

*Fiche d'activité 3 – Faisceaux de photons 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 Alexandra Moignier

I. INTRODUCTION.....	3
1) Mesure de la dose relative	3
a. Rendement en profondeur	3
b. Rapport tissu-fantôme et rapport tissu-maximum.....	3
c. Facteur d'ouverture collimateur.....	4
d. Profil	4
2) Mesure de la dose absolue	4
a. TRS 277	4
b. TRS 398	5
c. Correction de la mesure	5
i. Température et pression	5
ii. Hygrométrie	5
iii. Effet de recombinaison	5
iv. Effet de polarité.....	6
3) Matériel.....	6
4) Incertitudes.....	6
II. MESURES DE DOSE RELATIVE.....	7
1) Rendement en profondeur	7
a. Dépendance en énergie	7
b. Dépendance avec la taille de champ	8
c. Dépendance avec la distance source-peau	8
d. Dépendance du détecteur	9
2) Rapports tissu-maximum	9
3) Profils	10
a. Dépendance en énergie	10
b. Dépendance avec la taille de champ	10
c. Dépendance avec la distance source-peau	11
d. Dépendance avec le détecteur	11
e. Dépendance avec la profondeur de mesure.....	12
f. Dépendance avec la position de la chambre de référence	12
g. Dépendance avec la vitesse de déplacement de la chambre.....	13
h. Dépendance avec l'orientation du profil	13
4) Facteur d'ouverture collimateur	14
III. MESURES DE DOSE ABSOLUE.....	14
1) Dose absolue	14
2) Calcul d'incertitudes.....	14
IV. CONCLUSION ET DISCUSSION	15
V. ANNEXES.....	16
VI. Bibliographie.....	17

I. INTRODUCTION

Les rayonnements ionisants sont appelés ainsi car ils possèdent le pouvoir d'ioniser la matière, c'est-à-dire d'arracher des électrons aux atomes. Ils sont largement utilisés dans le domaine médical pour le diagnostic et pour le traitement. La radiothérapie externe est l'une des pratiques ayant pour objectif de traiter à l'aide de particules de haute énergie (de l'ordre du MeV). Afin d'assurer un traitement de qualité avec ces particules, il est primordial de connaître les caractéristiques dosimétriques des appareils utilisés. Cela permet de comprendre le comportement du faisceau dans la matière et toutes les incertitudes associées à ces mesures.

Dans le cadre de ce travail, nous nous sommes intéressés aux faisceaux de photons. 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 le faisceau. De plus, nous avons également appliqué les protocoles internationaux en vigueur afin de mesurer la dose absolue dans la matière.

1) Mesure de la dose 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 [1].

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

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 z_{max} .

La mesure du rendement en profondeur est mesuré à DSP 100 cm [2] avec un champ 10x10 cmxcm.

b. Rapport tissu-fantôme et rapport tissu-maximum

Le rapport tissu-fantôme (RTF) et le rapport tissu-maximum (RTM) sont également des mesures de la dose absorbée en fonction de la profondeur sur l'axe du faisceau [1]. La différence entre ces deux grandeurs est le facteur de normalisation. Pour le RTM, la normalisation s'effectue à la profondeur du maximum de dose, z_{max} , alors que pour le RTF, la normalisation est effectuée par rapport à la profondeur de référence, z_{ref} , qui est égal à 10 cm.

$$RTF(z, a, hv) = \frac{D_z}{D_{z_{ref}}}$$

$$RTM(z, a, hv) = \frac{D_z}{D_{z_{max}}}$$

D_z est la dose mesurée à la profondeur z , $D_{z_{max}}$ est la dose mesurée à la profondeur du maximum et $D_{z_{ref}}$ est la dose mesurée à la profondeur de référence.

La grandeur d'intérêt qui permet de quantifier la qualité du faisceau est le $RTM_{10}^{20} = \frac{D_{20}}{D_{10}}$.

Contrairement au RP, le RTF et le RTM sont mesurés en conservant une distance source-détecteur (DSA) constante. Dans ces conditions, c'est le niveau d'eau qui varie dans l'explorateur de faisceau. Ces conditions de mesure sont compliquées à obtenir contrairement au RP. C'est pour cela qu'une formule a été établie pour passer du RP au RTM.

$$RTM(z, a, hv) = \frac{RP(z, a, DSP, hv)}{100} * \left(\frac{DSP + z_{max}}{DSP + z} \right)^2$$

Le RTM et le RTF se mesurent à DSA 100 cm avec un champ de 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 [1]. Il permet de quantifier le rayonnement diffusé provenant de la tête de l'accélérateur et du milieu diffusant.

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

$D(a, hv)$ 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 à la même énergie hv .

Le FOC se mesure à DSA 100cm, DSP 90 cm et 10 cm de profondeur.

d. Profil

Le profil est la mesure de la dose absorbée le long d'un axe perpendiculaire à l'axe du faisceau [1]. 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 , tous deux exprimés 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 au point symétrique à L par rapport à l'axe du faisceau.

Le profil se mesure à une profondeur de 10 cm, à DSP 100 cm pour un champ 10x10 cmxcm.

2) Mesure de la dose absolue

Dans cette partie, nous allons développer la méthodologie pour la mesure de la dose absolue. Pour cela, il est primordial de définir les 2 protocoles de référence qui sont le protocole AIEA TRS-277 et le protocole AIEA TRS-398.

a. TRS 277

Selon le protocole AIEA TRS-277 [3], la mesure de la dose s'effectue grâce à l'équation suivante.

$$D_{eau,Q} = M_{Q'} N_{K_{air,Co}} K_{att} K_m (1 - g) \left(\frac{S}{\rho}\right)_{air}^{eau} p_u p_{cel}$$

- $M_{Q'}$ est la charge 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,
- $\left(\frac{S}{\rho}\right)_{air}^{eau}$ est le rapport des pouvoirs d'arrêt massique de l'eau sur l'air pour les photons,
- p_u est le facteur de correction de perturbation ,
- p_{cel} est le facteur de correction de l'électrode centrale.

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

- $p_{wall,Q}$ 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.

Dans ce protocole, les conditions de référence pour la mesure de la dose absolue sont les suivantes :

	Profondeur de référence (cm)	Profondeur de mesure (cm)	Distance source-axe (cm)	Taille de champ (cmxcm)
$TPR_{10}^{20} \leq 0,70$	5	$z_{mes} = z_{ref} + 0,6r_{CI}$	Distance clinique usuelle	10x10
$TPR_{10}^{20} > 0,70$	10	$z_{mes} = z_{ref} + 0,6r_{CI}$	Distance clinique usuelle	10x10

b. TRS 398

Le protocole AIEA TRS-398 [4] propose une approche modernisée et simplifiée de la mesure de la dose absolue. Le calcul de la dose s'effectue à l'aide des deux équations suivantes :

$$D_{eau,Q} = M_{Q'} * N_{D_{eau,Q}}$$

$$N_{D_{eau,Q}} = N_{D_{eau,Q_0}} * K_{Q,Q_0}$$

- $M_{Q'}$ est la charge mesurée et corrigée des conditions de mesure,
- $N_{D_{eau,Q}}$ est le coefficient d'étalonnage en terme de dose dans l'eau pour une qualité de faisceau Q,
- $N_{D_{eau,Q_0}}$ est le coefficient d'étalonnage de la chambre en dose dans l'eau pour un faisceau de qualité Q_0 ,
- K_{Q,Q_0} est le facteur permettant de passer d'un coefficient d'étalonnage dans l'eau dans un faisceau de qualité Q_0 à un coefficient d'étalonnage dans l'eau pour un faisceau d'indice de qualité Q.

