



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 MOIGNIER

Physicienne médicale, 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	3
2.1.3	Recombinaisons ioniques	3
2.1.4	Humidité	3
2.2	Indice de qualité	3
2.3	Protocole TRS-277	4
2.4	Protocole TRS-398	5
2.5	Erreurs de positionnement	5
2.6	Incertitudes	5
2.6.1	Incertitudes de type A	5
2.6.2	Incertitudes de type B	6
2.6.3	Propagation des incertitudes	6
2.6.4	Incertitude élargie	6
2.7	Contrôle du débit de référence (TOP)	7
3	Résultats	8
3.1	Détermination des facteurs correctifs	8
3.2	Mesure de l'indice de qualité	9
3.3	Mesure de la dose absolue de référence	9
3.4	Incertitudes	10
3.5	Erreurs de positionnement	10
3.6	Contrôle du débit de référence (TOP)	11
4	Annexe	12
	Références	14

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 [2]. De plus, nous développerons également la méthodologie du protocole TRS-277 [1].

Matériel	Volume sensible (cm ³)	Matériau	Constructeur	N° de série
Chambre Farmer 30013	0,6	Air	PTW	011924
Chambre Pinpoint 31014	0,04	Air	PTW	00787
Electromètre Unidos	/	/	PTW	20505
Mini cuve MP1	/	/	PTW	000137
Clinac iX 2300 (Clinac 2)	/	/	Varian	H294581

TABLE 1 – Récapitulatif du matériel utilisé lors des mesures

2.1 Facteurs correctifs

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

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

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 et k_H le facteur correctif des conditions hygrométriques.

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.

N.B. : La température de référence lors de l'étalonnage de la chambre d'ionisation n'est pas forcément 273,15 K. Il faut utiliser celle mentionnée sur le certificat d'étalonnage.

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. Si la tension appliquée lors des mesures est la même que celle pour laquelle la chambre a été étalonnée, le facteur k_{pol} n'est pas à appliquer.

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 $\frac{V_1}{V_2}$ fournis par le protocole TRS-398 [2].

N.B. : le facteur k_{rec} n'est pas appliqué si la tension utilisée lors des mesures est la même tension qui a été appliqué lors de l'étalonnage par le laboratoire primaire.

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 Indice de qualité

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

$$IQ = TPR_{10}^{20} = \frac{D_{20\text{ cm}}}{D_{10\text{ cm}}} \quad (5)$$

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 1 :

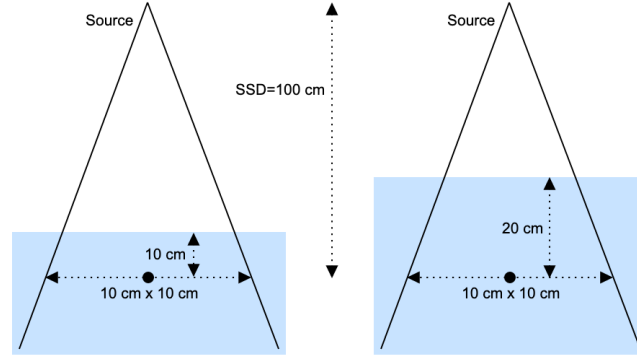


FIGURE 1 – Conditions géométriques pour la mesure du l'indice de qualité

2.3 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 :

$$D_{eau,Q} = M'_Q N_{K_{air}, Q_0} k_{att} k_m (1 - g) \left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} p_u p_{cel} \quad (6)$$

Avec :

- M'_Q la mesure de la charge corrigée des facteurs $k_{T,P}$ k_{pol} k_{rec} et k_H
- 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 entre le pouvoir d'arrêt massique de l'eau et celui de 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 :

$$p_{u,Q} = p_{wall,Q} \times p_{cav,Q} \times p_{dist,Q} \quad (7)$$

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

2.4 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. La dose absorbée est donnée par la formule suivante :

$$D_{eau, Q} = M'_Q \times N_{D_{eau, Q_0}} \times k_{Q, Q_0} \quad (8)$$

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

$$k_{Q, Q_0} = \frac{N_{D_{eau, Q}}}{N_{D_{eau, Q_0}}} = \frac{D_{air, Q} \left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \right]_Q p_Q M_{Q_0}}{D_{air, Q_0} \left[\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau} \right]_{Q_0} p_{Q_0} M_Q} \quad (9)$$

L'estimation du facteur k_{Q, Q_0} est donné en fonction du type de chambre et de la qualité du faisceau en Annexe 4.

