

**Fiche d’activité RT\_04 : Faisceaux de photons de haute énergie : étude de la variation relative de la dose absorbée et détermination de la dose absorbée de référence**

**Physiciens référents de la fiche** : Camille Llagostera / Thomas Marsac

**Etudiante** : Marion Boulanger

*DQPRM Promotion 2021/2023*

Table des matières

[I. Etude relative de la dose absorbée 2](#_Toc115255630)

[Introduction 2](#_Toc115255631)

[Matériel 2](#_Toc115255632)

[Méthode 2](#_Toc115255633)

[1. Positionnement du matériel 2](#_Toc115255634)

[2. Acquisition des données avec le logiciel 3](#_Toc115255635)

[3. Rendement en profondeur 3](#_Toc115255636)

[4. Profil de dose 4](#_Toc115255637)

[5. Facteur d’ouverture du collimateur (FOC) 5](#_Toc115255638)

[Résultats et discussion 5](#_Toc115255639)

[1. Rendement en profondeur 5](#_Toc115255640)

[2. Profil de dose 8](#_Toc115255641)

[3. Facteur d’ouverture du collimateur 14](#_Toc115255642)

[II. Détermination de la dose absorbée dans les conditions de référence 14](#_Toc115255643)

[Introduction 15](#_Toc115255644)

[Matériel 15](#_Toc115255645)

[Méthode 15](#_Toc115255646)

[1. Facteurs correctifs 15](#_Toc115255647)

[2. Protocole TRS 277 16](#_Toc115255648)

[3. Protocole TRS 398 17](#_Toc115255649)

[4. Incertitudes de mesures 18](#_Toc115255650)

[Résultats et discussion 19](#_Toc115255651)

[1. Etalonnage croisé 19](#_Toc115255652)

[2. Mesures de dose absolue 20](#_Toc115255653)

[Bibliographie 23](#_Toc115255654)

# Etude relative de la dose absorbée

## Introduction

L’objectif de cette fiche est d’étudier les faisceaux d’électrons de haute énergie en analysant d’une part la variation relative de la dose absorbée dans différentes conditions expérimentales et d’autre part en mesurant la dose absorbée dans les conditions de référence selon les protocoles internationaux de l’IAEA.

## Matériel

* Accélérateur linéaire VARIAN 2100 iX (CLINAC 3)
* Explorateur de faisceau IBA Blue Phantom² n°8174
* Réservoir d’eau IBA n°8263
* Détecteurs :
  + CI cylindrique IBA Wellhöfer CC13 (volume sensible V = 0.13 cc, n°3922 pour la référence et n°3924 pour le champ)
  + CI plate PTW Roos (volume sensible : rayon = 7,8 mm et profondeur = 2 mm, n°001689)
* Electromètre PTW UNIDOS n°00110
* Logiciel d’analyse myQA Accept v.9.0.9.0
* Niveau à bulle

## Méthode

Des mesures de rendements en profondeur (RP), de profils de doses et de courbes de FOC ont été réalisées. Ces mesures ont pour objectif d’étudier l’impact de paramètres tels que : l’énergie, la taille de champ, la distance source-peau (DSP), le détecteur, la profondeur de mesure, la vitesse d’acquisition et l’orientation.

Pour cela, nous avons fait varier qu’un paramètre à la fois en gardant les autres fixes. Les paramètres de référence étaient :

* Clinac 3 – 12 MV
* Champ 10 cm x 10 cm à 1 mètre de la source
* DSP 100 cm
* Profondeur de mesure zmax (2,8 cm)
* Chambre d’ionisation PTW Roos

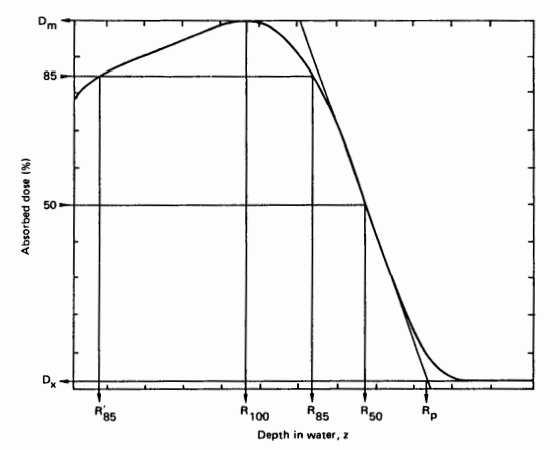
Tout d’abord, nous commencerons par analyser les courbes de rendements en profondeur en discutant de l’impact des différents paramètres. Nous étudierons ensuite les profils de dose avant de nous intéresser aux courbes de FOC. Un descriptif des conditions sera ajouté sous les courbes de chaque grandeur dosimétrique.

Nous avons utilisé la chambre plate Roos pour la mesure des rendements en profondeur, comme préconisé par le TRS 398. Cette chambre possède l’avantage d’avoir une meilleure résolution spatiale en profondeur que les chambres d’ionisation cylindrique. De plus, le facteur de correction pcav est négligeable avec ce type de chambre.

### Rendement en profondeur

Le rendement en profondeur correspond à la variation de la dose sur l’axe du faisceau en fonction de la profondeur du point de mesure, pour différentes tailles de champ. La distance source-surface (DSP) du fantôme est constante et la distance source-détecteur varie avec la profondeur du point de mesure. La normalisation est effectuée au point du maximum de dose.2

Où *As* est la taille de champ à la surface de l’eau.



②

③

④

①

⑤

Figure  : Schéma représentant les zones caractéristiques d’un rendement en profondeur.

Les zones caractéristiques du rendement en profondeur sont3 :

* ① La dose à la surface :

La dose à la surface est plus élevée pour un faisceau d’électrons que pour un faisceau de photons. En effet, les électrons étant des particules chargées, ils interagissent dès leur entrée dans la matière.