Les conditions de référence pour ce protocole sont les suivantes :

	Profondeur de référence (cm)	Profondeur de mesure (cm)	Distance source-axe (cm)	Taille de champ (cmxcm)
\forall Indices de qualité	10	10	100	10x10

L'indice de qualité d'un faisceau est déterminé par le rapport RTM_{20}/RTM_{10} .

c. Correction de la mesure

La chambre d'ionisation mesure une charge exprimée en Coulombs. Cette charge peut fluctuer en fonction de divers facteurs, il faut donc corriger la réponse de la chambre pour obtenir une mesure invariante en fonction des conditions de mesure. La charge mesurée corrigée est le produit des différents facteurs de correction avec la mesure brute :

$$M_{Q'} = M_Q * K_{T,P} * K_H * K_{rec} * K_{pol}$$

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 : $K_{T,P} = \frac{P_0 * (T + 273,15)}{P * (T_0 + 273,15)}$.

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

ii. Hygrométrie

Le facteur, noté K_H , permet de corriger le degré d'hygrométrie par rapport à des mesures réalisées dans des conditions de référence. Ce facteur vaut 1 pour un degré d'humidité contenu dans l'air compris 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, a_2 des facteurs tabulés dépendant du rapport $\frac{V_1}{V_2}$.

iv. Effet de polarité

Le facteur, noté K_{pol} , permet de corriger l'effet de polarité ayant lieu dans la chambre. En effet, le nombre de charges collectées peut varier selon la polarité de la tension appliquée à la chambre d'ionisation. Ce facteur se calcule à l'aide de la formule suivante : $K_{pol} = \frac{|M^+| + |M^-|}{2M_{\pm}}$.

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

Le facteur K_{pol} ne s'applique pas dans notre cas, car conformément au TRS-398, il n'est pas nécessaire lorsque l'étalonnage de la chambre de référence est réalisé à la tension d'utilisation du détecteur dans le centre.

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
Niveau à bulle			
Explorateur de faisceau	IBA Blue Fantom 2	8174	
Water Reservoir Typ 306/1	IBA	8263	
Clinac iX 2300	Varian	H294581	
Novalis TrueBeam STX	Varian	H192867	

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*.

4) Incertitudes

Les incertitudes correspondent à la dispersion des valeurs qui pourraient être raisonnablement attribuée à la quantité mesurée [5]. 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 est basée 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 un échelle : $u_{lecture} = \frac{graduation}{lecture * \sqrt{12}}$
- Pour un tolérance fournie : $u_{tolerance} = \frac{tolerance}{lecture * \sqrt{3}}$
- Pour un appareil numérique : $u_{tolerance} = \frac{tolerance + nb \text{ digits}}{lectu * \sqrt{3}}$

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.

II. MESURES DE DOSE RELATIVE

Le tableau ci-dessous résume les paramètres modifiés et les paramètres de référence pour les différentes acquisitions.

Paramètre	Valeur de référence	Valeurs testées
Rendement en profondeur		
Energie nominale (MV)	6	6FFF, 10, 23
Taille de champ (cmxcm)	10x10	5x5, 15x15, 20x20
DSP (cm)	100	90, 110
Détecteur	CC13	FC-65P
Profils		
Energie nominale (MV)	6	6FFF, 23
Taille de champ (cmxcm)	10x10	5x5, 15x15, 20x20
DSP (cm)	100	90, 110
Détecteur	CC13	FC-65P
Profondeur de mesure (cm)	10	5, 20
Position de la chambre de référence	Dans un coin	Centrée, hors champ
Vitesse de déplacement de la chambre (cm/s)	0,5	1
Orientation du profil	Inline	Crossline (pour les énergies 6 et 23 MV)
FOC		
Energie	6	6FFF, 23
Détecteur	CC13	FC-65P

1) Rendement en profondeur

Pour les mesures de dose relative, les valeurs d'intérêt z_{\max} , R_{50} , D_{10} et D_{20} sont tabulées en *Annexe 2*.