2.5 Erreurs de positionnement

Nous avons également réalisé des mesures pour mesurer l'impact 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 de 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 Incertitudes

2.6.1 Incertitudes de type A

Les incertitudes de type A sont liées à l'analyse d'une série d'observations qui se répètent en se fondant sur la distribution statistique des résultats. L'incertitude-type $u(x)$ associé à une série de n résultats x_i est donnée par :

$$u(x) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (10)$$

Si le résultat recherché est la moyenne arithmétique de n observations indépendantes répétées, l'incertitude-type sur la moyenne est donné par l'estimateur $s(\bar{x})$, qui est l'écart-type expérimental de la moyenne :

$$u(\bar{x}) = \frac{u(x)}{\sqrt{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n(n-1)}} \quad (11)$$

2.6.2 Incertitudes de type B

Les incertitudes de type B sont basées sur des connaissances scientifiques du phénomène observé qui peuvent être :

- des données antérieures mesurées
- des spécifications du constructeur
- des données fournies lors d'un étalonnage ou d'autres certifications
- des incertitudes issues de données de références extraites de tables
- des propriétés du matériel utilisé

Pour donner quelques exemples, si la grandeur X observée peut prendre des valeurs restreintes dans un intervalle $[x - a, x + a]$ et que la distribution est uniforme, alors l'incertitude-type associée est :

$$u(x) = \frac{a}{\sqrt{3}} \quad (12)$$

Si la grandeur X observée est dans un intervalle bien défini mais qui n'est pas au centre de celui-ci, l'incertitude-type associée est donnée par :

$$u(x) = \frac{a}{\sqrt{12}} \quad (13)$$

Cette deuxième situation est le cas d'une lecture de la température ou de la pression sur un thermomètre ou un baromètre respectivement et a correspond à la graduation de l'outil de mesure.

2.6.3 Propagation des incertitudes

Dans notre cas, la dose absorbée se calcule en multipliant plusieurs facteurs entre eux. Dans cette situation, l'incertitude-type associée à la dose absolue est régie par l'équation suivante :

$$\frac{u(y)}{y} = \sqrt{\sum_i^n \left(\frac{u(x_i)}{x_i} \right)^2} \quad (14)$$

2.6.4 Incertitude élargie

Pour répondre à certaines exigences, l'incertitude-type peut être multipliée par un coefficient d'élargissement k . Cette pratique sert à fournir un intervalle à l'intérieur duquel se situe une large proportion de la distribution des valeurs qui peuvent être associées au mesurande. Dans ce travail, le facteur d'élargissement k sera pris égal à 2 pour s'assurer que la vraie valeur se trouve dans l'intervalle défini par les incertitudes-types calculées avec une probabilité de 95 %.

2.7 Contrôle du débit de référence (TOP)

Quotidiennement, un contrôle qualité est réalisé sur les accélérateurs, communément appelé TOP. Ce contrôle permet de vérifier la constance 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 comme le montre la figure 2).

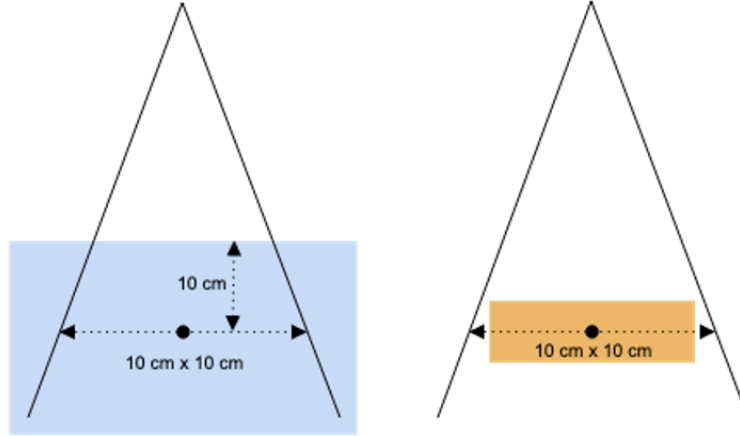


FIGURE 2 – Conditions de mesures de la dose absorbée dans la cuve à eau (à gauche) et dans le bloc TOP (à droite)

