



Diplôme de Qualification en Physique Radiologique et Médicale

**Faisceaux de photons de haute énergie : étude de la
variation relative de la dose absorbée et
détermination de la dose absorbée de référence**

Fiche n°3

Alexandre RINTAUD

Encadrants :

Alexandra MOIGNER et Anthony ALEXIS
Physiciens médicaux, CENTRE RENÉ GAUDUCHEAU ICO, SAINT HERBLAIN

SEMESTRE 2 2023

Table des matières

| | | |
|----------|---|----------|
| 1 | Introduction | 2 |
| 2 | Matériels et méthodes | 2 |
| 2.1 | Dose absolue | 2 |
| 2.1.1 | Facteurs correctifs | 2 |
| | Pression et température | 2 |
| | Polarisation | 2 |
| | Recombinaisons ioniques | 3 |
| | Humidité | 3 |
| 2.1.2 | Protocole TRS-277 | 3 |
| 2.1.3 | Protocole TRS-398 | 3 |
| 2.2 | Dose relative | 4 |
| 3 | Résultats | 5 |
| 3.1 | Dose absolue | 5 |
| 3.1.1 | Détermination des facteurs correctifs | 5 |
| 3.1.2 | Calcul de la dose absolue | 5 |
| 3.1.3 | Incertitudes | 5 |
| 3.1.4 | Erreurs de placement | 5 |
| 3.2 | Dose relative | 5 |
| | Références | 8 |

1 Introduction

La radiothérapie externe utilise, de manière prépondérante, les faisceaux de photons de haute énergie afin de traiter des cellules cancéreuses tout en épargnant le plus possible les tissus sains. Dans cette optique, la connaissance précise des caractéristiques dosimétriques ainsi que les incertitudes associées de l'accélérateur utilisé sont nécessaires.

Ce rapport traitera des faisceaux de photons utilisés en radiothérapie. Premièrement, sera étudié l'influence de certains paramètres d'acquisition sur la dose relative. De plus, nous avons mesuré la dose absolue dans les conditions de référence en s'appuyant sur les protocoles internationaux fournis par l'Agence Internationale de l'Énergie Atomique (AIEA).

2 Matériels et méthodes

2.1 Dose absolue

Cette partie est consacrée à la mesure de la dose absorbée dans les conditions de référence, telles que décrites dans le protocole TRS-398 de l'AIEA. De plus, nous développerons également la méthodologie du protocole TRS-277.

2.1.1 Facteurs correctifs

L'utilisation d'une chambre d'ionisation à cavité d'air étanche engendre une fluctuation de la réponse du système de mesure en fonction de plusieurs paramètres. Il faut donc appliquer une correction de la mesure :

$$M_{Q'} = M_Q \times k_{T,P} \times k_{pol} \times k_{rec} \times k_H \quad (1)$$

Avec M_Q la charge mesurée sur l'électromètre, $k_{T,P}$ le facteur correctif de la pression et de la température, k_{pol} le facteur correctif de la polarisation de la chambre, k_{rec} le facteur correctif de la recombinaison ionique

Pression et température Le facteur $k_{T,P}$ permet de corriger de la pression et de la température et se calcule de la manière suivante :

$$k_{T,P} = \frac{P_0 T}{T_0 P} \quad (2)$$

Avec P_0 et T_0 la pression et la température de référence, respectivement égales à 1013,25 hPa et 273,15 K, P et T sont la pression et la température de la salle lors de la mesure.

Polarisation Ce facteur correctif, noté k_{pol} , permet de corriger de l'effet de la polarité appliquée à la chambre lors de la mesure

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (3)$$

Avec M_+ et M_- les charges mesurées pour les tensions V_+ et V_- respectivement et M est la réponse pour la tension utilisée en clinique.

Recombinaisons ioniques Le facteur de recombinaison permet de corriger la réponse de la chambre d'ionisation sur le nombre de charges collectées. La mesure est sous estimée car des paires d'ions sont recombinaisons et ne rentre pas en compte dans la mesure.

$$k_{rec} = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (4)$$

Avec M_1 et M_2 les réponses aux tensions V_1 et V_2 respectivement, et a_0 , a_1 et a_2 sont les facteurs tabulés en fonction du rapport $\frac{V_1}{V_2}$.

