

**Fiche d’activité RT\_03a : Faisceaux de photons de haute énergie : étude de la variation relative de la dose absorbée et détermination de la dose absorbée de référence**

**Physicien référent de la fiche** : Alexandra Moignier

**Etudiante** : Marion Boulanger

*DQPRM Promotion 2021/2023*

Table des matières

[I. Etude relative de la dose absorbée 1](#_Toc114157182)

[Introduction 1](#_Toc114157183)

[Matériel 1](#_Toc114157184)

[Méthode 1](#_Toc114157185)

[1. Positionnement du matériel 1](#_Toc114157186)

[2. Acquisition des données avec le logiciel 2](#_Toc114157187)

[3. Rendement en profondeur 2](#_Toc114157188)

[4. Rapport tissu fantôme (RTF) et rapport tissu maximum (RTM) 2](#_Toc114157189)

[5. Profil de dose 3](#_Toc114157190)

[6. Facteur d’ouverture du collimateur (FOC) 3](#_Toc114157191)

[Résultats et discussion 3](#_Toc114157192)

[1. Rendement en profondeur 3](#_Toc114157193)

[2. Rapport tissu-fantôme (RTF) 5](#_Toc114157194)

[3. Rapport tissu maximum (RTM) 6](#_Toc114157195)

[4. Profil de dose 6](#_Toc114157196)

[5. Facteur d’ouverture du collimateur 11](#_Toc114157197)

[II. Détermination de la dose absorbée dans les conditions de référence 12](#_Toc114157198)

[Introduction 12](#_Toc114157199)

[Matériel 12](#_Toc114157200)

[Méthode 12](#_Toc114157201)

[1. Facteurs correctifs 12](#_Toc114157202)

[2. Protocole TRS 277 13](#_Toc114157203)

[3. Protocole TRS 398 13](#_Toc114157204)

[4. Incertitudes de mesures 14](#_Toc114157205)

[5. Conditions de mesure 15](#_Toc114157206)

[Résultats et discussion 15](#_Toc114157207)

[Bibliographie 17](#_Toc114157208)

# Etude relative de la dose absorbée

## Introduction

L’objectif de cette fiche est d’étudier les faisceaux de photons de haute énergie (avec et sans filtre égalisateur, si disponible) 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 CLINAC iX 2300 (Clinac 2) et Novalis Truebeam
* 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 3924 pour le champ)
  + CI cylindrique PTW Farmer 30013 (volume sensible V = 0.6 cc, n°011924)
* Electromètre PTW UNIDOS n°00110
* Logiciel d’analyse myQA Accept v.9.0.9.0
* Niveau à bulle

## Méthode

Des mesures de rendement 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 choix du détecteur, la profondeur de mesure, la vitesse de déplacement de la chambre, l’orientation et la position de la chambre de référence.

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

* Novalis TrueBeam – 6 MV
* Champ 10 cm x 10 cm à 1 mètre de la source
* DSP 100 cm
* Profondeur de mesure 10 cm
* Chambre d’ionisation 0,13 cc

Tout d’abord, nous commencerons par analyser les courbes de rendement 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.

### Positionnement du matériel

Le positionnement de l’explorateur de faisceau doit être reproductible à chaque contrôle ou mesures. Une procédure a été rédigée à l’ICO. 1

Avant le placement de l’explorateur de faisceau, nous devons nous assurer que le collimateur ainsi que le bras soient à 0°. Le bras est placé à 0° physiquement à l’aide du niveau à bulle. La cuve est alignée avec le croisillon puis bloquée à l’aide des freins. L’explorateur, le réservoir d’eau, le dispositif de montée et l’électromètre CCU sont raccordés au secteur. Le remplissage de l’explorateur est ensuite réalisé. Puis, nous pouvons connecter les chambres CC13 de champ et de référence. La hauteur d’eau est réglée à DSP = 100 cm. Le capuchon d’alignement est placé sur la chambre de champ à 45°. La croix sur le capuchon est alignée sur le niveau d’eau et la chambre est déplacée le long de la paroi. On s’assure qu’à chaque angle de l’explorateur, le niveau d’eau coïncide avec le centre de la croix en vissant/dévissant la vis.