La dose 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 coefficient f est défini comme suit :

$$f = \frac{D_0}{M_0} \quad (15)$$

Avec D_0 la dose mesurée dans les conditions de référence (Gy) et M_0 la mesure de la charge (nC) dans la boîte à TOP.

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

$$D_j = M_j \times \frac{D_0}{M_0} \times k_{TP} = M_j \times f \times k_{TP} \quad (16)$$

Avec M_j la mesure de la charge du jour j dans la boîte à TOP (nC), $f = \frac{D_0}{M_0}$ le facteur de passage de la cuve à eau à la boîte à TOP (Gy/nC) et k_{TP} le facteur de correction de la pression et de la température donné par la formule 2.

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 2 et 3. Concernant la recombinaison ionique, les coefficients a_0 , a_1 et a_2 sont indiqués dans le tableau 4. 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 2 – 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}	1,0034				1,0055			
k_{pol} 400 V	1,0019				1,0019			
k_{pol} 100 V	1,0014				1,0019			
Écart relatif k_{pol} %	0,05				0			

TABLE 3 – Série de mesures pour le calcul du k_{rec} et du k_{pol} pour des faisceaux de photons de 6 MV et 23 MV avec la chambre Farmer(Clinac 2)

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

TABLE 4 – Facteurs tabulés correspondant au rapport $\frac{V_1}{V_2}$

V_1/V_2	Pulsed		
	a_0	a_1	a_2
2.0	2.337	-3.636	2.299
2.5	1.474	-1.587	1.114
3.0	1.198	-0.875	0.677
3.5	1.080	-0.542	0.463
4.0	1.022	-0.363	0.341
5.0	0.975	-0.188	0.214

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 5. 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 5.

	X6		X23	
	10 cm	20 cm	10 cm	20 cm
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	
ER (%)	0,125		0,133	

TABLE 5 – Résultats de la mesure du TPR_{10}^{20} pour des faisceaux de photons de 6 MV et de 23 MV (Clinac 2)

L'indice de qualité est négligeable quelle que soit l'énergie du faisceau avec des écarts relatif de 0,125 % et de 0,133 % respectivement pour les faisceaux X6 et X23.

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 disponibles sur le Clinac 2 (6 MV et 23 MV) et pour deux chambres d'ionisation étalonnées récemment : PTW Farmer et PTW Pinpoint comme indiqué dans le tableau 6.

	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)	1,595	1,596	1,933	1,930
Dose recette (Gy)	1,589		1,907	
Écart relatif (%)	0,35	0,44	1,35	1,21

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

Les résultats que nous obtenons sont proches de ceux obtenus lors de la recette, quelle que soit l'énergie du faisceau ainsi que la chambre d'ionisation utilisée lors de la mesure bien que les volumes sensibles des deux chambres utilisées soient très différents.

3.4 Incertitudes

Le tableau 7 synthétise les incertitudes associées au calcul de la dose absolue dans les conditions de références.

Type d'incertitude	Farmer				Pinpoint			
	X6		X23		X6		X23	
	A	B	A	B	A	B	A	B
Charge collectée (%)	0,091		0,041		0,125		0,035	
k_{rec} (%)		0,110		0,108		0,058		0,101
k_{pol} (%)		0,080		0,080		0,032		0,093
k_{TP} (%)		0,275		0,275		0,275		0,275
$N_{\text{D}_{\text{eau}}}$ (%)		0,55		0,55		0,55		0,55
k_{Q, Q_0} (%)		1		1		1		1
Incertitude totale (%)	1,185		1,182		1,182		1,182	
Incertitude totale élargie (%)	2,371		2,365		2,365		2,365	

TABLE 7 – Incertitudes associées au calcul de la dose absolue pour des faisceaux de 6 MV et de 23 MV (Clinac 2)

