



Diplôme de Qualification en Physique Radiologique et Médicale

**Faisceaux de photons de haute énergie :
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	Facteurs correctifs	2
2.1.1	Pression et température	2
2.1.2	Polarisation	2
2.1.3	Recombinaisons ioniques	3
2.1.4	Humidité	3
2.2	Protocole TRS-277	3
2.3	Protocole TRS-398	4
2.4	Indice de qualité	4
2.5	Erreurs de positionnement	4
2.6	Contrôle du débit de référence (TOP)	5
3	Résultats	6
3.1	Détermination des facteurs correctifs	6
3.2	Mesure de l'indice de qualité	7
3.3	Mesure de la dose absolue de référence	7
3.4	Incertitudes	8
3.5	Erreurs de positionnement	8
	Références	10

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, le matériel et les méthodes utilisés lors des mesures des doses absolues basées sur les protocoles internationaux fournis par l'Agence Internationale de l'Énergie Atomique (AIEA) seront explicités, puis les résultats seront présentés.

2 Matériels et méthodes

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 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

2.1.1 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.

2.1.2 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.

2.1.3 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 recombinaisonnées et ne rentrent 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 $\frac{V_1}{V_2}$.

2.1.4 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.

2.2 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 :

$$D_{eau,Q} = M_Q N_{K_{air}, Q_0} k_{att} k_m (1 - g) \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} p_u p_{cel} \quad (5)$$

Avec :

- M_Q la charge mesurée par la chambre
- N_{K_{air}, Q_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

2.3 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

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

2.4 Indice de qualité

L'indice de qualité est calculé de la manière suivante :

$$IQ = TPR_{10}^{20} = \frac{D_{20\text{ cm}}}{D_{10\text{ cm}}} \quad (9)$$

Avec $D_{10\text{ cm}}$ la dose mesurée à 10 cm de profondeur et $D_{20\text{ cm}}$ la dose mesurée à 20 cm de profondeur.

La distance source détecteur (DSD) doit être constante entre les deux mesures, comme le montre la figure

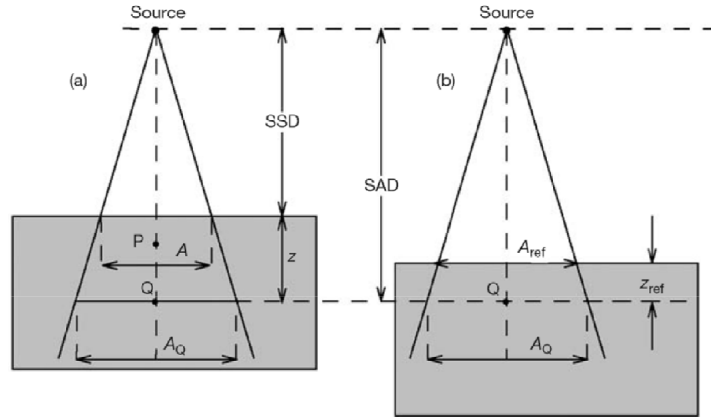


FIGURE 1 – Conditions géométriques pour la mesure du l'indice de qualité

2.5 Erreurs de positionnement

Nous avons également réalisé des mesures pour mesurer l'impacte d'un mauvais positionnement de la chambre. Pour cela, nous avons appliqué un déplacement de 1 mm dans la direction latérale de part et d'autre du point de référence, puis 1 mm en profondeur au dessus et en dessous de ce même

point. Dix mesures ont été faites pour chaque énergie et chaque position pour ensuite calculer la charge moyenne. La dose est ensuite calculée selon le protocole TRS-398 de l'AIEA [2] puis un écart relatif est calculé entre la dose de référence et celle calculée avec le déplacement de 1 mm.

2.6 Contrôle du débit de référence (TOP)

Quotidiennement, un contrôle qualité est réalisé sur les accélérateurs, communément appelé TOP. Ce contrôle permet de vérifier la dérive du débit dans le temps sur un faisceau fixe dans les conditions de référence (champ 10x10 cm², mesure faite à 10 cm de profondeur et DSD = 100 cm). La dose dans ces conditions est d'abord mesurée dans la cuve à eau, puis un facteur de passage entre l'eau et le bloc TOP est appliqué pour mesurer la dose dans le bloc lors des contrôles quotidiens. Ce facteur f est défini comme suit :

$$f = \frac{D_0}{M_0} \quad (10)$$

Avec D_0 la dose mesurée dans les conditions de référence et M_0 la mesure dans la boîte à TOP.