a. Dépendance en énergie

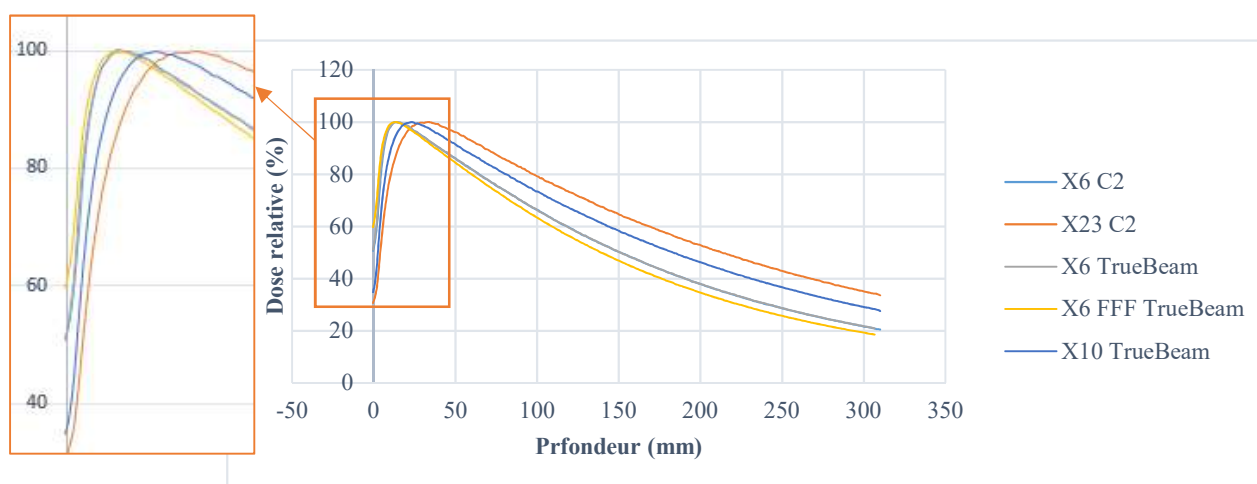
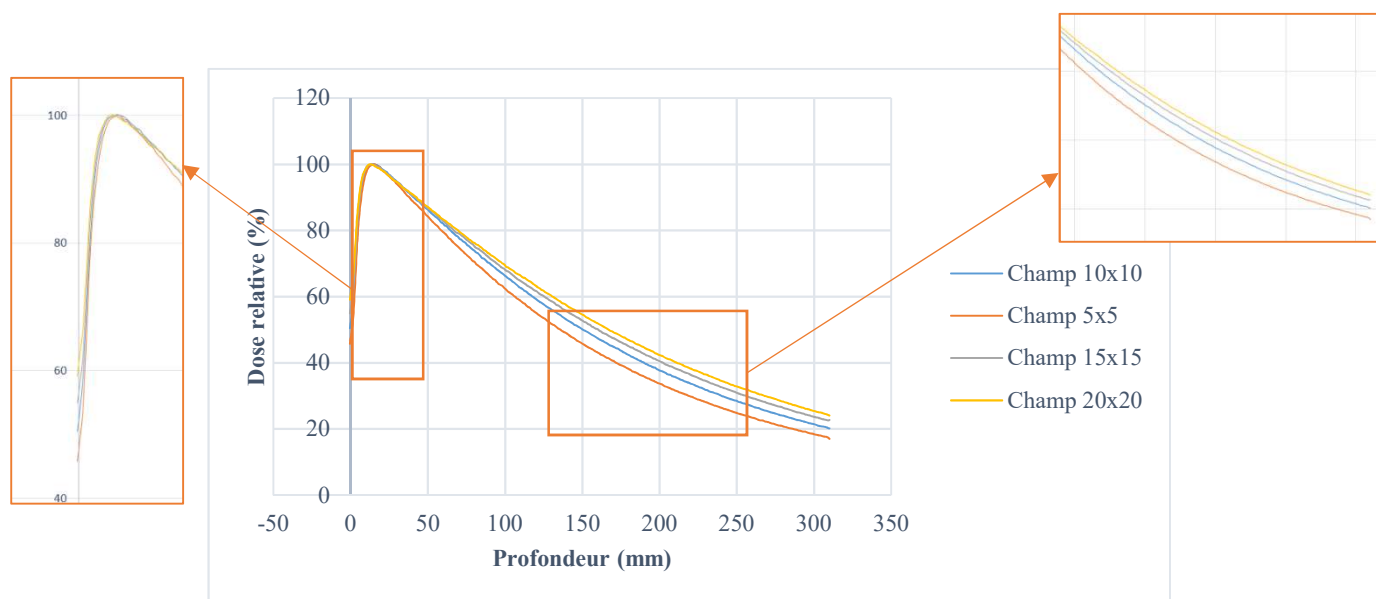


Figure 1 : Rendements en profondeur selon l'énergie

Nous observons que la zone de build-up est plus importante pour les faisceaux de plus grande énergie. Cela est dû à l'énergie, plus importante, transférée aux particules secondaires, ce qui augmente leur parcours avant qu'ils ne déposent cette énergie dans le milieu (i.e augmente la distance de mise en l'équilibre électronique). La profondeur du maximum est donc augmentée. De plus, nous observons que la dose à l'entrée est plus faible pour les faisceaux plus

énergétiques. Cela est dû à la diminution de la probabilité de rétrodiffusion à de plus fortes énergies. Enfin, la pente de RP est moins raide pour les hautes énergies car le parcours des particules primaires est augmenté avec l'énergie.

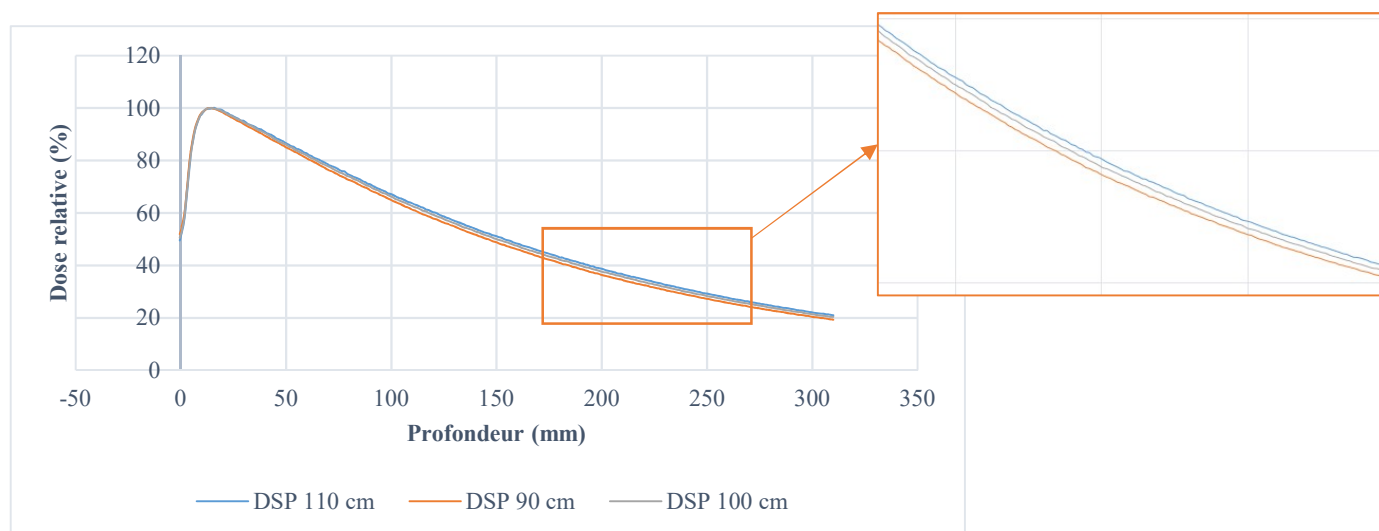
b. Dépendance avec la taille de champ



Nous observons que la pente de RP est moins raide pour les champs de plus faible dimension. Cette observation est liée à la diminution de rayonnement diffusé dans le milieu participant à la dose mesurée sur l'axe central du faisceau. La profondeur du maximum est légèrement impactée par l'augmentation de diffusé et est donc plus faible pour les champs de plus grande taille. De plus, la dose à l'entrée est augmentée pour les champs plus importants du fait de l'augmentation de rayonnements diffusés produits dans la tête de l'accélérateur.

c. Dépendance avec la distance source-peau

Pour comparer l'influence de la DSP en s'affranchissant de l'influence de la taille de champ, nous avons imposé un champ de 10x10 cm² à la surface de l'eau. Pour cela, nous avons choisi un champ 9x9 cm² pour une DSP de 110 cm et un champ 11x11 cm² pour la DSP à 90 cm.