Concernant les incertitudes associées aux mesures, le tableau 7 nous donne une valeur élargie d'un facteur $k = 2$ de 2,371 % maximum. Bien que les tolérances en routine clinique ne soient que de 2% d'écart entre la dose mesurée lors de la recette et celle mesurée lors du contrôle qualité quotidien (TOP), ceci ne pose pas problème puisque nous ne mesurons pas la même chose. En effet, l'écart de dose mesuré entre la dose du jour et celle de la recette permet d'estimer la constance dans le temps du débit de référence de la machine, alors que l'incertitude permet de définir un intervalle de confiance dans lequel la dose mesurée est comprise.

3.5 Erreurs de positionnement

Les tableaux 8 et 9 rendent compte de l'impact sur la dose d'un mauvais positionnement de 1 mm que ce soit dans les directions parallèle ou perpendiculaire au faisceau. Les tableaux 13 et 14, en annexe, fournissent l'ensemble des valeurs mesurées ainsi que leur moyenne. Nous pouvons voir qu'un tel déplacement reste presque négligeable dans les deux directions même si l'effet d'un déplacement en profondeur est un peu plus important puisque la loi de l'inverse carré de la distance rentre en jeu ici.

	X6		X23	
	1 mm	-1 mm	1 mm	-1 mm
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
Écart relatif (%)	0,364	0,357	0,226	0,122

TABLE 8 – Erreurs de positionnement engendrées par un déplacement latéral de la chambre

	X6		X23	
	101 mm	109 mm	101 mm	109 mm
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
Écart (mGy)	6,667	10,258	7,249	7,850
Écart relatif (%)	0,418	0,643	0,375	0,406

TABLE 9 – Erreurs de positionnement engendrées par un déplacement en profondeur de la chambre

3.6 Contrôle du débit de référence (TOP)

Le tableau 10 résume les résultats obtenus pour le calcul de la dose dans la boîte à TOP. La dose dans l'eau mesurée dans la cuve à eau a été utilisée pour calculer le coefficient de passage pour chacune des énergies du Clinac 2.

Date	Énergie (MV)	Dose eau (Gy)	Charge TOP (nC)	Coefficient (Gy/nC)	Écart (%)
14/09/2023	6	1,601	25,88	$6,19 \times 10^{-2}$	
24/02/2023	6	1,589	/	$6,065 \times 10^{-2}$	2,06
14/09/2023	23	1,974	32,06	$6,16 \times 10^{-2}$	
24/02/2023	23	1,907	/	$5,908 \times 10^{-2}$	4,27

TABLE 10 – Résultats des coefficients de passage pour les deux faisceaux de photons disponibles sur le Clinac 2

Nous observons un écart jusqu'à 4,27 % entre le coefficient calculé lors des mesures et celui du mois de février. Cette différence s'explique par le fait que pour le coefficient du mois de février, la dose dans l'eau choisie pour le calcul était celle de la recette (1,589 Gy) alors que la dose sélectionnée pour celui de septembre est la dose dans l'eau mesurée lors de nos mesures (1,601 Gy). Si nous calculons l'écart entre les deux coefficient en prenant toujours la dose de la recette comme référence, nous obtenons les résultats donnés dans le tableau 11.

Date	Énergie (MV)	Coefficient (Gy/nC)	Écart (%)
14/09/2023	6	$6,14 \times 10^{-2}$	
24/09/2023	6	$6,07 \times 10^{-2}$	1,15
14/09/2023	23	$5,95 \times 10^{-2}$	
24/02/2023	23	$5,91 \times 10^{-2}$	0,68

TABLE 11 – Écart entre le coefficient de février et celui de septembre à partir de la dose de la recette

L'écart entre les deux coefficients fournis par le tableau 11 est en dessous des 2% pour les faisceaux de 6 MV et de 23 MV. La dose délivrée par le faisceau est donc stable dans le temps quelle que soit l'énergie de celui-ci.