Humidité Ce facteur est égale à 1 lorsque l'humidité de la salle est comprise entre 20% et 80%, sinon il faut lui attribuer la valeur de 0,997.

2.1.2 Protocole TRS-277

La mesure de la dose absolue est définie, selon le protocole TRS 277 de l'AIEA [1], à partir de l'équation suivante :

$$D_{eau,Q} = M_Q N_{K_{air,C_0}} k_{att} k_m (1 - g) \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} p_u p_{cel} \quad (5)$$

Avec :

- M_Q la charge mesurée par la chambre
- $N_{K_{air,C_0}}$ le coefficient d'étalonnage de la chambre en kerma dans l'air pour un faisceau de qualité Q_0 (généralement $Q_0 = {}^{60}\text{Co}$)
- k_{att} le facteur corrigeant de l'atténuation et de la diffusion dues à la paroi de la chambre
- k_m le facteur correctif de la non-équivalence à l'air de la paroi et du capuchon de mise en équilibre électronique
- g la fraction d'énergie perdue par radiation (rayonnement de freinage des particules secondaires)
- $\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau}$ le rapport des pouvoirs d'arrêt massiques de l'air sur l'air pour les particules primaires
- p_u facteur de correction de perturbation
- p_{cel} facteur de correction de l'électrode centrale

Le facteur p_u peut se décomposer en un produit de facteurs :

$$p_{u,Q} = p_{wall,Q} p_{cav,Q} p_{dist,Q} \quad (6)$$

Avec :

- $p_{wall,Q}$ facteur correctif de la non équivalence à l'eau de la paroi
- $p_{cav,Q}$ facteur corrigeant de la non homogénéité de la cavité
- $p_{dist,Q}$ facteur permettant de corriger le déplacement d'un volume d'eau provoqué par la présence de la chambre

2.1.3 Protocole TRS-398

Le protocole TRS 398 de l'AIEA [2] permet de calculer la dose absorbée dans l'eau dans les conditions de référence tout en simplifiant le formalisme de calcul du TRS 277.

$$D_{eau, Q} = M_{Q'} \times N_{D_{eau, Q_0}} \times k_{Q, Q_0} \quad (7)$$

Avec :

- $M_{Q'}$ la mesure de la charge corrigée des facteurs $k_{T,P}$ k_{pol} k_{rec} et k_H
- $N_{D_{eau, Q_0}}$ le coefficient d'étalonnage de la chambre en dose dans l'eau à l'aide d'un faisceau de qualité Q_0
- k_{Q, Q_0} le coefficient de correction de la qualité faisceau

$$k_{Q, Q_0} = \frac{N_{D_{eau, Q}}}{N_{D_{eau, Q_0}}} = \frac{D_{air, Q} \left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \right]_Q p_Q M_{Q_0}}{D_{air, Q_0} \left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \right]_{Q_0} p_{Q_0} M_Q} \quad (8)$$

2.2 Dose relative

3 Résultats

3.1 Dose absolue

3.1.1 Détermination des facteurs correctifs

Le calcul des différents facteurs de correction de la mesure ont été calculés par les formules 2, 3 et 4 (pour la pression et la température, la polarité et la recombinaison ionique) dont les résultats sont indiqués dans les tableaux 1 et 2. Concernant la recombinaison ionique, les coefficients a_0 , a_1 et a_2 sont indiqués dans le tableau 3. L'ensemble des mesures de dose absolue ont été réalisées sur le Clinac 2.

| Température (K) | Pression (hPa) | k_{TP} |
|-----------------|----------------|----------|
| 21 | 1015 | 1,0017 |