La DSP influence la pente des rendements en profondeur. Plus la distance est élevée et plus la dose sera élevée à une profondeur équivalente, cela est dû à l'augmentation du volume diffusant lié à la divergence du faisceau et donc à la pénombre géométrique augmentée pour une même taille de champ à la surface. La dose à l'entrée diminue et la profondeur du maximum augmente avec la DSP. Cela peut être lié à la perte d'électrons de contamination avec l'augmentation de la distance.

d. Dépendance du détecteur

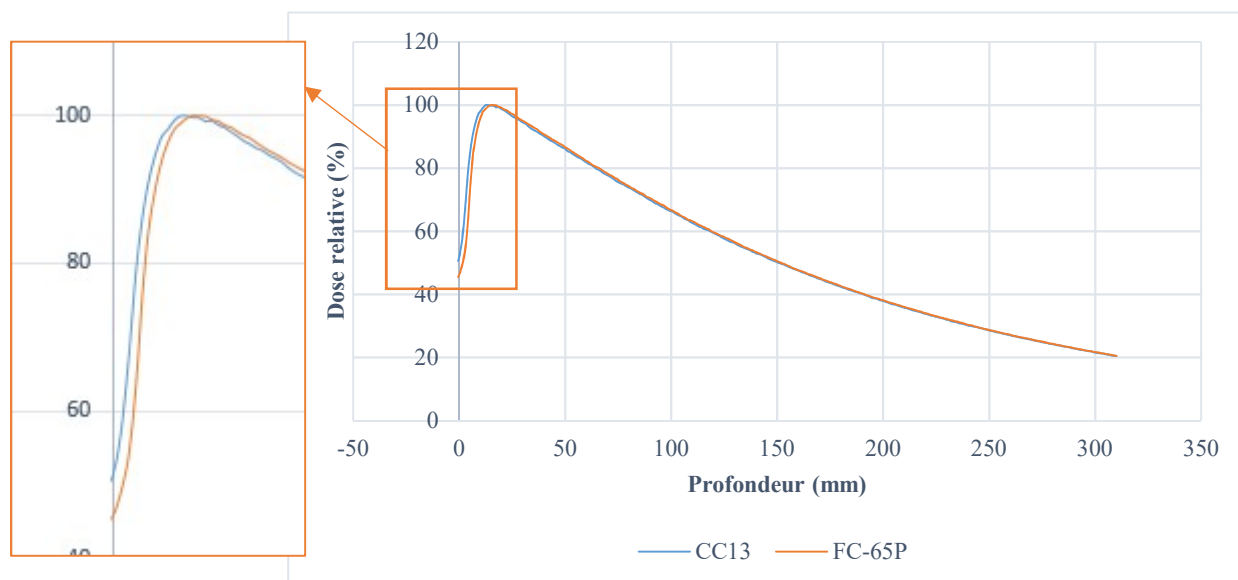


Figure 4 : Rendements en profondeur selon le détecteur

Le détecteur influe sur la dose avant la profondeur du maximum. Le détecteur de plus grand volume aura tendance à sous-estimer la dose à l'entrée et la dose mesurée avant la profondeur du maximum. Ce phénomène découle d'un effet de volume créé par la cavité de plus grande dimension. Après la profondeur du maximum, la taille de la cavité n'est plus un paramètre critique.

2) Rapports tissu-maximum

Les courbes de RTM ci-dessous sont obtenues par calcul à l'aide des rendements en profondeur mesurés.

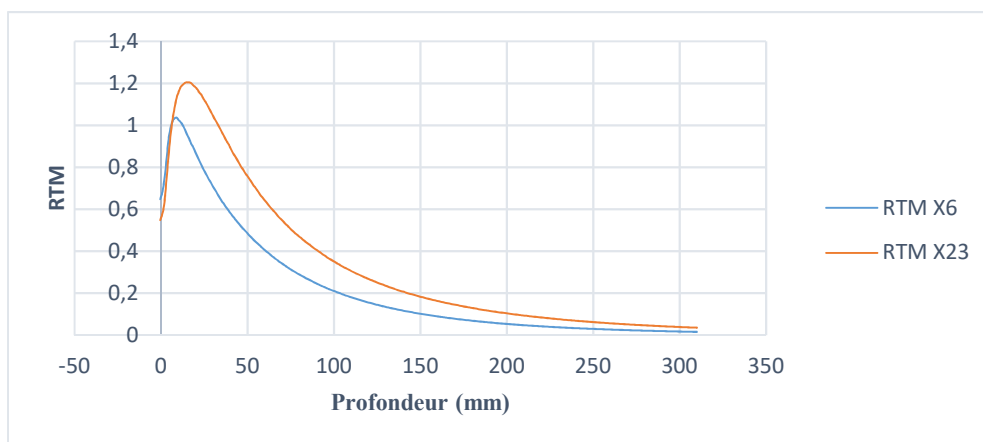


Figure 5 : Rapport tissu-maximum pour deux énergies

Nous observons que la profondeur du maximum est augmentée et la dose est plus importante dans la courbe décroissante pour une énergie supérieure. Ce qui est dû à l'augmentation du parcours des particules secondaires. De plus, en comparaison avec les rendements en profondeur, nous pouvons constater que la pente est très différente, avec une courbure assez importante là où, pour les rendements, nous observons une pente plutôt à tendance linéaire.

3) Profils

a. Dépendance en énergie

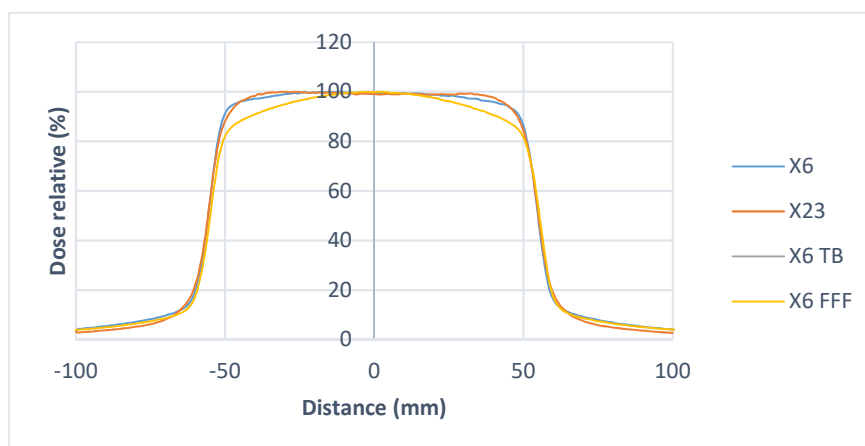


Figure 6 : Profils selon l'énergie

	X6	X23	X6 TrueBeam	X6 FFF
Symétrie (%)	1,70	1,58	0,53	0,47
Homogénéité (%)	2,72	2,55	2,43	/
Pénombre (cm)	0,75-0,74	0,85-0,86	0,78-0,77	0,85-0,82