### Acquisition des données avec le logiciel

L’électromètre est relié au PC portable. Dans le logiciel myQA Accept, une série de mesures peut être préparée en complétant manuellement les champs ou en chargeant une série existante. Les chambres sont mises sous tension. La chambre de champ est placée à une profondeur de 10 cm pour une mesure de profil de dose. On irradie la chambre de 200 UM et mesure le bruit de fond lorsque le faisceau est interrompu*.*

Le signal est ensuite normalisé en présence du faisceau. Deux profils de dose orthogonaux sont réalisés (inline et crossline) et on vérifie qu’ils soient centrés. On peut alors acquérir les données. Les courbes acquises sont ensuite lissées et normalisées (au maximum de dose pour un rendement en profondeur et un profil de dose).

### 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

### Rapport tissu fantôme (RTF) et rapport tissu maximum (RTM)

Le rapport tissu fantôme (TPR) est défini par un rapport de dose à un point donné sur l’axe du faisceau dans le fantôme à la profondeur de référence zref. Le rapport tissu maximum est défini de la même façon que le RTF mais à une profondeur de référence égale à la profondeur du maximum de dose.

Pour ces deux grandeurs, la distance source-détecteur est constante et la distance source-surface du fantôme varie avec la profondeur du point de mesure. La normalisation est également effectuée au point du maximum de dose.3

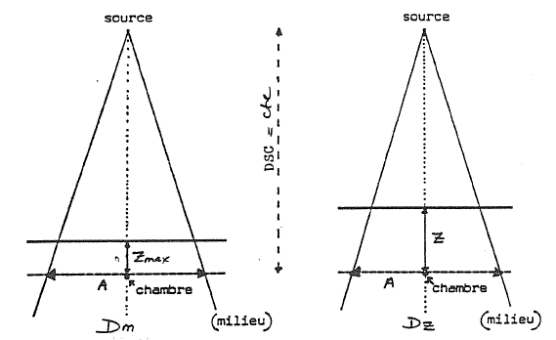
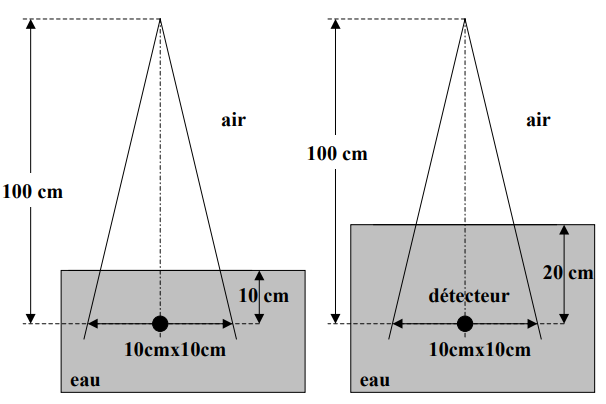


Figure  : Schéma de montage pour la mesure du TPR (à gauche) et du RTM (à droite). 2,3

Le RTM se calcule :

### 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 la profondeur de référence (DSA) :

## Résultats et discussion

### Rendement en profondeur

#### Influence de l’énergie

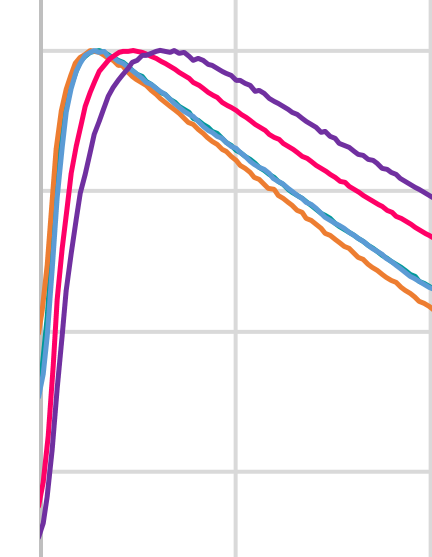


Figure  : Courbe de RP, champ 10 cm x10 cm, CI 0,13 cc, DSP 100 cm.