* ② Région d’augmentation de la dose (build-up) :

Les électrons secondaires du milieu sont mis en mouvement et les électrons primaires sont diffusés, la fluence augmente sur l’axe jusqu’à atteindre le maximum de dépôt de dose.

* ③ Maximum du dépôt de dose :

La fluence augmentant, le dépôt de dose sur l’axe augmente jusqu’à ce que l’atténuation des électrons provoque une diminution de la dose déposée sur l’axe. Le maximum de dépôt de dose est alors atteint. Ce point est caractérisé par la profondeur du maximum R100. S’il y a un plateau autour de cette valeur maximale, on calcule la moyenne entre les deux profondeurs correspondant à 98% de la dose maximale situées à gauche et à droite du maximum de dose.

* ④ Région de décroissance rapide de la dose :

Après avoir atteint le point du maximum de dose, l’énergie des électrons décroit continuellement dans le milieu traversé. En dessous d’un seuil en énergie environ égal à 0,5 MeV, la perte d’énergie s’accentue et la dose déposée sur l’axe décroit rapidement. Plusieurs parcours relevés sur la courbe sont caractéristiques :

Le parcours thérapeutique R85: profondeur à laquelle la décroissance de dose atteint 85% de la dose maximale. Elle correspond également à la profondeur du volume cible sur lequel est réalisé la prescription.

Le parcours R50 : profondeur à laquelle la décroissance de dose atteint 50% de la dose maximale. Ce parcours permet de spécifier la qualité du faisceau. Une relation lie le R50 et l’énergie moyenne à la surface du fantôme E0 : E0 = 2,33 MeV.cm².g-1 x R50.

Le parcours pratique Rp: profondeur déterminée par l’intersection de la partie linéaire de la courbe (Dx) et de la tangente de la région de décroissance de dose. Ce parcours correspond à la profondeur à laquelle il n’y plus d’électrons primaires en interaction avec le milieu.

* ⑤ Région finale du rendement en profondeur :

La dose Dx déposée après le parcours pratique (Rp) est due au rayonnement de freinage créé dans la tête de l’accélérateur et, pour une part minime, par les photons de freinage créés dans l’eau. Lorsque les électrons ont perdu toute leur énergie dans le milieu (i.e. après le parcours pratique Rp), seule la composante de rayonnement de freinage contribue à la dose déposée sur l’axe.

Ordre de grandeur pour les R100, R85, R50 et Rp :

R100 (mm) ≈ 2 x E (MeV) R85 (mm) ≈ 3 x E (MeV)

R50 (mm) ≈ 4 x E (MeV) RP (mm) ≈ 5 x E (MeV)

***Remarque*** : les courbes de rendements en profondeur en ionisations doivent être converties en courbes de rendements en profondeur en dose. En effet, le rapport des pouvoirs d’arrêt eau/air n’est pas constant avec un faisceau d’électrons contrairement aux faisceaux de photons. Le logiciel myQA Accept convertit les courbes de rendements en profondeur en utilisant les tables des rapports des pouvoirs d’arrêt de l’AAPM 32. Cette conversion n’est pas nécessaire lors de l’acquisition de profils puisque ceux-ci sont acquis à une profondeur fixe.

### Profil de dose

Le profil de dose représente la variation de la dose dans un plan perpendiculaire à l’axe du faisceau. La taille de champ est définie au niveau de l’isodose 50%. Le profil de dose est composé de trois zones caractéristiques :

* La zone homogène : située au-delà de l’isodose 80%.
* La pénombre : distance qui sépare les points correspondants aux isodoses 80% et 20%. Cette pénombre possède quatre origines : la pénombre géométrique (non-ponctualité de la source de photons), la pénombre de transmission (transmission à travers le collimateur), la pénombre de diffusion (diffusion dans le patient) et la pénombre due au manque d’équilibre électronique latéral.
* Les queues de distribution : situées au-delà de l’isodose 20%. La dose dans cette zone provient du diffusé dans le patient, du diffusé du collimateur et de la transmission à travers le collimateur. 2

### Facteur d’ouverture du collimateur (FOC)

Le facteur d’ouverture du collimateur (FOC) permet de calculer le débit de dose sur l’axe du faisceau pour chaque taille de champ à partir du débit de référence. Il est défini comme le rapport de la dose absorbée pour un champ de dimension *c* divisé par la dose absorbée pour le champ de référence (10 cm x 10 cm). La mesure est effectuée à DSP 100 cm :

## Résultats et discussion

### Rendement en profondeur

#### Influence de l’énergie

Figure  : Rendement en profondeur, chambre Roos, DSP 100 cm, applicateur et insert 10 cm x 10 cm..

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
|  | 6 MeV | 9 MeV | 12 MeV | 15 MeV | 18 MeV |
| Dsurface (%) | 80,3 | 83,9 | 89,27 | 93,4 | 95,5 |
| R100 (cm) | 1,26 | 2,15 | 2,60 | 3,12 | 2,13 |
| R85 (cm) | 1,88 | 2,92 | 3,97 | 5,07 | 5,86 |
| R50 (cm) | 2,35 | 3,58 | 4,88 | 6,25 | 7,42 |
| Rp (cm) | 2,93 | 4,39 | 5,94 | 7,58 | 9,05 |
| E0 (MeV) | 5,47 | 8,35 | 11,38 | 14,55 | 17,29 |
| Ep0 (MeV) | 6,04 | 8,97 | 12,06 | 15,38 | 18,35 |

Lorsque l’énergie diminue, la diffusion des électrons et les angles de diffusion augmentent ce qui a pour conséquence d’augmenter la fluence. La fluence devient alors maximale à de faibles profondeurs et le maximum de dose est atteint plus rapidement (le R100 augmente avec l’énergie).