Nous observons que la pénombre est augmentée avec l'énergie. Ce qui est produit par une augmentation de la pénombre de transmission, par l'augmentation de la probabilité de création de paires et son diffusé associé ainsi que par la mise en mouvement de particules secondaires plus déviées de l'axe du faisceau. La différence de symétrie et d'homogénéité est liée au changement de cône égalisateur en fonction de l'énergie. Ils ne sont pas identiques. Nous observons également que les deux profils X6 sont très similaires d'allure. Pour les profils FFF, la qualité des faisceaux dépend des différents constructeurs [5]. Dans notre cas, les appareils Varian délivrent le même faisceau d'électrons en sortie de la section accélératrice avec et sans le filtre égalisateur. La qualité du faisceau FFF est donc plus faible pour un faisceau 6 FFF qu'un faisceau X6. Le protocole d'analyse des profils FFF choisi est celui proposé par le constructeur Varian. La taille de champ est calculée en prenant les points d'inflexion des bords de champ [6]. La normalisation de la courbe se fait sur l'axe central avec un facteur qui est fonction de la taille de champ, de paramètres de fit et de la profondeur de mesure [7]. Finalement la symétrie du profil 6FFF est meilleure que pour les autres énergies. La taille de champ est en revanche augmentée et équivalente à celle calculée pour un profil en X23. Cela est dû à la suppression de l'absorption des photons en bord de champ par le cône égalisateur.

b. Dépendance avec la taille de champ

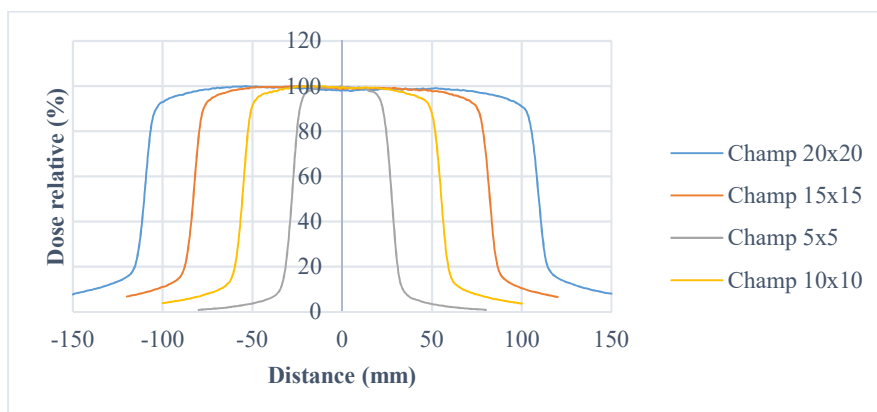


Figure 7 : Profils selon la taille de champ

	Champ 5x5	Champ 10x10	Champ 15x15	Champ 20x20
Symétrie (%)	1,10	2,05	2,04	1,44
Homogénéité (%)	4,39	2,80	2,47	2,34
Pénombre (cm)	0,65-0,65	0,73-0,74	0,81-0,82	0,88-0,90

Nous observons que la pénombre augmente avec la taille de champ. Ce changement provient de l'augmentation de la pénombre de transmission dans le collimateur et de l'augmentation du diffusé créé dans le volume homogène. Concernant l'homogénéité, nous nous attendions à voir une diminution de ce paramètre avec la taille de champ dû à la forme du cône égalisateur. Cette divergence est due à la profondeur de mesure qui diminue la tendance attendue. Nous avons investigué ce sujet en s'intéressant aux profils obtenus lors de la recette et nous observons bien que l'homogénéité avait une tendance à se dégrader pour les champs supérieurs à 10x10 cmxcm avec une taille de champ croissante.

c. Dépendance avec la distance source-peau

Pour obtenir un profil ne dépendant que de la DSP, nous avons appliqué un champ 10x10 à la surface de l'eau pour chacune des DSP.

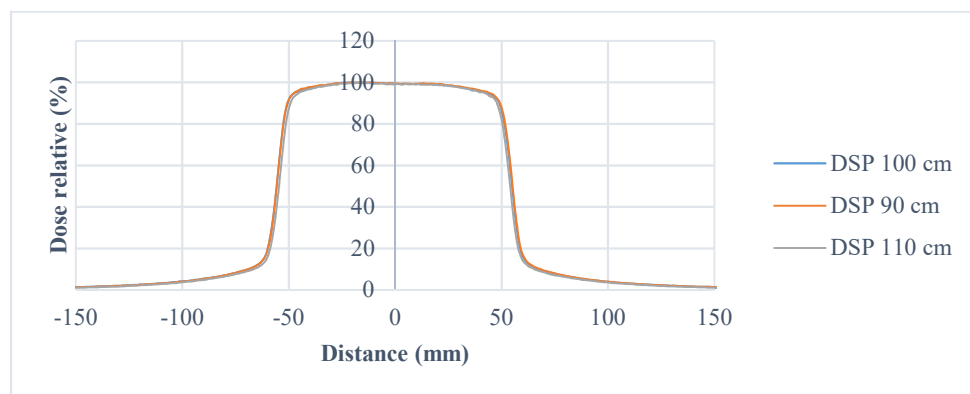


Figure 8 : Profils selon la DSP

	<i>DSP 90 cm</i>	<i>DSP 100 cm</i>	<i>DSP 110 cm</i>
Symétrie (%)	1,96	2,08	1,91
Homogénéité (%)	2,56	2,79	2,89
Pénombre (cm)	0,73-0,74	0,75-0,75	0,74-0,74

Nous observons que l'homogénéité est légèrement meilleure en diminuant la distance source-surface de l'eau. La pénombre n'est en revanche pas impactée par ce facteur, ce qui est inattendu puisque la pénombre géométrique est augmentée avec la DSP. Cet effet doit être compensé par la taille de champ constante à la surface de l'eau.

d. Dépendance avec le détecteur

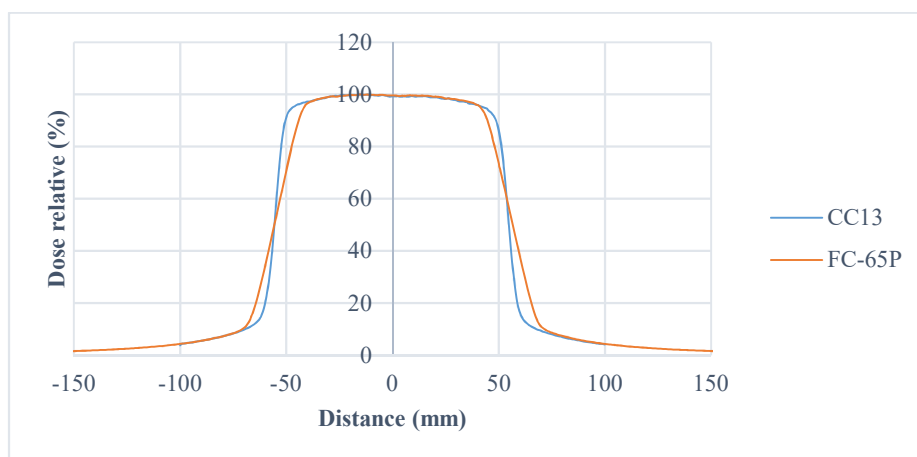


Figure 9 : Profils selon le détecteur

	<i>CC13</i>	<i>FC-65P</i>
Symétrie (%)	1,70	1,56
Homogénéité (%)	2,72	6,31
Pénombre (cm)	0,75-0,74	1,69-1,72