TABLE 1 – Calcul du k_{TP}

| Tension (V) | X6 | | | | X23 | | | |
|---------------------------|--------|-------|-------|-------|--------|-------|-------|-------|
| | 400 | 100 | -400 | -100 | 400 | 100 | -400 | -100 |
| Charge 1 (nC) | 29,69 | 29,50 | 29,80 | 29,61 | 36,64 | 36,15 | 36,78 | 36,28 |
| Charge 2 (nC) | 29,7 | 29,52 | 29,82 | 29,59 | 36,62 | 36,10 | 36,75 | 36,25 |
| Charge 3 (nC) | 29,73 | 29,55 | 29,80 | 29,61 | 36,61 | 36,08 | 36,73 | 36,21 |
| Charge moyenne (nC) | 29,71 | 29,52 | 29,81 | 29,60 | 36,62 | 36,11 | 36,75 | 36,25 |
| k_{rec} | 1,0020 | | | | 1,0046 | | | |
| k_{pol} 400 V | 1,0019 | | | | 1,0019 | | | |
| k_{pol} 100 V | 1,0014 | | | | 1,0019 | | | |
| Écart relatif k_{pol} % | 0,05 | | | | 0 | | | |

TABLE 2 – Série de mesures avec la pour le calcul du k_{rec} et du k_{pol} pour des faisceaux de photons de 6 MV et 23 MV (Clinac 2)

| $\frac{V_1}{V_2}$ | a_0 | a_1 | a_2 |
|-------------------|-------|--------|-------|
| 4 | 1,022 | -0,363 | 0,341 |

TABLE 3 – Facteurs tabulés correspondant au rapport $\frac{V_1}{V_2}$

3.1.2 Calcul de la dose absolue

3.1.3 Incertitudes

3.1.4 Erreurs de placement

3.2 Dose relative

| | X6 | | X23 | |
|--|-------|-------|-------|-------|
| | 10 cm | 20 cm | 10 cm | 20 cm |
| Charges (nC) | 29,7 | 19,7 | 36,58 | 28,6 |
| | 29,66 | 19,67 | 36,57 | 28,54 |
| | 29,66 | 19,66 | 36,58 | 28,51 |
| | 29,69 | 19,7 | 36,57 | 28,52 |
| | 29,66 | 19,66 | 36,58 | 28,52 |
| | 29,63 | 19,65 | 36,62 | 28,53 |
| | 29,63 | 19,66 | 36,58 | 28,53 |
| | 29,63 | 19,68 | 36,6 | 28,53 |
| | 29,64 | 19,65 | 36,58 | 28,54 |
| | 29,69 | 19,66 | 36,59 | 28,53 |
| Charge moyenne (nC) | 29,66 | 19,67 | 36,59 | 28,54 |
| TPR₁₀²⁰ mesuré | 0,663 | | 0,780 | |
| TPR₁₀²⁰ recette | 0,664 | | 0,781 | |
| Écart relatif (%) | 0,125 | | 0,133 | |

TABLE 4 – Résultats de la mesure du TPR_{10}^{20} pour des faisceaux de photons de 6 MV et de 23 MV (Clinac 2)

| | X6 | | X23 | |
|---|------------------------|----------|------------------------|----------|
| | Farmer | Pinpoint | Farmer | Poipoint |
| Charge moyenne (nC) | 29,66 | 0,675 | 36,59 | 0,8311 |
| N_{D_{eau}, Q₀} (Gy/nC) | $5,356 \times 10^{-2}$ | 2,344 | $5,356 \times 10^{-2}$ | 2,344 |
| k_{Q, Q₀} | 0,9966 | | 0,9767 | |
| Dose mesurée (Gy) | 1,592 | 1,596 | 1,93 | 1,930 |
| Dose recette (Gy) | 1,589 | | 1,907 | |
| Écart relatif (%) | 0,18 | 0,41 | 1,18 | 1,21 |

TABLE 5 – Résultats de la dose absolue dans les conditions de référence avec les chambre Farmer et Pinpoint pour des faisceaux de 6 MV et 23 MV (Clinac 2)

| Type d'incertitude | X6 | | X23 | |
|---|------|---|------|---|
| | A | B | A | B |
| Facteur d'étalonnage (%) | 0,55 | | 0,55 | |
| k_{Q, Q₀} (%) | 1 | | 1 | |
| k_{TP} (%) | 0,28 | | 0,28 | |
| k_{pol} (%) | 0,08 | | 0,08 | |
| k_{rec} (%) | 0,11 | | 0,11 | |
| Charges collectées (%) | 0,09 | | 0,04 | |
| Total k=2 (%) | 2,37 | | 2,36 | |