Plus l’énergie augmente, plus la région du maximum de dose prend une forme de plateau. C’est le cas pour le faisceau du 18 MeV. La détermination du R100 est complexe est imprécise vu la forme de large plateau concernant la région du maximum de dose.

La dose au-delà du parcours pratique augmente avec l’énergie. Ceci provient du fait que la part de dose due au rayonnement de freinage devient plus importante. Les électrons étant plus énergétiques, leur nombre d’interactions augmente et ils ont « plus de chance » d’interagir avec un noyau et de créer un rayonnement de freinage.

#### Influence de la taille de champ

Figure  : Rendement en profondeur, chambre Roos énergie de 12 MeV, DSP 100 cm.

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | 6 x 6 | 10 x 10 | 15 x 15 | 20 x 20 |
| Dsurface (%) | 90,3 | 89,27 | 89,0 | 90,6 |
| R100 (cm) | 2,63 | 2,60 | 2,75 | 2,75 |
| R85 (cm) | 4,02 | 3,97 | 4,09 | 4,09 |
| R50 (cm) | 4,98 | 4,88 | 5,00 | 5,00 |
| Rp (cm) | 6,09 | 5,94 | 6,08 | 6,04 |
| E0 (MeV) | 11,59 | 11,38 | 11,65 | 11,64 |
| Ep0 (MeV) | 12,38 | 12,06 | 12,34 | 12,26 |

Aux plus petites tailles de champs, on s’attend à ce que le manque d’équilibre de diffusion induise une perte de dépôt d’énergie sur l’axe. Avec le plus petit champ (6 cm x 6 cm), la profondeur du R100 et R50 est diminuée. A l’inverse, pour les champs de grandes dimensions, l’équilibre électronique latéral est atteint et la dose sur l’axe devient indépendante de la taille de champ. Les modifications sur le parcours pratique sont mineures.

#### Influence de la DSP

Figure  : Rendement en profondeur, chambre Roos, énergie de 12 MeV, applicateur et insert 10 cm x 10 cm.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
|  | 100 | 105 | 110 |
| Dsurface (%) | 89,27 | 87,6 | 86,7 |
| R100 (cm) | 2,60 | 2,87 | 2,88 |
| R85 (cm) | 3,97 | 4,10 | 4,10 |
| R50 (cm) | 4,88 | 4,99 | 4,99 |
| Rp (cm) | 5,94 | 6,06 | 6,06 |
| E0 (MeV) | 11,38 | 11,63 | 11,62 |
| Ep0 (MeV) | 12,06 | 12,31 | 12,31 |

Lorsque la DSP augmente, la dose à la surface diminue. Ceci s’explique par la diminution de dose apportée par les électrons de contamination. Les électrons sont utilisés pour traiter des tumeurs superficielles, la dose à la surface doit ainsi être importante ce qui explique qu’on utilise une DSP de 100 cm et non plus. **Remarque** : pour les énergies inférieures à 15 MeV, les modifications du rendement en profondeur ne sont pas significatives.

#### Influence du détecteur

Figure  : Rendement en profondeur, énergie de 15 MeV, DSP 100 cm, applicateur et insert 10 cm x 10 cm.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | Roos | CC13 |
| Dsurface (%) | 93,4 | 89,8 |
| R100 (cm) | 3,12 | 3,36 |
| R85 (cm) | 5,07 | 5,12 |
| R50 (cm) | 6,25 | 6,27 |
| Rp (cm) | 7,58 | 7,58 |
| E0 (MeV) | 14,55 | 14,61 |
| Ep0 (MeV) | 15,38 | 15,30 |

La différence majeure se situe dans les premiers cm et notamment à la dose à la surface qui est inférieure pour la chambre d’ionisation cylindrique. Ceci peut s’expliquer par la différence de placement et d’alignement avec le niveau d’eau entre ces deux chambres. Le niveau d’eau est réalisé à la surface de la chambre plate et au centre du volume sensible pour la CC13. Les autres profondeurs caractéristiques sont similaires pour les deux chambres d’ionisation.

### Profil de dose

#### Influence de l’énergie

Figure  : Profils inline, chambre CC13, DSP 100 cm, champ 10 cm x 10 cm, zmesure = zmax de chaque énergie.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| Energie (MeV) | 6 MeV | 12 MeV | 18 MeV |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 1,20 – 1,18 | 1,36 – 1,35 | 0,7 – 0,69 |
| Homogénéité (%) | 5,21 | 5,94 | 1,82 |
| Symétrie (%) | 102,54 | 104,19 | 100,5 |

Lorsque l’énergie augmente, la pénombre de diffusion augmente et la pénombre géométrique diminue. Nous avons effectué les mesures à une profondeur correspondant au maximum de dose de chaque énergie. Nous pouvons remarquer que la pénombre augmente avec l’énergie. Cette augmentation est due à l’augmentation du parcours dans le milieu des particules d’énergies plus importante déposant ainsi plus de dose.

De plus, plus l’énergie est faible, plus la profondeur de mesure devient un paramètre critique car les isodoses sont plus resserrées. Nous aurions pu mesurer ces profils avec une profondeur de mesure constante et indépendante de l’énergie afin de ne pas prendre en compte l’impact de celle-ci. L’homogénéité et la symétrie se dégradent lorsque l’énergie augmente.

Nous observons une amélioration de la symétrie, de la pénombre et de l’homogénéité pour le faisceau de 18 MeV. Cela peut s’expliquer par le fait que la profondeur de mesure pour ce faisceau est plus faible que pour le 12 MeV.

#### Influence de la taille de champ

Figure  : Profils inline, chambre CC13, énergie de 12 MeV, DSP 100 cm, zmesure  = 2,8 cm.