Nous observons que l'homogénéité est très impactée par le type de détecteur choisi, de même pour la pénombre. En effet, la chambre FC-65P possède un volume sensible 5 fois plus grand que la CC13. La mesure dans les zones de

fort gradient (pénombre) est plus précise avec un détecteur de plus petit volume sensible. Ce qui se retrouve dans les résultats obtenus.

e. Dépendance avec la profondeur de mesure

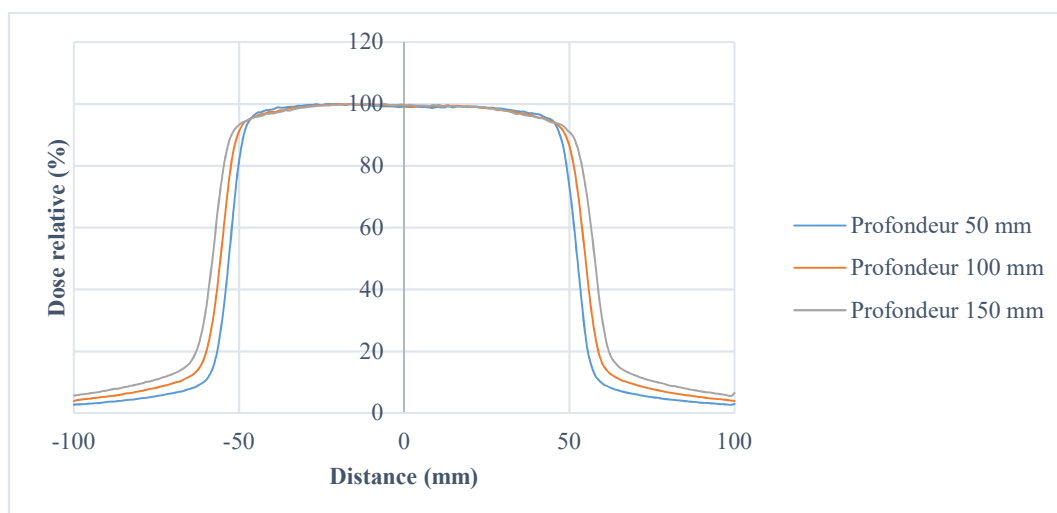


Figure 10 : Profils selon la profondeur de mesure

	Profondeur 5 cm	Profondeur 10 cm	Profondeur 20 cm
Symétrie (%)	1,96	1,96	1,89
Homogénéité (%)	1,99	2,76	3,24
Pénombre (cm)	0,65-0,65	0,75-0,74	0,84-0,83

La profondeur de mesure impacte grandement l'homogénéité des profils acquis. Nous observons une diminution de l'homogénéité lorsque la chambre se situe plus en profondeur. Cela peut être dû au caractère aléatoire des particules qui augmente avec le diffusé. Plus en profondeur, il y a une probabilité accrue d'observer une fluctuation statistique de la dose déposée dans un même plan. De plus, la pénombre est augmentée avec la profondeur. Cela est dû à la divergence du faisceau et à l'augmentation du volume diffusant.

f. Dépendance avec la position de la chambre de référence

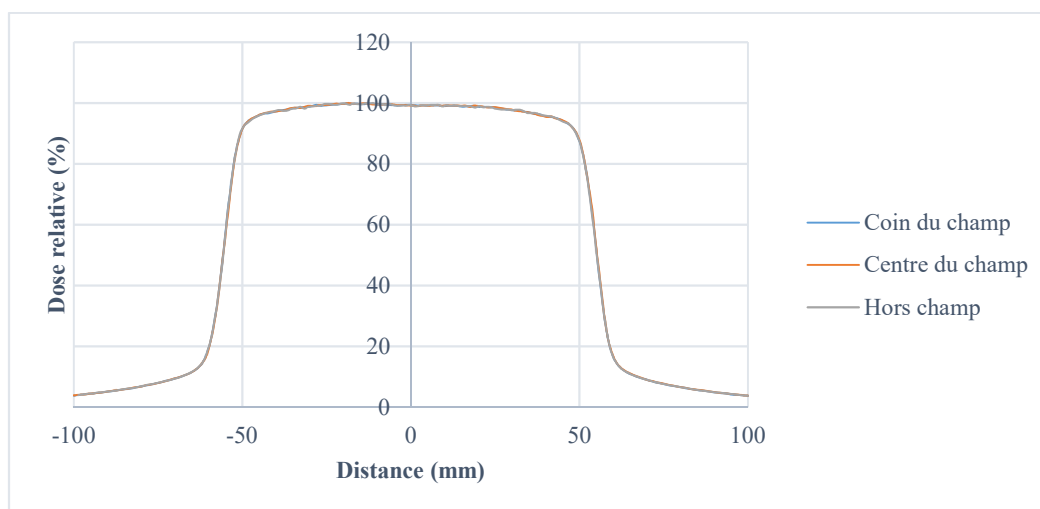


Figure 11 : Profils selon la position de la chambre de référence

	Coin du champ	Centre du champ	Hors champ
Symétrie (%)	1,80	1,98	1,98
Homogénéité (%)	2,72	2,75	2,86
Pénombre (cm)	0,74-0,74	0,74-0,75	0,74-0,74

Comme nous nous y attendions, seule l'homogénéité présente une tendance avec la position de la chambre de référence puisque l'intérêt de ce détecteur est de corriger les fluctuations statistiques du débit de dose. Cependant, nous nous attendions à une variation plus franche de l'homogénéité.

g. Dépendance avec la vitesse de déplacement de la chambre

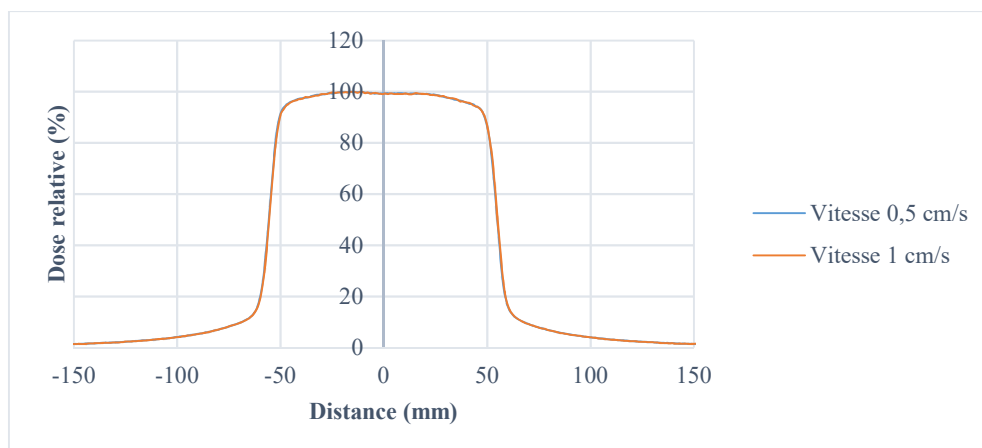


Figure 12 : Profils selon la vitesse de déplacement de la chambre

	Vitesse de 0,5 cm/s	Vitesse de 1 cm/s
Symétrie (%)	1,93	2,03
Homogénéité (%)	2,69	2,89
Pénombre (cm)	0,74-0,74	0,73-0,74

