



Diplôme de Qualification en Physique Radiologique et Médicale

Faisceaux d'électrons de haute énergie : détermination de la dose absorbée de référence

Fiche n°4

Alexandre RINTAUD

Encadrante :

Camille LLAGOSTERA

Physicienne médicale, CENTRE RENÉ GAUDUCHEAU ICO, SAINT HERBLAIN

SEMESTRE 2 2023

Table des matières

1	Introduction	2
2	Matériel et méthodes	2
2.1	Matériel utilisé	2
2.2	Facteurs correctifs	2
2.2.1	Pression et température	3
2.2.2	Polarisation	3
2.2.3	Recombinaisons ioniques	3
2.2.4	Humidité	3
2.2.5	Correction de la qualité du faisceau	3
2.3	Calibration croisée	4
2.4	Protocole TRS-277	4
2.5	Protocole TRS-398	4
2.6	Incertitudes	6
2.6.1	Incertitudes de type A	6
2.6.2	Incertitudes de type B	6
2.6.3	Propagation des incertitudes	6
2.6.4	Incertitude élargie	7
3	Résultats	8
3.1	Détermination des facteurs correctifs	8
3.2	Étalonnage croisé	8
3.3	Incertitudes	10
	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. Cependant, et de façon de plus en plus rares, les faisceaux d'électrons sont également utilisés pour des tumeurs plutôt superficielles au vu du faible parcours dans la matière, contrairement aux photons. 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 d'électrons 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 Matériel et méthodes

Cette partie est consacrée à la méthode permettant de mesurer 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 de l'ancien protocole international, le TRS-277 [1].

2.1 Matériel utilisé

Pour les mesures de dose de référence, les chambres d'ionisation utilisées sont renseignées dans le tableau 1.

	Farmer	ROOS
Constructeur	PTW	PTW
Modèle	30013	34001
Numéro de série	011924	01689
Volume sensible (cm³)	0,6	0,35
Tension appliquée (V)	400	200
Coefficient d'étalonnage (Gy/nC)	$5,365 \times 10^{-2}$	$7,32 \times 10^{-2}$ ($R_{50} = 7,48 \text{ g/cm}^{-2}$)
Taille de champ recommandée (cm²)	5x5 à 40x40	4x4 à 40x40

TABLE 1 – Chambres d'ionisation utilisées lors des mesures de dose absolue dans des faisceaux d'électrons

Autre matériel utilisé :

- électromètre PTW UNIDOS 20505
- cuve à eau IBA Blue Phantom 2
- niveau à bulle

2.2 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.

2.2.1 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.

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

2.2.3 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].

2.2.4 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.

2.2.5 Correction de la qualité du faisceau

Le faisceau utilisé en clinique n'est souvent pas le même que celui qui a permis d'étalonner la chambre d'ionisation. Pour corriger l'effet de la qualité du faisceau sur la mesure, des facteurs sont

tabulés dans le protocole international TRS-398 en fonction de l'indice de qualité du faisceau d'électrons ainsi que de la chambre utilisée. L'indice de qualité de faisceau est représenté par le R_{50} , ce qui correspond au parcours des électrons où 50% de la dose maximale est déposée dans le fantôme d'intérêt.

2.3 Calibration croisée

Dans le cas où la chambre adaptée aux faisceaux d'électrons n'est pas étalonnée par un laboratoire primaire, nous pouvons utiliser un étalonnage croisé pour obtenir un coefficient d'étalonnage associé à la chambre d'intérêt.

2.4 Protocole TRS-277

Ce protocole permet de calculer la dose absorbée dans les conditions de références à partir d'un étalonnage en terme de kerma dans l'air. Il fallait donc corriger aussi de cette différence entre le laboratoire et les conditions dans le centre (dose dans l'eau). La dose en un point, dans un fantôme d'eau, est donnée par la formule 5, tirée du protocole TRS-277 :

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

Avec :

- M'_Q la mesure de la charge corrigée mesurée avec la chambre d'ionisation
- $N_{K_{air,Q_0}}$ le coefficient d'étalonnage de la chambre d'ionisation fourni par le laboratoire primaire
- g la fraction de la perte d'énergie des particules secondaires par radiations (rayonnement de freinage)
- k_m
- $\left(\frac{S}{\rho} \right)_{air}^{eau}$ le rapport entre le pouvoir d'arrêt massique de l'eau et celui de l'air
- p_u le facteur de correction des perturbations