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Taille de champ (cm x cm) | 5 x 5 | 10 x 10 | 15 x 15 | 20 x 20 | 25 x 25 |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 1,22 – 1,2 | 1,27 – 1,28 | 1,38 – 1,39 | 1,34 – 1,35 | 1,28 – 1,28 |
| Homogénéité (%) | 10,66 | 5,59 | 3,56 | 1,17 | 1,15 |
| Symétrie (%) | 103,01 | 104,09 | 101,76 | 100,60 | 100,52 |
| Taille de champ calculée (cm) | 6,26 | 10,38 | 15,57 | 20,83 | 25,96 |

Nous pouvons observer une dégradation de l’homogénéité et de la symétrie lorsque la taille de champ diminue. Ceci provient du manque de diffusé latéral pour les petits champs.

Nous remarquons également que la taille de champs calculée par myQA Accept (calculée avec la largeur de l’isodose 50%) est supérieure à la taille de champ réelle (+ 0,8 cm en moyenne). Cela est notamment dû au fait que la mesure n’est pas réalisée à DSP 100 cm mais à la profondeur du maximum de dose (influence de la divergence du faisceau).

De plus, la pénombre augmente légèrement lorsque la taille de champ augmente. Cela est notamment dû à l’augmentation de la pénombre de diffusion.

#### Influence de la DSP

Figure  : Profils inline, chambre CC13, énergie de 12 MeV, champ 10 cm x 10 cm, zmesure  = 2,8 cm.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| DSP (cm) | 100 | 105 | 110 |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 1,36 – 1,35 | 1,50 – 1,48 | 1,68 – 1,67 |
| Homogénéité (%) | 5,94 | 6,56 | 7,17 |
| Symétrie (%) | 104,19 | 102,32 | 103,75 |

Lorsque la DSP augmente, la pénombre augmente. Ceci s’explique par le fait que l’épaisseur d’air augmente et les électrons diffusent davantage dans ce milieu.

De plus, l’homogénéité se dégrade, probablement à cause de l’augmentation de la distance entre la sortie de l’applicateur et la surface d’entrée ce qui engendre une diffusion supplémentaire dans l’air. En clinique, la DSP utilisée pour un traitement avec un faisceau d’électrons est de 100 cm.

#### Influence du détecteur

Figure  : Profils inline, énergie de 12 MeV, DSP 100 cm, champ 10 cm x 10 cm, zmesure  = 2,8 cm.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
|  | CC13 | Pinpoint | Roos |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 1,36 – 1,35 | 1,34 – 1,31 | 1,61 – 1,60 |
| Homogénéité (%) | 5,94 | 5,84 | 7,89 |
| Symétrie (%) | 104,19 | 101,38 | 102,51 |

Nous observons une légère diminution de la pénombre avec la chambre Pinpoint, ceci provient du fait de son volume sensible moins important (0,015 cm3 contre 0,13 cm3 pour la CC13 et 7,8 mm de rayon pour la Roos). La pénombre est plus importante avec la chambre d’ionisation plate à cause de son plus grand volume sensible qui rend la mesure moins précise.

Les détecteurs solides (diodes, microdiamant) sont à privilégier dans les zones de forts gradients (pénombre) grâce à leur faible volume sensible et leur sensibilité élevée.

#### Influence de la profondeur de mesure

Figure  : Profils inline, chambre CC13, énergie de 12 MeV, DSP 100 cm, champ 10 cm x 10 cm.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
|  | 0 cm | 2,8 cm | 10 cm |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 0,46 – 0,46 | 1,36 – 1,35 | 2,15 – 2,13 |
| Homogénéité (%) | 1,58 | 5,87 | 11,71 |
| Symétrie (%) | 101,09 | 102,23 | 103,47 |

La taille de champ au niveau de la profondeur de mesure est augmentée car elle n’a pas été compensée. L’augmentation de la profondeur de mesure augmente la taille de la pénombre. Ceci s’explique par le fait que l’énergie du faisceau s’amoindrit au fur et à mesure de son parcours dans la matière (environ 2 MeV/cm). De plus, l’angle de diffusion des électrons augmente. Ces deux phénomènes expliquent également la dégradation de l’homogénéité du faisceau quand la profondeur de mesure augmente.

#### Influence de la vitesse d’acquisition de la chambre

Figure  : Profils inline, chambre CC13, énergie de 12 MeV, DSP 100 cm, champ 10 cm x 10 cm, zmesure  = 2,8 cm.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
|  | 0,3 cm/s | 1 cm/s | 2 cm/s |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 1,29 – 1,27 | 1,29 – 1,28 | 1,28 – 1,27 |
| Homogénéité (%) | 5,69 | 5,78 | 5,82 |
| Symétrie (%) | 104,16 | 103,25 | 103,99 |

La pénombre est similaire sur les profils acquis avec les trois vitesses différentes. Nous pouvons remarquer que plus la vitesse d’acquisition augmente, plus le profil apparait bruité au niveau de la zone homogène. Ceci s’explique par le fait que la mesure s’effectue sur un temps d’acquisition plus faible et donc une statistique plus faible. De plus, si la vitesse de déplacement de la chambre est trop importante, cela créera un déplacement de l’eau et la formation de vaguelettes à la surface.

#### Influence de l’orientation

Figure  : Profils, chambre CC13, énergie de 12 MeV, DSP 100 cm, champ 10 cm x 10 cm, zmesure  = 2,8 cm.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | Inline | Crossline |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 1,29 – 1,27 | 1,24 – 1,23 |
| Homogénéité (%) | 5,69 | 5,39 |
| Symétrie (%) | 104,16 | 103,53 |

Les profils sont similaires dans le sens inline (tête-pieds) et dans le sens crossline (droite-gauche). On peut remarquer une légère amélioration de la pénombre, homogénéité et symétrie en crossline mais celle-ci n’est pas significative.