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
|  | 6 MV TB | 6 MV (FFF) | 6 MV Clinac | 10 MV | 23 MV |
| Dentrée (%) | 51,1 | 59,7 | 50,6 | 35,1 | 30,7 |
| R50 (cm) | 15,10 | 13,91 | 15,08 | 18,37 | 21,29 |
| R100 (cm) | 1,50 | 1,38 | 1,26 | 2,12 | 3,31 |
| Qualité du faisceau | 0,572 | 0,547 | 0,571 | 0,630 | 0,666 |

La profondeur du maximum de dose augmente lorsque l’énergie augmente. Ceci s’explique par l’énergie transférée aux électrons qui augmente. Le parcours des électrons secondaires sera ainsi plus important et le maximum de dose est atteint à une plus grande profondeur.

La dose à la surface diminue lorsque l’énergie augmente. En effet, l’augmentation de l’énergie provoque une mise en mouvement d’électrons plus énergétiques conduisant à un dépôt d’énergie linéique moins élevé (quantité de rayonnement rétrodiffusé moins importante).

Lorsque l’énergie augmente, l’atténuation du faisceau est plus lente, ce qui provoque une augmentation de dose déposée en profondeur.

Le faisceau X6 FFF a une dose à la surface plus élevée que le X6 (moins de rayonnement diffusé en provenance de la tête de l’accélérateur et de transmission à travers le MLC). Pour les faisceaux FFF, le cône égalisateur est enlevé, ce qui provoque une diminution de l'énergie moyenne du faisceau et une réduction du pouvoir pénétrant des photons et donc la pente du rendement en profondeur.

Les valeurs de qualité de faisceaux présentes dans les tableaux sont celles données par le logiciel myQA Accept. Il calcule la qualité du faisceau avec le rapport des rendements en profondeur à 20 cm et 10 cm.

#### Influence de la taille de champ

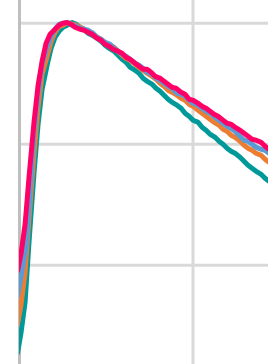


Figure  : Courbe de RP, énergie X6, CI 0,13 cc, DSP 100 cm.

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | 5 x 5 | 10 x 10 | 15 x 15 | 20 x 20 |
| Dentrée (%) | 45,6 | 50,4 | 54,9 | 59,1 |
| R50 (cm) | 13,58 | 15,04 | 16,03 | 16,71 |
| R100 (cm) | 1,50 | 1,50 | 1,38 | 1,25 |
| Qualité du faisceau | 0,540 | 0,569 | 0,594 | 0,610 |

La dose à la surface augmente lorsque la taille de champ augmente. Ceci provient de l’augmentation de la quantité de rayonnement diffusé de la tête de l’accélérateur avec l’ouverture du collimateur. L’augmentation du volume diffusant augmente la quantité de rayonnement rétrodiffusé.

La profondeur du maximum de dose diminue avec la taille de champ. Ceci provient des interactions dans la tête de l’accélérateur : la composante de basse énergie augmente avec la taille de champ.

Lorsque la taille de champ augmente, l’atténuation du faisceau est plus lente. A une profondeur donnée, le rendement augmente avec la taille de champ. Ceci est dû à l’augmentation de volume diffusant.