Nous constatons que l'homogénéité et la symétrie sont légèrement dégradées lorsque la chambre se déplace à une vitesse supérieure. Cela peut être dû au plus faible temps de comptage par position pour les vitesses supérieures. En effet, plus le temps de comptage est court et plus l'incertitude sur la mesure est élevée. De plus, à une vitesse excessive (2 cm/s), le déplacement de la chambre peut créer des vaguelettes à la surface de l'eau, ce qui modifie localement la profondeur de mesure de manière aléatoire lors de la réalisation du profil.

h. Dépendance avec l'orientation du profil

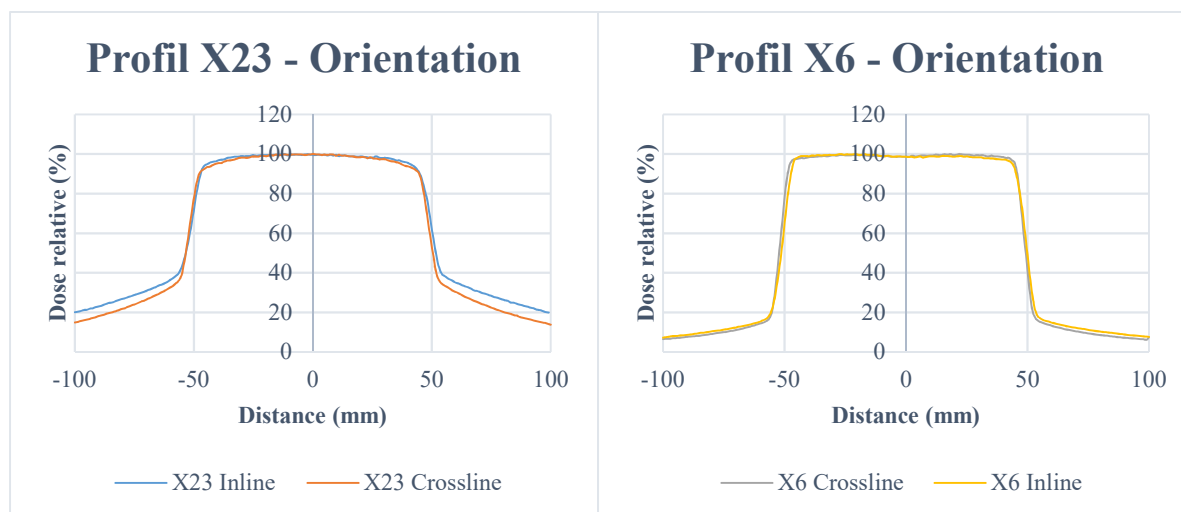


Figure 13 : Profils selon l'orientation du balayage

	Inline – X6	Crossline – X6	Inline – X23	Crossline – X23
Symétrie (%)	2,01	0,71	1,62	1,68
Homogénéité (%)	1,43	1,08	2,73	3,27
Pénombre (cm)	0,71-0,67	0,56-0,56	/	3,48-3,42

Nous observons de grandes différences dans la mesure de la symétrie, de l'homogénéité et de la pénombre pour ces profils. La symétrie est obtenue à l'aide de bobines qui permettent de dévier le faisceau. Elles sont disposées dans la tête de l'accélérateur. Ce ne sont pas les mêmes bobines qui influent sur la symétrie dans l'axe inline et crossline, ce

paramètre est donc lié au réglage de la machine. Le fait que la symétrie ne varie que très faiblement pour le X23, contrairement au X6 peut être lié au cône qui est dépendant de l'énergie. Pour la pénombre, nous observons une augmentation dans l'axe inline. Cela est dû à la position des mâchoires puisque celles dans l'axe Gauche-Droite du patient (axe crossline) sont situées après les mâchoires dans l'axe Tête-Pied dans la tête de l'accélérateur. La pénombre géométrique et la divergence du faisceau sont donc plus importantes dans l'axe inline.

4) Facteur d'ouverture collimateur

Les mesures de FOC sont réalisées pour les différentes énergies présentes sur le Clinac 2 et le Novalis TrueBeam.

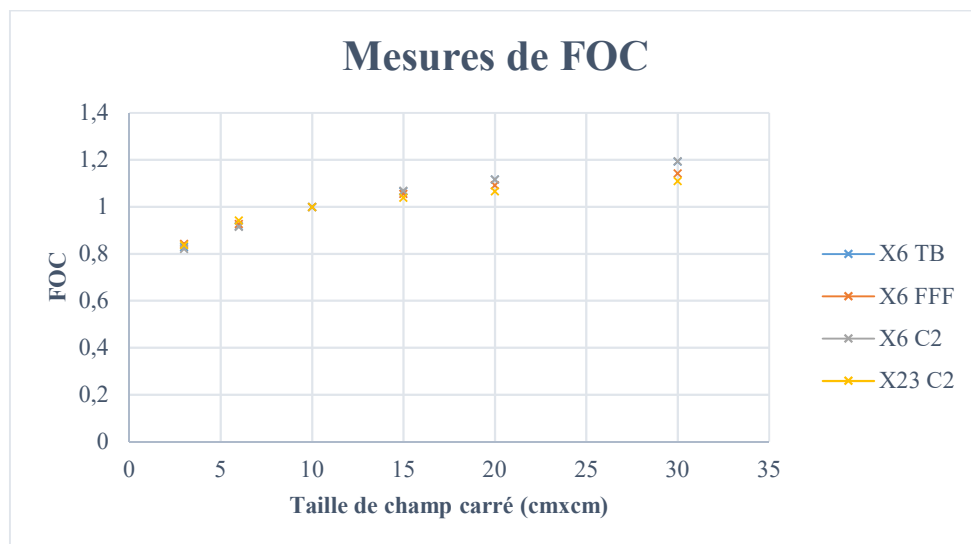


Figure 14: Facteurs d'ouverture collimateur selon l'énergie

Nous observons que pour les champs supérieurs à 10x10 cmxcm, les mesures à faibles énergies augmentent plus rapidement avec la taille de champ que pour les plus fortes énergies. Cela s'explique par la baisse de rayonnement diffusé, à une même profondeur, pour les faisceaux plus énergétiques dans de grands champs car le parcours des particules primaires est plus important.