2.5 Protocole TRS-398

Le protocole TRS-398 de l'AIEA [2] nous donne l'équation pour le calcul de la dose absorbée de référence pour les faisceaux d'électrons :

$$D_{eau,Q} = M'_Q N_{D_{eau,Q_0}} k_{Q,Q_0} \quad (6)$$

Avec :

- M'_Q la mesure de la charge corrigée des facteurs correctifs
- $N_{D_{eau,Q_0}}$ le coefficient d'étalonnage en terme de dose dans l'eau
- k_{Q,Q_0} le facteur correctif permettant de passer de l'indice de qualité Q_0 à la qualité du faisceau clinique Q

Le R_{50} est donné par les deux formules suivantes, permettant de passer à un R_{50} en terme d'ionisations à un R_{50} en terme de dose :

$$R_{50} = 1,029 \times R_{50,ion} - 0,06 \leq 10 \text{ g/cm}^2 \quad (7)$$

$$R_{50} = 1,059 \times R_{50, ion} - 0,37 > 10 \text{ g/cm}^2 \quad (8)$$

La profondeur de référence dépend donc du R_{50} pour la mesure de dose :

$$z_{ref} = 0,6R_{50} - 0,1 \text{ g/cm}^2 \quad (9)$$

Concernant le point de mesure, il n'est pas au centre géométrique de la chambre utilisée. Le point de mesure dépend du type de chambre (cylindrique ou plate) et se calcule à partir des équations 10 et 11. Il est important de noter que la formule 10 n'est valable que pour la chambre ROOS.

$$z_{mes} = z_{ref} - 0,11 \text{ [g/cm}^2] \quad (10)$$

$$z_{mes} = z_{ref} + 0,5r_{cyl} \quad (11)$$

Dans le cas où la chambre adaptée aux faisceaux d'électrons n'est pas étalonnée par un laboratoire primaire, nous pouvons utiliser un étalonnage croisé pour obtenir un coefficient d'étalonnage associé à la chambre d'intérêt. Celui-ci s'obtient à l'aide d'une chambre étalonnée dans un faisceau de photons de qualité Q_0 (généralement du ^{60}Co). Pour cela, il est recommandé par le TRS-398 d'utiliser un faisceau d'électrons ayant un $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$ (soit une énergie moyenne du faisceau $\bar{E}_0 > 16 \text{ MeV}$). La formule 12 permet d'obtenir le coefficient d'étalonnage de la chambre utilisée pour mesurer la dose de référence :

$$N_{D_{eau}, Q_{cross}}^x = \frac{M_{Q_{cross}}^{ref}}{M_{Q_{cross}}^x} N_{D_{eau}, Q_0}^{ref} k_{Q_{cross}, Q_0}^{ref} \quad (12)$$

Avec :

- $M_{Q_{cross}}^{ref}$ la mesure de la charge à l'aide de la chambre de référence étalonnée par le laboratoire primaire
- $M_{Q_{cross}}^x$ la mesure de la charge à l'aide de la chambre d'ionisation non étalonnée
- N_{D_{eau}, Q_0}^{ref} le coefficient d'étalonnage de la chambre de référence
- k_{Q_{cross}, Q_0}^{ref} le facteur permettant de passer de la chambre de référence à la chambre d'intérêt tabulé dans le TRS-398

Une fois que le facteur d'étalonnage $N_{D_{eau}, Q_{cross}}^x$ obtenu pour le faisceau d'électrons ayant un $R_{50} > 7 \text{ g/cm}^2$, il faut appliquer un facteur de passage $k_{Q, Q_{cross}}$ pour les autres énergies de l'accélérateur :

$$k_{Q, Q_{cross}} = \frac{k_{Q, Q_{int}}}{k_{Q_{cross}, Q_{int}}} \quad (13)$$

Avec $k_{Q, Q_{int}}$ et $k_{Q_{cross}, Q_{int}}$ fournis dans la table 7.IV du TRS-398 [2]. Le facteur $k_{Q_{cross}, Q_{int}}$ est obtenu par interpolation linéaire pour la chambre d'intérêt (chambre ROOS ici) des facteurs $k_{Q, Q_{int}}$ correspondant à l'indice de qualité du faisceau utilisé pour l'étalonnage croisé.