TABLE 6 – Incertitudes associées au calcul de la dose absolue pour des faisceaux de 6 MV et de 23 MV (Clinac 2)

| | X6 | | X23 | |
|--------------------------|--------|--------|-------|--------|
| | 1 mm | -1 mm | 1 mm | -1 mm |
| Mesures brutes (nC) | 29,76 | 29,75 | 36,66 | 36,66 |
| | 29,76 | 29,79 | 36,66 | 36,66 |
| | 29,8 | 29,75 | 36,68 | 36,61 |
| | 29,78 | 29,8 | 36,69 | 36,63 |
| | 29,8 | 29,78 | 36,69 | 36,65 |
| | 29,79 | 29,8 | 36,7 | 36,65 |
| | 29,79 | 29,8 | 36,7 | 36,66 |
| | 29,78 | 29,79 | 36,71 | 36,66 |
| | 29,79 | 29,79 | 36,71 | 36,67 |
| | 29,8 | 29,78 | 36,7 | 36,67 |
| Charge moyenne (nC) | 29,785 | 29,783 | 36,69 | 36,652 |
| Ecart type (nC) | 0,015 | 0,019 | 0,018 | 0,019 |
| Dose (Gy) | 1,600 | 1,600 | 1,937 | 1,935 |
| Incertitude absolue (Gy) | 0,019 | 0,019 | 0,023 | 0,023 |
| Incertitude relative (%) | 1,182 | 1,182 | 1,178 | 1,182 |
| Incertitude k=2 (%) | 2,364 | 2,365 | 2,356 | 2,363 |
| Ecart (mGy) | 5,798 | 5,691 | 4,366 | 2,359 |
| ER (%) | 0,364 | 0,357 | 0,226 | 0,122 |

TABLE 7 – Erreurs de positionnement engendré par un déplacement latéral de la chambre

| | X6 | | X23 | |
|--------------------------|--------|--------|--------|--------|
| | 101 mm | 109 mm | 101 mm | 109 mm |
| Mesures brutes (nC) | 29,53 | 29,88 | 36,46 | 36,76 |
| | 29,55 | 29,83 | 36,45 | 36,75 |
| | 29,56 | 29,88 | 36,46 | 36,76 |
| | 29,57 | 29,89 | 36,46 | 36,75 |
| | 29,54 | 29,87 | 36,47 | 36,75 |
| | 29,56 | 29,86 | 36,48 | 36,76 |
| | 29,56 | 29,88 | 36,47 | 36,76 |
| | 29,52 | 29,84 | 36,48 | 36,75 |
| | 29,57 | 29,87 | 36,48 | 36,76 |
| | 29,57 | 29,88 | 36,49 | 36,76 |
| Charge moyenne (nC) | 29,553 | 29,868 | 36,470 | 36,756 |
| Ecart type (nC) | 0,018 | 0,019 | 0,012 | 0,005 |
| Dose (Gy) | 1,588 | 1,605 | 1,925 | 1,941 |
| Incertitude absolue (Gy) | 0,019 | 0,019 | 0,023 | 0,023 |
| Incertitude relative (%) | 1,182 | 1,182 | 1,179 | 1,181 |
| Incertitude k=2 (%) | 2,364 | 2,365 | 2,357 | 2,361 |
| Ecart (mGy) | 6,667 | 10,258 | 7,249 | 7,850 |
| ER (%) | 0,418 | 0,643 | 0,375 | 0,406 |

TABLE 8 – Erreurs de positionnement engendré par un déplacement en profondeur de la chambre

Références

- [1] *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beams*. Number 277 in Technical Reports Series. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Vienna, 1996.
- [2] *Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy*. Number 398 in Technical Reports Series. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Vienna, 2001.