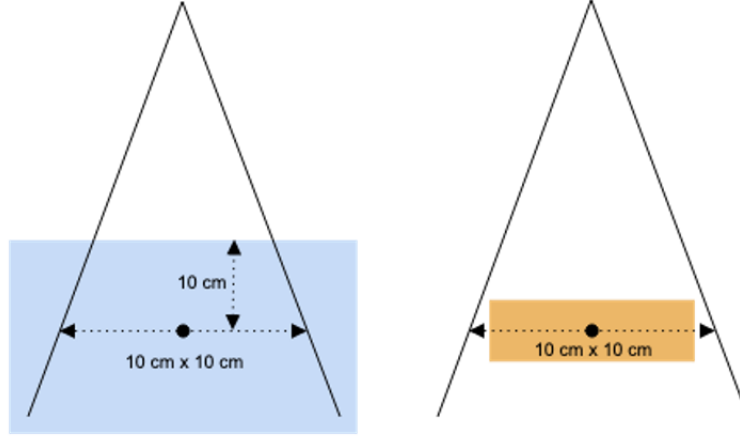


FIGURE 2 – Conditions de mesures de la dose absorbée dans la cuve à eau (à gauche) et dans le bloc TOP (à droite)

La dose du jour lors du contrôle qualité se calcule de la façon suivante :

$$D_j = M_j \times \frac{D_0}{M_0} \times k_{TP} = M_j \times f \times k_{TP} \quad (11)$$

Avec M_j la mesure du jour dans la boîte à TOP, $f = \frac{D_0}{M_0}$ le facteur de passage de la cuve à eau à la boîte à TOP et k_{TP} le facteur de correction de la pression et de la température.

3 Résultats

3.1 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. Ces coefficients sont tirés du protocole TRP-398 de l'AIEA [2] représentés sur la figure 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)	29,70	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 $\frac{V_1}{V_2}$

V_I/V_2	Pulsed			Pulsed scanned		
	a_0	a_1	a_2	a_0	a_1	a_2
2.0	2.337	-3.636	2.299	4.711	-8.242	4.533
2.5	1.474	-1.587	1.114	2.719	-3.977	2.261
3.0	1.198	-0.875	0.677	2.001	-2.402	1.404
3.5	1.080	-0.542	0.463	1.665	-1.647	0.984
4.0	1.022	-0.363	0.341	1.468	-1.200	0.734
5.0	0.975	-0.188	0.214	1.279	-0.750	0.474

FIGURE 3 – Coefficients d'extrapolation pour le calcul du k_{rec} par la technique des "deux tensions", en fonction du rapport V_1/V_2

3.2 Mesure de l'indice de qualité

L'indice de qualité est calculé pour les deux énergies disponibles sur le Clinac 2 (6 MV et 23 MV). Il a été calculé à l'aide de l'équation 9. Nous avons réalisé 10 mesures de charge pour chaque énergie et chaque profondeur. Les valeurs moyennes ont été utilisées pour le calcul de l'indice de qualité, comme le montre le tableau 4.

	X6		X23	
	10 cm	20 cm	10 cm	20 cm
Charge (nC)	29,70	19,70	36,58	28,60
	29,66	19,67	36,57	28,54
	29,66	19,66	36,58	28,51
	29,69	19,70	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	36,60	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
TPR_{10}^{20} mesuré	0,663		0,780	
TPR_{10}^{20} 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)

3.3 Mesure de la dose absolue de référence

La mesure de la dose absolue se base, dans nos manipulations, sur le protocole TRS-398 [2]. Les mesures de dose ont été réalisées sur les deux énergies 6 MV et 23 MV et pour deux chambres d'ionnisation étalonnées récemment : PTW Farmer de 0,6 cm³ et PTW Pinpoint de 0,03 cm³ comme indiqué sans le tableau 5.

	X6		X23	
	Farmer	Pinpoint	Farmer	Pinpoint
Charge moyenne (nC)	29,66	0,675	36,59	0,8311
N_{D_{eau}, Q_0} (Gy/nC)	$5,356 \times 10^{-2}$	2,344	$5,356 \times 10^{-2}$	2,344
k_{Q, Q_0}	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)

3.4 Incertitudes

Le tableau 6 synthétise les incertitudes associées au calcul de la dose absolue dans les conditions de références.

Type d'incertitude	X6		X23	
	A	B	A	B
Facteur d'étalonnage (%)		0,55		0,55
k_{Q, Q_0} (%)		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)

3.5 Erreurs de positionnement

	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
Écart-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
Écart (mGy)	5,798	5,691	4,366	2,359
Écart relatif (%)	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.