#### Influence de la DSP

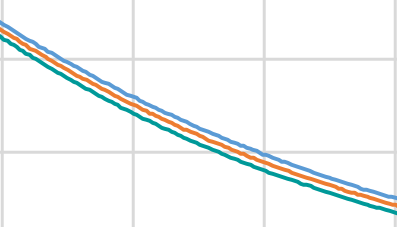


Figure  : Courbe de RP, énergie X6, champ 10 cm x 10 cm, CI 0,13 cc.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
|  | 90 | 100 | 110 |
| R50 (cm) | 14,58 | 15,02 | 15,37 |
| R100 (cm) | 1,38 | 1,38 | 1,67 |
| Qualité du faisceau | 0,560 | 0,568 | 0,577 |

La dose à la surface diminue très légèrement lorsque la DSP augmente. La profondeur du maximum de dose augmente légèrement avec la DSP. Ceci s’explique par la diminution de la contribution des électrons de contamination, ce qui augmente l’énergie moyenne du faisceau et donc la profondeur du dépôt de dose maximum. La taille de champ a été recalculée afin d’avoir un champ 10 cm x 10 cm à chaque DSP (11 cm x 11 cm pour DSP 90 et 9 cm x 9 cm pour DSP 110). Pour une profondeur donnée, le rendement en profondeur augmente quand la DSP augmente.

#### Influence du détecteur

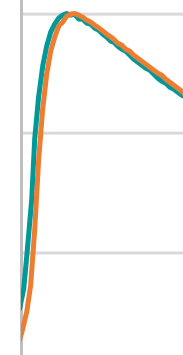


Figure  : Courbe de RP, énergie X6, champ 10 cm x 10 cm, DSP 100 cm.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | CC13 | FC65-P |
| Dentrée (%) | 50,6 | 45,4 |
| R50 (cm) | 15,08 | 15,20 |
| R100 (cm) | 1,26 | 1,50 |
| Qualité du faisceau | 0,571 | 0,571 |

La dose à la surface diminue lorsque le volume du détecteur augmente. La chambre FC65-P tend à sous-estimer la dose à l’entrée et la dose dans la zone de build-up, ceci provient de l’effet de volume créé par le plus grand volume de cette chambre (0,65 cm3 comparé à 0,13 cm3). La profondeur du maximum de dose augmente avec le volume du détecteur. A une profondeur donnée, le rendement est similaire pour les deux chambres. En effet, nous pouvons remarquer que l’indice de qualité du faisceau est identique pour les deux chambres.

### Rapport tissu-fantôme (RTF)

Le rapport-tissu-fantôme (RTF) également appelé peut être calculé grâce aux rendements en profondeur calculés précédemment. Le correspond à l’indice de qualité du faisceau Q.

Pour la mesure en X6 à DSP 100 cm et un champ de 10 cm x 10 cm, l’indice de qualité calculé avec la formule vaut 0,666. L’indice de qualité de référence pour ce faisceau est de 0,664. L’écart est donc de 0,3%.

### Rapport tissu-maximum (RTM)

Les courbes de rendement en profondeur et RTM peuvent être superposées afin de les comparer.

Figure  : Courbe de RP et RTM, énergie X6, champ 10 cm x 10 cm, CI 0,13 cc.

On remarque une grande différence entre ces deux courbes concernant la pente. Pour la mesure du RTM, la distance source-détecteur est fixe. La diminution de la dose en profondeur est donc uniquement due à l’atténuation des photons, ce qui explique une atténuation plus rapide. Le rendement en profondeur comprend une composante supplémentaire sur l’atténuation en profondeur liée à l’inverse carré de la distance.

### Profil de dose

#### Influence de l’énergie

Figure  : Courbe de profil de dose, champ 10 cm x 10 cm, CI 0,13 cc, DSP 100 cm, zmes = 10 cm.

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | X6 | X6 (TB) | X6 FFF | X23 |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 0,76 – 0,76 | 0,78 – 0,77 | 0,85 – 0,82 | 0,87 – 0,87 |
| Homogénéité (%) | 2,72 | 2,43 | / | 2,56 |
| Symétrie (%) | 1,74 | 0,53 | 0,47 | 1,57 |

La pénombre augmente avec l’énergie. Ceci s’explique par trois phénomènes. Tout d’abord, le parcours moyen latéral des électrons secondaires augmente dans les faisceaux de haute énergie. De plus, la proportion de création de paires est plus importante à 23 MV qu’à 6 MV, ce qui engendre un rayonnement diffusé élargissant la pénombre. Enfin, les électrons secondaires sont plus déviés lorsque l’énergie augmente contrairement aux photons diffusés qui sont émis préférentiellement dans la direction du faisceau.

