vienne.
- AAPM. (2000). *Technical reports no398 : Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy - An International Code of Practice Based on Standards of Absorbed Dose to Water*. Vienne.
- Bellec, J. (2019). *Choix et utilisation des systèmes de mesure associés aux contrôles dosimétriques en radiothérapie*. INSTN.
- Coste, F. (2020). *Faisceaux d'électrons - Qualité et distribution de dose*. IMT Atlantique, Nantes.
- Llagostera, C. (2020). *Cours de Master 2 - Protocole de dosimétrie*. IMT Atlantique, Nantes.
- Perdrieux, M. (2017). *Dosimétrie des faisceaux d'électrons*. Université de Rennes I.