III. MESURES DE DOSE ABSOLUE

1) Dose absolue

La dose absolue a été mesurée sur le clinac 2 pour les faisceaux d'énergie X6 et X23. Nous avons réalisé 3 mesures pour la détermination du facteur correctif K_{rec} et 10 mesures pour la détermination de la dose absorbée dans les conditions de référence. Ces valeurs ont ensuite été moyennées. L'annexe 2 résume les résultats obtenus pour la détermination des coefficients de correction. Ces mesures ont été réalisées en suivant les conditions de mesure et de calcul du TRS-398. Les résultats quant à la mesure de la dose absolue sont les suivants :

Energie (MV)	X6	X23
Mesures moyennées (nC)	29,853	36,661
Indice de qualité	0,664	0,781
K_{Q00}	0,992	0,968
Coefficient d'étalonnage (Gy/nC)	$5,356 \cdot 10^{-2}$	
Dose mesurée (Gy)	1,591	1,913
Dose mesurée lors de la recette (Gy)	1,589	1,907
Ecart relatif entre la dose mesurée et le dernier CQ mensuel (%)	-0,10	-0,31

Nous observons une bonne cohérence de la dose absolue mesurée avec celle établie lors de la recette. Le détail des conditions de mesure est consultable dans l'Annexe 3.

2) Calcul d'incertitudes

Le tableau suivant résume les incertitudes du calcul de la dose absolue des faisceaux de photons X6 et X23.

Origine de l'incertitude	Valeur de l'incertitude (%)			
	X6		X23	
	Type A	Type B	Type A	Type B
K_{Q00}		0,55		0,55
Mesures	0,045		0,049	
K_{TP}		0,289		0,289
K_{rec}		0,067		0,120
Mesure de la profondeur		0,029		0,029
Mesure de la DSP		0,144		0,144
Electromètre		0,002		0,002
Incertitude totale	1,180		1,185	
Incertitude élargie (k=2)	2,361		2,370	

L'incertitude élargie associée aux deux mesures de dose absolue est très proche.

IV. 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	Volume du détecteur	
Z_max	↗		↘		↗	↗	
Dose à l'entrée	↘		↗		=	↘	
Pente	↗		↗		↗	=	
Rapport tissu-maximum							
	Energie						
Z_max	↗						
Dose à l'entrée	↘						
Pente	↗						
Profil							
	Energie	Faisceau FFF	Taille de champ	DSP	Volume de détecteur	Profondeur de mesure	Vitesse de déplacement de la Chambre d'ionisation
Symétrie²	↘	↗	≠	≠	↗	=	≠
Homogénéité	↘	/	↘	↘	↘	↘	↘
Pénombre	↗	↗	↗	=	↗	↗	=

Pour l'orientation de profil, l'homogénéité, la symétrie et la pénombre dépendent plus globalement du réglage de l'appareil de traitement. Pour la position de la chambre de référence, la symétrie et l'homogénéité devraient être dégradées avec la chambre au centre et hors du champ, la pénombre est similaire.

Ce travail m'a permis de mettre en exergue les facteurs principaux influençant le comportement des photons de haute énergie dans la matière. Il m'a également permis de me familiariser avec les différents types de mesure à réaliser pour caractériser un appareil de radiothérapie, les procédures utilisées dans le centre et les protocoles internationaux. Par la prise en main des différentes installations et logiciels, j'ai pu développer mon sens de la rigueur. De plus, cela m'a apporté un regard plus critique sur les différentes sources d'incertitudes introduites lors de l'installation du matériel de mesure et les mesures associées.

² Pour la symétrie et l'homogénéité, un signe ↗ désigne une amélioration et un signe ↘ une dégradation.

V. ANNEXES

Nom de la CI	IBA CC13 de mesure	IBA CC13 de référence	IBA FC-65P
Volume de la cavité (cm ³)	0,13		0,65
Longueur de la cavité (mm)	5,8		23,1
Rayon de la cavité (mm)	3,0		3,1
Matériau de la paroi	C552 ³		POM ⁴
Epaisseur de la paroi (g.cm ⁻²)	0,070		0,057
Matériau de l'électrode	C552		Aluminium
Coefficient d'étalonnage $N_{D_{eau}}$ (Gy.nC ⁻¹)	/	/	5,356.10 ⁻²
Tension d'utilisation (V)	+300		+400

Annexe 1 : Tableau récapitulatif des caractéristiques des chambres d'ionisation

	R50 (cm)	Zmax (cm)	D10 (%)	D20 (%)
Influence de l'énergie				
X6 (Clinac 2)	15,08	1,26	66,3	37,9
X10 (TrueBeam)	18,31	2,34	73,4	46,2
X23 (Clinac 2)	21,29	3,31	79,3	52,8
X6 (TrueBeam)	15,11	1,5	66,3	37,9
X6 FFF (TrueBeam)	13,91	1,38	63,4	34,7
Influence de la taille de champ				
Champ 5x5	13,67	1,5	62,4	33,7
Champ 10x10	15,11	1,5	66,3	37,7
Champ 15x15	16,08	1,38	68,1	40,5
Champ 20x20	16,80	1,25	69,4	42,4
Influence de la DSP				
DSP 110	15,36	1,62	67,1	38,7
DSP 100	15,01	1,38	66,2	37,6
DSP 90	14,58	1,38	64,9	36,4
Influence du détecteur				
CC13	15,08	1,26	66,3	37,9
FC-65P	15,20	1,5	66,7	38,1

Annexe 2 : Valeurs de R_{50} , z_{max} , D_{10} et D_{20} des rendements en profondeur selon le paramètre testé

Température (°C)	20					
Pression (hPa)	1012.5					
Energie (MV)	X6			X23		
Tension (V)	-400	100	400	-400	100	400
Mesures moyennées (nC)	-29,95	29,62	29,81	-36,68	36,02	36,65
K _{rec}	1,002			1,006		
K _{TP}	1,001					
K _H	1					

Annexe 3 : Conditions de mesure et coefficients de correction pour la dose absolue

³ Le C552 est un métal équivalent air.

⁴ Le polyoxyméthylène (POM) est un polymère.

VI. Bibliographie

- [1] F. Coste, Cours de master 2 Nantes – *Faisceau de photons – Qualité et distribution de dose*, 2020
- [2] Indra & al, *Accelerator beam data commissioning equipment and procedures : Report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM*, 2008
- [3] IAEA, *Technical Reports Series No.277 : Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams – An International Code of Practice*, 1987
- [4] IAEA, *Technical Reports Series No.398 : Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy – An International Code of Practice For Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water*, 2000
- [5] C. Llagostera, Cours de master 2 Nantes – *Protocoles de dosimétrie*, 2020
- [5] Budget & al, *IPEM topical report 1 : Guidance on implementing flattening filter free radiotherapy*, 2016
- [6] IBA – *myQA Accept User's Guide SW version 9:0*, 2022
- [7] Fogliata & al, *Flattening filter free beams from TrueBeam and Versa HD units : Evaluation of the parameters for quality assurance*, 2016