La symétrie est similaire pour les deux énergies. Le faisceau est légèrement plus homogène en X23. Il est important de préciser que l’homogénéité du faisceau est réalisée avec le cône égalisateur inséré dans la tête de l’accélérateur. La machine adapte le cône égalisateur sur le carrousel en fonction de l’énergie désirée.

Le faisceau FFF est caractéristique, le profil n’est plus plat mais pentu. Ceci s’explique par le retrait du cône égalisateur en FFF permettant d’augmenter fortement le débit de dose.

#### Influence de la taille de champ

Figure  : Courbe de profil de dose, énergie X6, CI 0,13 cc, DSP 100 cm, zmes = 10 cm.

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | 5 x 5 | 10 x 10 | 15 x 15 | 20 x 20 |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 0,65 – 0,65 | 0,73 – 0,74 | 0,81 – 0,82 | 0,88 – 0,90 |
| Homogénéité (%) | 4,39 | 2,80 | 2,47 | 2,34 |
| Symétrie (%) | 1,10 | 2,05 | 2,04 | 1,44 |
| Taille de champ (cm) | 5,58 | 11,10 | 16,54 | 22,01 |

La taille de champ est définie à l’isodose 50%. La pénombre augmente lorsque la taille de champ augmente. Ceci s’explique par l’augmentation de la pénombre de diffusion due à l’augmentation de photons diffusés et à l’augmentation du volume diffusant. La normalisation a été réalisée au point du maximum de dose. En théorie, l’homogénéité se dégrade lorsque la taille de champ augmente. Nous voyons que ce n’est pas le cas ici. Des mesures ont également été réalisées avec une matrice et des résultats similaires ont été obtenus. L’homogénéité est liée à l’influence du cône égalisateur. En effet, sur le carrousel se trouve un cône pour chaque énergie permettant d’homogénéiser le faisceau. Les photons issus du centre du cône égalisateur sont plus énergétiques que ceux issus du bord du cône, ils sont ainsi plus pénétrants. Nous avons repris les courbes réalisées à la recette de l’accélérateur. A la profondeur du maximum de dose, l’homogénéité se dégrade avec la taille de champ. Plus la profondeur de mesure augmente, plus l’épaulement augmente. L’analyse se base alors sur des points faisant partis de cet épaulement.

La méthode d’analyse influe grandement sur les résultats. Dans ce rapport, nous avons utilisé la méthode « variation over mean (80%) ». La zone homogène est définie comme 80% de la taille de champ, seuls ces points sont utilisés dans l’analyse.4 Cependant, selon la taille de champ, la zone homogène sera plus ou moins étendue. En effet, sur un champ 20 cm x 20 cm, cette zone homogène comprend des points faisant partis de l’épaulement alors qu’en 5 cm x 5 cm, la zone homogène est plate.

La dose dans les queues de distribution augmente avec la taille de champ car le milieu diffusant augmente également.

#### Influence de la DSP

Figure  : Courbe de profil de dose, énergie X6, champ 10 cm x 10 cm, CI 0,13 cc, zmes = 10 cm.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
|  | DSP 90 | DSP 100 | DSP 110 |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 0,73 – 0,74 | 0,75 – 0,75 | 0,74 – 0,74 |
| Homogénéité (%) | 2,56 | 2,79 | 2,89 |
| Symétrie (%) | 1,96 | 2,08 | 1,91 |

La pénombre augmente légèrement lorsque la DSP augmente. Ceci s’explique par l’augmentation de la pénombre géométrique due à l’éloignement de la source et par l’augmentation de la pénombre de diffusion due à l’augmentation du volume diffusant. L’homogénéité se dégrade lorsque la DSP augmente.