#### Influence de la position de la chambre de référence

Figure  : Profils, chambre CC13, énergie de 12 MeV, DSP 100 cm, champ 15 cm x 15 cm, zmesure  = 2,8 cm.

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | Coin | Centrée | Désactivée | Hors champ |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 1,38 – 1,39 | 1,42 – 1,41 | 1,45 – 1,47 | 1,37 – 1,33 |
| Homogénéité (%) | 3,56 | 4,61 | 8,35 | 5 |
| Symétrie (%) | 101,76 | 102,77 | 108,92 | 107,27 |

Nous pouvons remarquer que l’homogénéité se dégrade lorsque la chambre de référence se situe hors du champ ou est désactivée : les profils apparaissent plus bruités. En effet, la chambre de référence 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. Ceci s’explique par le fait qu’elle se situe dans le faisceau perturbant ainsi la mesure.

De plus, la symétrie est dégradée lorsque la chambre de référence se situe hors champ ou est désactivée. La pénombre quant à elle est similaire pour toutes les mesures.

### Facteur d’ouverture du collimateur

#### Influence de l’énergie

Figure  : FOC, chambre CC13, DSP 100 cm, zmesure = zmax de chaque énergie.

Nous avons utilisé les applicateurs avec leur insert nominal.

Nous pouvons observer une tendance différente pour les courbes acquises à deux énergies. Pour le faisceau de 6 MeV, les rapports de dose augmentent avec la taille jusqu’au 20 cm x 20 cm. Cependant, pour le faisceau de 12 MeV, les rapports de dose diminuent avec la taille de champ (sauf pour le champ 5 cm x 5 cm).

Une meilleure évaluation aurait été d’utiliser un même applicateur et alterner les inserts. Cependant, nous ne disposons pas d’inserts de chaque taille de champ pouvant être disposés dans le plus grand applicateur (25 cm x 25 cm).

Il est important de préciser qu’en fonction de l’applicateur utilisé les FOC ne sont pas identiques pour des tailles de champs identiques. En effet, le placement des mâchoires est adapté à l’applicateur mis en place.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Energie  Applicateur | 6 MeV | 12 MeV |
| 10 cm x 10 cm | 20 cm x 20 cm | 14 cm x 14 cm |
| 20 cm x 20 cm | 25 cm x 25 cm | 25 cm x 25 cm |

Tableau  : Taille de champ réglée par les mâchoires selon l’applicateur et l’énergie.

Plus l’énergie augmente, plus les mâchoires sont refermées. Ainsi, la part de diffusé au niveau de la tête de l’accélérateur sera plus importante avec l’applicateur 20 cm x 20 cm que l’applicateur 10 cm x 10 cm.

**Remarque** : Pour l’applicateur 20 cm x 20 cm, les mâchoires forment une taille de champ de 20 cm x 20 cm pour le faisceau d’énergie 18 MeV.

# Détermination de la dose absorbée dans les conditions de référence

## Introduction

Nous avons tout d’abord effectué un étalonnage croisé de la chambre plate Roos avec la chambre cylindrique Farmer. Ceci permet d’étalonner une chambre non étalonnée par le laboratoire de référence. Dans notre cas, la chambre plate est étalonnée au laboratoire de référence, nous avons ainsi vérifié les coefficients d’étalonnage. Nous avons ensuite mesuré la dose absolue en respectant les indications données par le protocole TRS 398 étant celui utilisé au centre.

## Matériel

* Accélérateur linéaire VARIAN CLINAC 3
* PTW mini cuve
* Réservoir d’eau IBA
* Détecteur :
  + CI cylindrique PTW Farmer 30013 n°011924 (référence 1)
* Electromètre PTW Unidos n°00110
* Niveau à bulle

## Méthode

### Facteurs correctifs

* Facteur de correction de la température et pression (kT,P)

La température et la pression de la masse d’air de la cavité au moment de la mesure différaient de celles utilisées à l’étalonnage de la chambre d’ionisation. Le facteur de correction se calcule :

Où T et P sont la température et la pression dans la salle où a été réalisée la mesure et T0 et P0 sont les température et pression de référence (20°C et 101.3 kPa).

* Facteur de correction de l’humidité (kH)

Si l’humidité dans la salle où a été réalisée la mesure se situe entre 20% et 80%, aucun facteur de correction n’est à appliquer. Dans le cas contraire, appliquer un facteur de correction kH = 0.997.

* Facteur de correction de la variation de la réponse de la chambre (kQ,Q0)

Ce facteur de correction prend en compte la variation de la réponse de la chambre due aux effets liés à la différence de la qualité du faisceau de l’utilisateur Q par rapport à celle de l’étalonnage Q0.

Où est le facteur de calibration en termes de dose absorbée dans l’eau à l’indice de qualité Q et est le facteur de calibration en termes de dose absorbée dans l’eau à l’indice de qualité Q0 (référence).

* Facteur de correction de la polarité (kpol)

Ce facteur de correction prend en compte la variation de la réponse de la chambre due aux effets liés à un changement de la polarité de la tension de polarisation appliquée à la chambre.4

* Facteur de correction de recombinaison (krec)

Ce facteur de correction prend en compte la variation de la réponse de la chambre due aux effets liés à la recombinaison des ions.