La dose est donc fournie par la formule suivante, pour un faisceau d'énergie quelconque :

$$D_{eau, Q} = M_Q^x N_{D_{eau}, Q_{cross}} k_{Q, Q_{cross}}^x \quad (14)$$

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 :

$$u(x) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (15)$$

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 :

$$u(\bar{x}) = \frac{u(x)}{\sqrt{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n(n-1)}} \quad (16)$$

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 :

$$u(x) = \frac{a}{\sqrt{3}} \quad (17)$$

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 :

$$u(x) = \frac{a}{\sqrt{12}} \quad (18)$$

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 :

$$\frac{u(y)}{y} = \sqrt{\sum_i^n \left(\frac{u(x_i)}{x_i} \right)^2} \quad (19)$$

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 %.

3 Résultats

3.1 Détermination des facteurs correctifs

Les facteurs correctifs k_{TP} et k_{rec} ont été déterminés à partir des équations 2 et 4 respectivement. Les résultats obtenus pour ces facteurs sont donnés dans les tableaux 2 et 3.

Tenpérature (°C)	Pression (hPa)	k_{TP}
18,6	1012	0,996

TABLE 2 – Calcul du k_{TP}

Energie (MeV)	Tension (V)	Charge (nC)	k_{rec}
6	50	24,87	1,0099
	200	25,63	
9	50	25,50	1,0099
	200	26,27	
12	50	25,69	1,0099
	200	26,46	
15	50	26,15	1,0087
	200	26,85	
18	50	24,82	1,0080
	200	25,43	

TABLE 3 – Série de mesures pour le calcul du k_{rec} pour les différentes énergies des faisceau d'électrons du Clinac 3

3.2 Étalonnage croisé

Concernant l'étalonnage croisé, les conditions de mesures ainsi que les profondeurs de mesures en fonction des chambres utilisées sont répertoriées dans les tableaux 4 et 5.

Énergie (MeV)	Champ (cm ²)	DSP (cm)	Débit (UM/min)	Nombre d'UM
18	20x20	100	300	200

TABLE 4 – Conditions de mesures pour l'étalonnage croisé

Farmer		ROOS	
z_{ref} (cm)	z_{mes} (cm)	z_{ref} (cm)	z_{mes} (cm)
4,388	4,538	4,388	4,278

TABLE 5 – Profondeurs de référence et de mesure en fonction de la chambre d'ionisation utilisée

L'indice de qualité des différents faisceaux, représenté par le R_{50} , est issu de la recette de l'accélérateur d'intérêt. Les facteurs correctifs découlent du R_{50} et sont calculés par interpolations linéaires à l'aide du protocole TRS-398 [2].

Le coefficient d'étalonnage pour la chambre d'ionisation ROOS peut donc être calculé à l'aide des facteurs correctifs du tableau précédent et application de la formule 12. Les résultats des coefficients

Énergie (MeV)	R ₅₀ (cm)	k _{Q_{cross}, Q₀} (Farmer)	k _{Q, Q_{int}} (ROOS)	k _{Q, Q_{cross}} (ROOS)
6	2,280	/	1,0515	1,0514
9	3,550	/	1,0334	1,0333
12	4,990	/	1,0191	1,0190
15	6,280	/	1,0080	1,0079
18	7,480	0,8996	1,0001	1,000

TABLE 6 – Facteurs correctifs de qualité de faisceaux pour l'étalonnage croisé

d'étalonnage pour chaque énergie de l'accélérateur sont donnés dans le tableau 7. L'écart maximum entre le coefficient d'étalonnage fourni par le laboratoire primaire et celui calculé sur site est environ à 1% pour chaque énergie. La méthode de l'étalonnage croisé à partir d'une chambre étalonnée par un laboratoire primaire dans un faisceau de ⁶⁰Co est donc robuste.

Énergie (MV)	N _{D, eau} calculé (Gy/nC)	N _{D, eau} certificat (Gy/nC)	ER (%)
6	$7,77 \times 10^{-2}$	$7,69 \times 10^{-2}$	1,06
9	$7,64 \times 10^{-2}$	$7,56 \times 10^{-2}$	1,06
12	$7,53 \times 10^{-2}$	$7,46 \times 10^{-2}$	0,94
15	$7,45 \times 10^{-2}$	$7,38 \times 10^{-2}$	0,95
18	$7,39 \times 10^{-2}$	$7,32 \times 10^{-2}$	0,96

TABLE 7 – Comparaison des coefficients d'étalonnage entre celui calculé sur site et celui du laboratoire primaire pour toutes les énergies de faisceau d'électrons

Les résultats concernant les mesures de dose de référence pour l'ensemble des faisceaux d'électrons disponibles au Clinac 3 sont tabulés dans le tableau 8. Nous pouvons voir que l'écart relatif entre les doses obtenues avec l'étalonnage croisé sont plus faible que le coefficient fourni par le laboratoire primaire. Ceci peut s'expliquer par le fait que, lors de la recette, un étalonnage croisé à été calculé pour la mesure de dose.