#### Influence du détecteur

Figure  : Courbe de profil de dose, énergie X6, champ 10 cm x 10 cm, DSP 100 cm, zmes = 10 cm.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | CC13 | FC65-P |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 0,76 – 0,76 | 1,69 – 1,72 |
| Homogénéité (%) | 2,72 | 6,31 |
| Symétrie (%) | 1,74 | 1,56 |

Le choix d’un détecteur pour la mesure de la pénombre est important. En effet, nous pouvons remarquer dans le tableau que la pénombre a considérablement augmenté avec la chambre FC65-P. Ceci se voit également visuellement : la pente des deux courbes est différente. La chambre FC65-P possède un volume sensible de 0.65 cm3 comparé à un volume sensible de 0.13 cm3 pour la chambre CC13. Une mesure avec un détecteur solide (diode ou microdiamant) aurait été pertinente dans les zones de forts gradients comme la pénombre. Ces détecteurs ont l’avantage d’avoir un faible volume sensible et une sensibilité élevée.

#### Influence de la profondeur de mesure

Figure  : Courbe de profil de dose, énergie X6, champ 10 cm x 10 cm, CI 0,13 cc, DSP 100 cm.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
|  | 5 cm | 10 cm | 15 cm |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 0,65 – 0,65 | 0,75 – 0,74 | 0,84 – 0,83 |
| Homogénéité (%) | 1,99 | 2,76 | 3,24 |
| Symétrie (%) | 1,96 | 1,96 | 1,89 |
| Taille de champ (cm) | 10,55 | 11,06 | 11,58 |

Les profils et la pénombre s’élargissent avec la profondeur de mesure. Ceci provient de l’augmentation du volume diffusant et de la divergence du faisceau.

L’homogénéité se dégrade avec la profondeur de mesure, l’épaulement du profil est plus compliqué à distinguer. La dose en queue de distribution est plus élevée quand la profondeur de mesure augmente. Ceci est lié à l’augmentation de la taille de champ au niveau du détecteur.

#### Influence de la vitesse de déplacement de la chambre

Figure  : Courbe de profil de dose, énergie X6, champ 10 cm x 10 cm, CI 0,13 cc, DSP 100 cm, zmes = 10 cm.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | 0,5 cm/s | 1 cm/s |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 0,74 – 0,74 | 0,73 – 0,74 |
| Homogénéité (%) | 2,69 | 2,89 |
| Symétrie (%) | 1,93 | 2,03 |

L’homogénéité et la symétrie se dégradent lorsque la vitesse de déplacement de la chambre augmente. En effet, 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  : Courbe de profil de dose, énergie X6, champ 10 cm x 10 cm, CI 0,13 cc, DSP 100 cm, zmes = 0 cm.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | X6 Inline | X6 Crossline |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 0,71 – 0,67 | 0,56 – 0,56 |
| Homogénéité (%) | 1,43 | 1,08 |
| Symétrie (%) | 2,01 | 0,71 |

La forme du profil ainsi que l’amélioration des valeurs d’homogénéité et de symétrie proviennent du fait que les mesures ont été réalisées à la surface. Le profil est plus homogène et symétrique en crossline (direction droite – gauche) qu’en inline (direction tête – pieds). Ceci s’explique par les bobines présentes dans la tête de l’accélérateur qui permettent de recentrer le faisceau. Ce ne sont pas les mêmes bobines utilisées en inline et crossline, elles sont ainsi réglées de façon différente.

De plus, la pénombre est également réduite en crossline. Cela provient de la position des mâchoires. En effet, les mâchoires droite – gauche (crossline) sont situées sous les mâchoires tête – pieds (inline).

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

Figure  : Courbe de profil de dose, énergie X6, champ 10 cm x 10 cm, CI 0,13 cc, DSP 100 cm, zmes = 10 cm.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
|  | Coin | Centrée | Hors champ |
| Pénombre gauche – droite (cm) | 0,74 – 0,74 | 0,74 – 0,75 | 0,74 – 0,74 |
| Homogénéité (%) | 2,72 | 2,75 | 2,86 |
| Symétrie (%) | 1,80 | 1,98 | 1,98 |

Les profils sont similaires pour les trois placements de la chambre de référence. L’homogénéité du profil de la chambre hors champ est légèrement dégradée dû au placement de celle-ci. Ces résultats ne semblent pas intuitifs, on pouvait s’attendre à ce que la courbe acquise avec la chambre de référence placée hors champ soit beaucoup plus bruitée. Cependant, nous n’avons pas effectué la normalisation lorsque la chambre se situait hors champ.