Les facteurs a0, a1 et a2 sont tabulés dans le TRS 398 en fonction du rapport des deux tensions V1/V2.5

### Protocole TRS 277

* Passage d’un coefficient d’étalonnage en kerma dans l’air à un coefficient d’étalonnage en dose absorbée dans l’air de la cavité :

Avec :

ND,air : coefficient d’étalonnage en dose absorbée dans l’air de la cavité de la chambre

NK : coefficient d’étalonnage en kerma dans l’air de la cavité de la chambre

g : fraction d’énergie des électrons secondaires perdue par rayonnement de freinage dans l’air

katt : facteur prenant en compte l’atténuation et la diffusion des photons dans le matériau de la chambre

km : facteur prenant en compte le manque d’équivalence air du matériau de la chambre et de l’électrode centrale de la CI cylindrique6,7

* Détermination de la dose absorbée dans l’eau :

Avec :

MQ : lecture du dosimètre à la qualité Q corrigée des facteurs correctifs (pression, température, polarité et recombinaison)

 : rapport des pouvoirs d’arrêt dans l’eau et dans l’air à l’indice de qualité du faisceau de l’utilisateur au point d’intérêt

 : facteur de perturbation global à l’indice de qualité de faisceau Q, avec pQ = (pcav x pwall x pdist x pcell)Q

pcav : correction des effets liés à la cavité d’air, principalement la diffusion des électrons. Ce facteur vaut 3% pour une mesure avec une chambre cylindrique pour les faisceaux d’électrons ayant un R50 < 4 g.cm-2. Cependant, il est négligeable lorsque la mesure est réalisée avec une chambre plate

pwall : correction de la non-équivalence du milieu avec la paroi de la chambre (= 1 pour faisceau d’électrons)

pdist : correction de l’effet de déplacement du volume d’eau due à la présence de la cavité d’air. Dans notre cas, on ne l’applique pas car on décale le point de mesure

pcell: correction de l’effet de l’électrode centrale métallique dans la plupart des CI cylindriques.6,7

### Protocole TRS 398

L’utilisation d’un formalisme en dose dans l’eau implique une réduction des incertitudes. En effet, celui-ci n’utilise pas de facteurs correctifs dépendants des chambres utilisées contrairement au formalisme basé sur un étalonnage en termes de kerma dans l’air.

* Dose absorbée dans l’eau à la profondeur de référence zref dans un faisceau de qualité Q différente de la calibration Q0

Avec :

MQ0 : lecture du dosimètre corrigée des facteurs correctifs évoqués ci-dessus

ND,w,Q0 : coefficient d’étalonnage en termes de dose absorbée dans l’eau pour le dosimètre obtenu par un laboratoire d’étalonnage.

 : correction de la différence entre le faisceau de l’utilisateur et le faisceau utilisé pour l’étalonnage. est défini comme le rapport des facteurs d’étalonnage en termes de dose dans l’eau des chambres d’ionisation, aux qualités Q et Q0 :

Avec :

 : rapport du coefficient d’étalonnage en dose absorbée dans l’eau dans un faisceau de qualité Q sur un faisceau de qualité *Q0*

: rapport du pouvoir d’arrêt massique de l’eau sur l’air dans un faisceau de qualité Q sur un faisceau de qualité Q0

: rapport de l’énergie moyenne pour créer une paire d’ions dans l’air dans un faisceau de qualité Q sur un faisceau de qualité Q0

PQ et PQ0: facteur de perturbation de la chambre dans des faisceaux de qualité Q et Q0. Ce facteur est défini comme :

Avec :

pdis : facteur prenant en compte l’effet de remplacement d’un volume d’eau par la cavité du détecteur

pwall : facteur corrigeant la non-équivalence eau de la paroi de la chambre

pcav : facteur corrigeant des effets liés à la cavité d’air

pcel : facteur corrigeant de l’effet de l’électrode centrale pendant la mesure

Dans le formalisme du TRS 398, la profondeur de référence est définie par le R50. Celui-ci permet de réduire les différences entre les accélérateurs. Il est mesuré à une DSP de 100 cm et une taille de champ à la surface du fantôme d’au moins 10 cm x 10 cm pour R50 ≤ 7g.cm-2 (16 MeV) et au moins 20 cm x 20 cm sinon.

Pour la mesure de ce R50, une chambre d’ionisation à parois parallèles doit être utilisée pour les faisceaux d’énergie inférieure à 10 MeV (R50 < 4 g.cm-2). Le point de référence pour les CI plates est le point à la surface intérieure de la fenêtre d’entrée, au centre de celle-ci.

Les chambres d’ionisation cylindriques ne peuvent être utilisées que pour faisceaux ayant un R50 ≥ 4 g.cm-2. Leur point de référence se situe au centre de la cavité, positionné à une distance de 0.5 rcyl (rayon de la cavité) plus profond que le point d’intérêt.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | **TRS 277** | **TRS 398** |
| **Formalisme** | DW,Q(Peff) = MQ(Peff) x ND,air x (sw,air)Q x pQ |  |
| **Etalonnage** | Kair dans faisceau 60Co | Dw dans faisceau 60Co ou électrons HE |
| **Milieu de mesure** | Eau | |
| **Type de chambre** | Cylindrique | Plate si R50 < 4 g.cm-2  Plate ou cylindrique si R50 ≥ 4 g.cm-2 |
| **Distance source détecteur** | 100 cm | |
| **Indice de qualité du faisceau** | E0 | R50 |
| **Profondeur de mesure zref** | /MeV < 5 : R100  5 ≤ /MeV ≤ 10 : R100 ou 1 cm‡  10 ≤ /MeV ≤ 20 : R100 ou 2 cm‡  20 ≤ /MeV ≤ 50 : R100 ou 3 cm‡ | 0,6\*R50 – 0,1 g.cm-2 |
| **Point de référence si chambre cylindrique** | Sur l’axe central au centre de la cavité | |
| **Position du point de référence - cylindrique** | 0,5 x rayon cavité plus profond que zref  🡪 point effectif de mesure Peff de la chambre placé à la profondeur zref | 0,5 x rayon cavité plus profond que zref |
| **Point de référence si chambre plate** | / | Centre de la surface interne |
| **Position du point de référence - plate** | / | zref |
| **DSP (cm)** | 100 | |
| **Taille de champ (cm\*cm)** | 10 x 10 pour 5 ≤ /MeV ≤ 20 20 x 20 pour 20 ≤ /MeV ≤ 50 | 10 x 10 à la surface du fantôme si R50 ≤ 4 g.cm-2  20 x 20 à la surface du fantôme si R50 > 7 g.cm-2 |

Tableau 1 : Comparaison des formalismes du TRS 277 et 398.