Nous ne pouvons pas comparer la dose pour le faisceau de 18 MeV obtenue lors des mensuels avec nos mesures car le point de mesure lors des CQ mensuels est au niveau du R_{100} .

Énergie (MV)	6	9	12	15	18
Profondeur (cm)	1,28	2,10	2,95	3,51	2,47
Dose recette (Gy)	2,000	2,000	2,000	2,000	/
N _{D_{eau}, Q} (Gy/nC)	$7,77 \times 10^{-2}$	$7,64 \times 10^{-2}$	$7,53 \times 10^{-2}$	$7,45 \times 10^{-2}$	$7,39 \times 10^{-2}$
N _{D_{eau}, Q} certificat (Gy/nC)	$7,69 \times 10^{-2}$	$7,56 \times 10^{-2}$	$7,46 \times 10^{-2}$	$7,38 \times 10^{-2}$	$7,32 \times 10^{-2}$
Dose étalonnage croisé (Gy)	2,001	2,014	2,002	2,008	1,890
ER étalonnage croisé (%)	0,06	0,72	0,11	0,38	/
Dose certificat (Gy)	1,980	1,994	1,983	1,989	1,871
ER certificat (%)	-0,99	-0,30	-0,85	-0,57	/

TABLE 8 – Résultats de la mesure de la dose absolue dans les conditions de référence pour l'ensemble des énergies de faisceaux disponibles au Clinac 3

3.3 Incertitudes

Le tableau 9 synthétise les incertitudes associées au calcul de dose absolue dans les conditions de référence.

Type d'incertitude	Farmer		ROOS	
	A	B	A	B
Coefficient d'étalonnage (%)		0,55		0,55
k_{Q, Q_0} (%)		0,31		0,31
k_{pol} (%)		0		0
k_{rec} (%)		$2 \cdot 10^{-4}$		$5,39 \cdot 10^{-4}$
k_{TP} (%)		0,16		0,16
Charges collectées (%)	0,01		0,05	
Incertitude totale (%)	1,15		2,31	
Incertitude totale élargie (%)	2,30		4,61	

TABLE 9 – Incertitudes associées au calcul de la dose absolue de références pour un faisceau d'électrons de 18 MeV

Les incertitudes élargies associées aux mesures sont au maximum de 4,61%. 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.

Annexe

	Farmer	ROOS
Charges collectées (nC)	38,97	25,43
	39,01	25,43
	39,00	25,43
	39,01	25,42
	38,99	25,43

TABLE 10 – Mesure des charges collectées pour les chambres Farmer et ROOS dans un faisceau d'électrons de 18 MeV

	6 MeV	9 MeV	12 MeV	15 MeV
Charges collectées (nC)	25,59	26,21	26,41	26,82
	25,60	26,22	26,40	26,81
	25,59	26,21	26,43	26,81
	25,59	26,21	26,41	26,81
	25,57	26,20	26,43	26,79

TABLE 11 – Séries de mesures pour les champs de 6 à 15 MeV du Clinac 3 (chambre ROOS)

	6 MeV		9 MeV		12 MeV		15 MeV	
Tension (V)	50	200	50	200	50	200	50	200
Charges collectées (nC)	24,90	25,64	25,49	26,27	25,70	26,45	26,16	26,83
	24,89	25,62	25,51	26,26	25,69	26,45	26,15	26,84
	24,87	25,64	25,51	26,27	25,68	26,48	26,15	26,87
Charge Moyenne (nC)	24,89	25,63	25,50	26,27	25,69	26,46	26,15	26,85
k_{rec}	1,0099		1,0099		1,0099		1,0087	

TABLE 12 – Séries de mesures pour le calcul du k_{rec} pour les faisceaux d'électrons de 6 à 15 MeV