### Facteur d’ouverture du collimateur

#### Influence de l’énergie

Figure  : Courbe de FOC, CI 0,13 cc, DSP 90 cm, zmes = 10 cm.

Les FOC augmentent avec la taille de champ : ils sont inférieurs à 1 lorsque la taille de champ est inférieure à 10 cm x 10 cm et ils sont supérieurs à 1 lorsque la taille de champ est supérieure à 10 cm x 10 cm. L’augmentation de l’ouverture du collimateur provoque deux phénomènes : la surface émettrice du cône égalisateur augmente, ce qui a pour conséquence d’augmenter le nombre de photons diffusés issus de la tête de l’accélérateur. La surface apparente du collimateur augmente également, ce qui augmente le nombre de photons diffusés arrivant du collimateur.

De plus, un autre phénomène expliquant l’augmentation des FOC provient du volume diffusant. Celui-ci augmente avec la taille de champ, le rayonnement diffusé provenant du volume ajouté augmente alors la dose sur l’axe du faisceau au point de mesure. Les FOC sont similaires pour les deux faisceaux d’énergie X6 (mesures réalisées au TrueBeam et Clinac 2).

# Détermination de la dose absorbée dans les conditions de référence

## Introduction

Le but de cette partie est de mesurer la dose absorbée dans les conditions de référence. Celles-ci sont définies dans le protocole TRS-398 de l’AIEA qui est celui utilisé par le centre.

Cette partie permet également de mesurer l’incertitude globale ainsi que celle associé à chaque élément de la chaine de mesure.

## Matériel

* Accélérateur linéaire VARIAN CLINAC iX 2300 (Clinac 2)
* PTW mini cuve
* Réservoir d’eau IBA
* Détecteur :
  + CI cylindrique PTW Farmer 30013 n°011924 (référence 1)
* Electromètre PTW Unidos de référence
* 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.5

* 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/V2.6

### 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 cylindrique.7,8

* 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 = (pdis x pcav x pwall x pcell)Q.

Pdis : correction du point effectif de mesure de la chambre.

pcav : correction des effets liés à la cavité d’air, principalement la diffusion des électrons (= 1 pour photons).

pwall : correction de la non-équivalence du milieu avec la paroi de la chambre.

pcell: correction de l’effet de l’électrode centrale métallique dans la plupart des CI cylindriques.7,8

### 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.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | **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 photons HE |
| **Milieu de mesure** | Eau | |
| **Type de détecteur** | Chambre d’ionisation cylindrique | |
| **Distance source détecteur** | 100 cm | |
| **Indice de qualité du faisceau** |  | |
| **Profondeur de mesure zref** | Indice de qualité < 0,7 : 5 cm  Indice de qualité > 0,7 : 10 cm | 10 cm pour toutes les énergies  5 cm possible quand indice de qualité < 0.7 |
| **Positionnement du zéro avec la chambre cylindrique** | Centre effectif : chambre décalée de 0,6 x rayon = 1,86 mm | Centre géométrique |

Tableau  : Comparaison des formalismes du TRS 277 et 398.