‡La plus grande profondeur est choisie.

Les valeurs du débit de référence sont données à la profondeur du maximum de dose zmax et non à la profondeur de référence zref, telles que la dose de référence à zmax vaut 2 Gy pour 200 UM et toutes les énergies.

Ainsi, pour obtenir la dose à zmax, on doit appliquer une correction à l’aide de la courbe de rendement en profondeur telle que :

### Incertitudes de mesures

Il faut distinguer erreur et incertitude. Une erreur de mesure est la différence entre la mesure et la valeur vraie et possède un signe. Celle-ci peut être corrigée par un facteur de correction. L’incertitude, quant à elle, est associée au résultat d’une mesure. Elle caractérise la dispersion des valeurs qui pourraient être raisonnablement attribuées à la quantité mesurée. L’incertitude peut être absolue ou relative. Elle est exprimée sous la forme d’un écart-type. Les incertitudes sont décomposées en deux types :

* Incertitude de type A :

L’incertitude de type A est une méthode d’évaluation de l’incertitude basée sur une analyse statistique des séries d’observation. Lorsqu’on a une série de n résultats, l’incertitude vaut :

Avec xi la valeur, la moyenne des valeurs et n le nombre de valeurs.

* Incertitude de type B :

L’incertitude de type B est une méthode d’évaluation par tout autre méthode que l’analyse statistique des séries d’observation. L’évaluation peut être basée sur des données de mesures antérieures, sur un comportement d’un instrument de mesure ou sur les spécifications des fabricants.

Pour un résultat *m* étant égal au produit de *i* facteurs, l’incertitude combinée relative peut s’exprimer :

On peut également définir l’incertitude élargie. Celle-ci correspond à un *n* intervalle à l’intérieur duquel on suppose que se situe la distribution des valeurs mesurées. Elle est obtenue en multipliant l’incertitude type par un facteur d’élargissement *k* (généralement compris entre 2 et 3).4,8

## Résultats et discussion

### Etalonnage croisé

L’étalonnage croisé permet de calculer un coefficient d’étalonnage pour une chambre plate lorsque celle-ci n’est pas étalonnée par un laboratoire de référence. De plus, nous devons disposer d’une chambre d’ionisation cylindrique étalonnée par un laboratoire de référence.

L’étalonnage croisé a été réalisé avec un faisceau d’électrons de 18 MeV (R50 = 7,48 g/cm2) et un kQ, Qcross = 0,9.

Les mesures ont été réalisées avec deux chambres d’ionisation : une chambre plate (PTW Roos) et une chambre cylindrique (PTW Farmer) qui est la chambre de référence étalonnée en dose dans l’eau avec un faisceau de Cobalt.

|  |  |
| --- | --- |
| **Chambre** | Roos 01689 |
| **Tension (V)** | 200 |
| **NDeau LNHB (Gy/nC)** | 7,32.10-2 |
| **Dimension du champ (cm x cm)** | 10x10 |
| **Profondeur de référence (cm)** | 4,39 |
| **Profondeur de mesure (cm)** | 4,28 |
| **DSP (cm)** | 100 |
| **Nombre d'UM** | 200 |
| **Débit (UM/mn)** | 300 |

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **Energie** | **E18** | | |
| **Tension (V)** | **200 V** | **50 V** | **-200 V** |
| **Mesure 1 (nC)** | 25,12 | 24,42 | -25,19 |
| **Mesure 2 (nC)** | 25,14 | 24,48 | -25,20 |
| **Mesure 3 (nC)** | 25,14 | 24,49 | -25,19 |
| **Moyenne mesures (nC)** | **25,13** | **24,46** | **-25,19** |

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **V1 / V2 = 4** | **a0** | **a1** | **a2** |
| 1,022 | -0,363 | 0,341 |
| **krec** | **1,009** | | |
| **kpol** | **1,001** | | |

|  |  |
| --- | --- |
| **Chambre** | Farmer 011924 |
| **Tension (V)** | 300 |
| **Coefficient d’étalonnage NDeau (Gy/nC)** | 5,356.10-2 |
| **Dimension du Champ** | 10x10 |
| **Profondeur de référence (cm)** | 4,39 |
| **Profondeur de mesure (cm)** | 4,57 |
| **DSP (cm)** | 100 |
| **Nombre d'UM** | 200 |
| **Débit (UM/mn)** | 300 |

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **Energie** | **E18** | | |
| **Tension (V)** | **300 V** | **100 V** | **-300 V** |
| **Mesure 1 (nC)** | 38,22 | 37,32 | -38,31 |
| **Mesure 2 (nC)** | 38,23 | 37,30 | -38,30 |
| **Mesure 3 (nC)** | 38,23 | 37,30 | -38,32 |
| **Moyenne mesures (nC)** | **38,23** | **37,31** | **-38,31** |

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **V1 / V2 = 3** | **a0** | **a1** | **a2** |
| 1,198 | -0,875 | 0,677 |
| **krec** | **1,012** | | |
| **kpol** | **1,001** | | |

|  |  |
| --- | --- |
| **Chambre** | **Dose mesurée (Gy)** |
| **Roos** | 1,862 |
| **Farmer** | 1,868 |
| **Ecart relatif (%)** | 0,32 |

Pour le faisceau de 18 MeV, le coefficient d’étalonnage est 7,35.10-2 Gy/nC, ce qui correspond à un écart relatif de 0,4 % avec le coefficient d’étalonnage du laboratoire de référence. Le coefficient d’étalonnage réalisé par le LNHB le 9 juin 2022 était de 7,32.10-2 Gy/nC.