4 Annexe

Ionization chamber type ^a	Beam quality $TPR_{20,10}$														
	0.50	0.53	0.56	0.59	0.62	0.65	0.68	0.70	0.72	0.74	0.76	0.78	0.80	0.82	0.84
PTW 23323 micro	1.003	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.987	0.984	0.980	0.975	0.967	0.960	0.953	0.941
PTW 23331 rigid	1.004	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.988	0.985	0.982	0.978	0.971	0.964	0.956	0.945
PTW 23332 rigid	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.976	0.968	0.961	0.954	0.943
PTW 23333	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.963	0.955	0.943
PTW 30001/30010 Farmer	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.962	0.955	0.943
PTW 30002/30011 Farmer	1.006	1.004	1.001	0.999	0.997	0.994	0.992	0.990	0.987	0.984	0.980	0.973	0.967	0.959	0.948
PTW 30004/30012 Farmer	1.006	1.005	1.002	1.000	0.999	0.996	0.994	0.992	0.989	0.986	0.982	0.976	0.969	0.962	0.950
PTW 30006/30013 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31002 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31003 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31006 PinPoint	1.004	1.003	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.985	0.980	0.974	0.966	0.959	0.951	0.940
PTW 31014 PinPoint	1.004	1.003	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.985	0.980	0.975	0.967	0.959	0.952	0.941

FIGURE 4 – Valeurs calculées du k_{Q,Q_0} pour les faisceaux de photons de haute énergie

	X6		X23	
	10 cm	20 cm	10 cm	20 cm
Mesures (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

TABLE 12 – Ensemble des valeurs mesurées pour le calcul de l'indice de qualité

	X6		X23	
	1 mm	-1 mm	1 mm	-1 mm
Mesures (nC)	29,76	29,75	36,66	36,66
	29,76	29,79	36,66	36,66
	29,80	29,75	36,68	36,61
	29,78	29,80	36,69	36,63
	29,80	29,78	36,69	36,65
	29,79	29,80	36,70	36,65
	29,79	29,80	36,70	36,66
	29,78	29,79	36,71	36,66
	29,79	29,79	36,71	36,67
	29,80	29,78	36,70	36,67
Charge moyenne (nC)	29,785	29,783	36,69	36,652

TABLE 13 – Ensemble des valeurs mesurées pour le calcul des incertitudes de déplacement latéral

	X6		X23	
	101 mm	109 mm	101 mm	109 mm
Mesures (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

TABLE 14 – Ensemble des valeurs mesurées pour le calcul des incertitudes de déplacement en profondeur

Ergebnis der Kalibrierung / Résultats de Mesures

Messgröße Quantité Mesurée	Wasserenergiedosis Dose Absorbée dans l'Eau
Detektor-Kalibrierfaktor Facteur d'Etalonnage de Detecteur	$N_{D,w} = 5,365 \cdot 10^7 \text{ Gy / C}$

Strahlungsqualitäten Qualité du faisceau	Strahlungsqualität Qualité du faisceau	Korrekturfaktor k_Q Facteur de Correction k_Q	Unsicherheit Incertitude
	^{60}Co	1,000	1,1 %
Bezugsbedingungen Conditions de Référence	Strahlungsqualität / Qualité du faisceau ^{60}Co Temperatur / Température 293,2 K (20°C) Luftdruck / Pression Atmosphérique 1013,25 hPa Relative Feuchtigkeit / Humidité Relative 50 % r. F. Kammeranspannung / Tension de polarisation + 400 V Potential an der Kammerkappe / Potential au capuchon de la chambre 0 V Potential an der zentralen Elektrode / Potential à l'électrode centrale - 400 V		
Polaritätseffekt Effet de Polarisation	$\leq 0,2 \%$ (im Detektor-Kalibrierfaktor nicht berücksichtigt / ne pas considéré en Facteur d'Etalonnage)		
Korrekturfaktor für unvollständige Sättigung Facteur de Correction de la Saturation	$k_S = 1,000$		

FIGURE 5 – Certificat d'étalonnage de la chambre de référence 1 (PTW 30013 n° 011924)

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.
- [3] Camille Llagostera. *Protocoles de dosimétrie*. Cours Master 2 Nantes.
- [4] Charlotte Robert. *Détermination de la dose absolue dans les faisceaux de photons et d'électrons*. Cours Master 2 Paris.