### 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 toute méthode autre que l’analyse statistique des séries d’observation. L’évaluation peut être basée sur des données de mesures antérieures, sur le 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 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).5,9

### Conditions de mesure

|  |  |
| --- | --- |
| **Dimension du champ (cm x cm)** | 10 x 10 |
| **Profondeur de référence (cm)** | 10 |
| **DSA (cm)** | 100 |
| **Nombre d'UM** | 200 |
| **Débit (UM/mn)** | 400 |
| **MLC** | Rétracté |
| **Coefficient d’étalonnage (Gy/nC)** | 5,356.10-2 |

## Résultats et discussion

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | **X6** | **X23** |
| **Mesures non corrigée (nC)** | 29,89 | 36,7 |
| 29,85 | 36,65 |
| 29,85 | 36,65 |
| 29,85 | 36,68 |
| 29,85 | 36,65 |
| 29,85 | 36,66 |
| 29,85 | 36,64 |
| 29,85 | 36,65 |
| 29,84 | 36,67 |
| 29,85 | 36,66 |
| **Moyenne (nC)** | 29,85 | 36,66 |

|  |  |
| --- | --- |
| **Température (°C)** | 20 |
| **Pression (hPa)** | 1012,5 |
| ***kT,P*** | 1,001 |

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Energie** | **X6** | | | | **X23** | | | |
| **Tension (V)** | **400V** | **100V** | | **-400 V** | **400V** | | **100V** | **-400V** |
| **Mesure 1 (nC)** | 29,82 | 29,64 | | -29,98 | 36,65 | | 36,07 | -36,69 |
| **Mesure 2 (nC)** | 29,81 | 29,61 | | -29,93 | 36,63 | | 36 | -36,67 |
| **Mesure 3 (nC)** | 29,80 | 29,61 | | -29,93 | 36,66 | | 36,00 | -36,67 |
| **Moyenne mesures (nC)** | **29,81** | **29,62** | | **-29,95** | **36,65** | | **36,02** | **-36,68** |
|  | | | | | | | | |
| **V1 / V2 = 4** | **a0** | | **a1** | | | **a2** | | |
| 1,022 | | -0,363 | | | 0,341 | | |
| **krec** | **1,002** | | | | **1,006** | | | |
| **kpol** | **1,002** | | | | **1,000** | | | |

Le facteur kQ,Q0 a été calculé par interpolation avec les indices de qualité du faisceau mesurés à la recette de l’accélérateur en utilisant la table 14 du TRS-398.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| **Energie** | **X6** | **X23** |
| **Indice de qualité du faisceau** | 0,664 | 0,781 |
| **kQ,Q0 calculé** | 0,992 | 0,968 |

Pour finir, le calcul de la dose mesurée a été réalisé en multipliant la moyenne des dix mesures par le coefficient d’étalonnage et les facteurs correctifs.

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
|  | **Dose mesurée (Gy)** | |
|  | **X6** | **X23** |
| **Mesure** | 1,594 | 1,914 |
| **Recette** | 1,595 | 1,911 |
| **Ecart (%)** | 0,06 | 0,16 |

La dose mesurée dans l’eau est très proche des valeurs trouvées à la recette (écart inférieur à 0,2%).

Nous pouvons également calculer l’incertitude totale des mesures.

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,Q0 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°C correspond à la température de l’eau mesurée. L’incertitude de la pression se calcule de la même manière.

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.

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | **X6** | | **X23** | |
| **Type A** | **Type B** | **Type A** | **Type B** |
| **Coefficient d’étalonnage (Gy/nC)** |  | 0,55 |  | 0,55 |
| **kQ,Q0** |  | 1 |  | 1 |
| **kT,P** |  | 0,29 |  | 0,29 |
| **krec** |  | 0,07 |  | 0,12 |
| **Mesures** | 0,04 |  | 0,05 |  |
| **Précision de la profondeur de mesure** |  | 0,03 |  | 0,03 |
| **DSP** |  | 0,14 |  | 0,14 |
| **Electromètre** |  | 0,002 |  | 0,002 |
|  | | | | |
| **Incertitude type combinée (%)** | 1,18 | | 1,19 | |
| **Incertitude élargie (k=2) (%)** | 2,36 | | 2,37 | |

L’incertitude élargie est acceptable, elle se situe entre 2% et 3% pour les deux énergies mesurées.

# 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] : C.Robert – Cours de Master 2 de Paris : « Distribution de la dose absorbée dans un milieu : faisceaux de photons de haute énergie »

[4] : IBA – myQA Accept User’s guide, SW Version : 9.0

[5] : 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

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

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

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

[9] : 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 »