### Mesures de dose absolue

La profondeur de référence se calcule avec la formule : zref = 0,6\*R50 – 0,1 g.cm-2. Puis la profondeur de mesure est corrigée de la distance par rapport à la surface d’entrée de la chambre. Pour la chambre d’ionisation Roos, cette distance vaut 0,11 cm. Ainsi, la profondeur de mesure se calcule :

zmes = zref – 0,11 cm

Dix mesures ont été réalisées à chaque énergie. Le facteur de correction kpol a été fixé à 1, la mesure étant réalisée à la même tension que celle utilisée pendant l’étalonnage. Les facteurs de correction krec et kQ,Qcross ont été recalculés pour chaque énergie.

Le facteur de correction kQ,Qcross est calculé avec la formule :

kQcross,Qint est fixe, il est calculé avec le R50 du E18 et kQ, Qint est calculé avec le R50 de chaque énergie.

Le coefficient NDeau se calcule avec la formule : NDeau = NDeau en E18 \* kQ,Qcross

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Energie** | **E6** | **E9** | **E12** | **E15** | **E18** |
| **R50 (cm)** | 2,28 | 3,55 | 4,99 | 6,28 | 7,48 |
| **Profondeur de référence (cm)** | 1,27 | 2,03 | 2,89 | 3,67 | 4,39 |
| **Profondeur de mesure (cm)** | 1,16 | 1,92 | 2,78 | 3,56 | 4,28 |
| **kQ,Qcross calculé** | 1,050 | 1,033 | 1,019 | 1,008 | 1 |
| **NDeau,Q (Gy/nC) calculé** | 7,72.10-2 | 7,60.10-2 | 7,49.10-2 | 7,41.10-2 | 7,35.10-2 |

La dose mesurée se calcule de la façon suivante : Dmesurée = Moyennemesures \* NDeau \* kT,P \* krec \* kQ,Qcross

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Energie** | E6 | E9 | E12 | E15 | E18 |
| **Dose mesurée (Gy)** | 1,992 | 1,988 | 1,996 | 1,975 | 1,926 |
| **Dose de référence (Gy)** | 2 | | | | |
| **Ecart relatif (%)** | -0,42 | -0,6 | -0,22 | -1,24 | -3,72 |

Les écarts entre les doses mesurées et celle attendue (2 Gy) sont faibles (inférieur à 1,2%). Le cas du 18 MeV est particulier, nous avons corrigé le rendement en prenant en compte la profondeur de la recette (2,07 cm). La profondeur de mesure correspond à la fin du plateau, avant l’épaulement, rendant imprécise la mesure.

L’incertitude sur les mesures peut ensuite être calculée. L’exemple pour le 18 MeV est décrit ici, les calculs ont également été réalisés pour chaque énergie.

L’incertitude élargie pour le coefficient d’étalonnage est inscrite sur le certificat d’étalonnage, celle-ci vaut 1,1% (k=2). L’incertitude du facteur kQ,Qcross est mentionnée dans le TRS 398, nous avons pris la valeur de 1%.

L’incertitude de la température vaut :

0,2 correspond à une graduation sur le thermomètre et 20,4°C correspond à la température de l’eau mesurée.

L’incertitude pour le kT,P vaut :

L’incertitude pour les deux énergies est calculée avec la formule énoncée dans le paragraphe précédent. Pour calculer l’incertitude élargie, on multiplie l’incertitude par le facteur d’élargissement k = 2.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | **E18** | |
| **Type A** | **Type B** |
| **Coefficient d’étalonnage (Gy/nC)** |  | 0,55 |
| **kQ,Qcross** |  | 1 |
| **kT,P** |  | 0,28 |
| **krec** |  | 0,16 |
| **Mesures** | 0,03 |  |
| **Précision de la profondeur de mesure** |  | 0,63 |
| **DSP** |  | 0,14 |
| **Electromètre** |  | 0,06 |
|  |  |  |
| **Incertitude type combinée (%)** | 1,36 | |
| **Incertitude élargie (k=2) (%)** | 2,71 | |

Pour résumer :

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Energie** | E6 | E9 | E12 | E15 | E18 |
| **Incertitude élargie (k=2) (%)** | 2,69 | 2,69 | 2,70 | 2,69 | 2,71 |

Nous pouvons remarquer que les incertitudes élargies sont similaires pour toutes les énergies. Celle-ci vaut 2,7%, ce qui est acceptable.

# Bibliographie

[1] : Mode opératoire - Mise en place de l’explorateur de faisceaux IBA BluePhantom et utilisation du logiciel OmniProAccept

[2] : N.Périchon – Cours de Master 2 de Rennes : « Description de la distribution de la dose dans les faisceaux de photons »

[3] : M.Céleste – Cours de Master 2 de Rennes : « Dosimétrie des faisceaux d’électrons »

[4] : SFPM - Utilisation des références métrologiques nationales de dose absorbée dans l'eau et application du protocole de dosimétrie AIEA TRS n° 398 aux faisceaux de photons de haute énergie, p.3

[5] : IAEA - Technical Reports Series No.398 - Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy

[6] : IAEA – Radiation Oncology Physics : A handbook for teachers and students, p.359, 368

[7] : IAEA - Technical Reports Series No. 277 - Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams

[8] : C. Llagostera – Cours de Master 2 de Nantes : « Détermination de la dose absorbée dans les conditions de référence en radiothérapie : principes et application des protocoles internationaux de dosimétrie »