Ionization chamber type ^a	Beam quality R_{50} (g cm ⁻²)																
	1.0	1.4	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	7.0	8.0	10.0	13.0	16.0	20.0
<i>Plane-parallel chambers</i>																	
Attix RMI 449	0.953	0.943	0.932	0.925	0.919	0.913	0.908	0.904	0.900	0.896	0.893	0.886	0.881	0.871	0.859	0.849	0.836
Capintec PS-033	-	-	0.921	0.920	0.919	0.918	0.917	0.916	0.915	0.913	0.912	0.908	0.905	0.898	0.887	0.877	0.866
Exradin P11	0.958	0.948	0.937	0.930	0.923	0.918	0.913	0.908	0.904	0.901	0.897	0.891	0.885	0.875	0.863	0.853	0.841
Holt (Memorial)	0.971	0.961	0.950	0.942	0.936	0.931	0.926	0.921	0.917	0.913	0.910	0.903	0.897	0.887	0.875	0.865	0.853
NACP / Calcam	0.952	0.942	0.931	0.924	0.918	0.912	0.908	0.903	0.899	0.895	0.892	0.886	0.880	0.870	0.858	0.848	0.836
Markus	-	-	0.925	0.920	0.916	0.913	0.910	0.907	0.904	0.901	0.899	0.894	0.889	0.881	0.870	0.860	0.849
Roos	0.965	0.955	0.944	0.937	0.931	0.925	0.920	0.916	0.912	0.908	0.904	0.898	0.892	0.882	0.870	0.860	0.848
<i>Cylindrical chambers</i>																	
Capintec PR06C (Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.916	0.914	0.912	0.911	0.909	0.906	0.904	0.899	0.891	0.884	0.874
Exradin A2 (Spokas)	-	-	-	-	-	-	0.914	0.913	0.913	0.913	0.912	0.911	0.910	0.908	0.903	0.897	0.888
Exradin T2 (Spokas)	-	-	-	-	-	-	0.882	0.881	0.881	0.881	0.880	0.879	0.878	0.876	0.871	0.865	0.857
Exradin A12 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.921	0.919	0.918	0.916	0.914	0.911	0.909	0.903	0.896	0.888	0.878
NE 2571 (Guarded Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.918	0.916	0.915	0.913	0.911	0.909	0.906	0.901	0.893	0.886	0.876
NE 2581 (Robust Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.899	0.898	0.896	0.894	0.893	0.890	0.888	0.882	0.875	0.868	0.859
PTW 30001/30010 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.911	0.909	0.907	0.905	0.904	0.901	0.898	0.893	0.885	0.877	0.868
PTW 30002/30011 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.916	0.914	0.912	0.910	0.909	0.906	0.903	0.897	0.890	0.882	0.873
PTW 30004/30012 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	0.920	0.918	0.916	0.915	0.913	0.910	0.907	0.902	0.894	0.887	0.877
PTW 30006/30013 Farmer	-	-	-	-	-	-	0.911	0.909	0.907	0.906	0.904	0.901	0.898	0.893	0.885	0.878	0.868

FIGURE 1 – Facteurs correctifs issus du TRS-398 permettant de corriger l'étalonnage initial au ^{60}Co en fonction du R_{50} et de la chambre utilisées

Ionization chamber type ^a	Beam quality R_{50} (g cm ⁻²)																
	1.0	1.4	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	6.0	7.0	8.0	10.0	13.0	16.0	20.0
<i>Plane-parallel chambers</i>																	
Attix RMI 449	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
Capintec PS-033	-	-	1.016	1.015	1.014	1.013	1.012	1.010	1.009	1.007	1.006	1.002	0.998	0.990	0.978	0.968	0.955
Exradin P11	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
Holt (Memorial)	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
NACP / Calcam	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
Markus	-	-	1.038	1.032	1.028	1.024	1.020	1.017	1.014	1.011	1.008	1.003	0.997	0.988	0.976	0.965	0.952
Roos	1.078	1.068	1.055	1.047	1.040	1.034	1.028	1.023	1.019	1.014	1.010	1.003	0.997	0.986	0.972	0.961	0.948
<i>Cylindrical chambers</i>																	
Capintec PR06C (Farmer)	-	-	-	-	-	-	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.001	0.999	0.993	0.984	0.976	0.966
Exradin A2 (Spokas)	-	-	-	-	-	-	1.003	1.003	1.002	1.002	1.002	1.001	0.999	0.996	0.991	0.984	0.975
Exradin T2 (Spokas)	-	-	-	-	-	-	1.003	1.003	1.002	1.002	1.002	1.001	0.999	0.996	0.991	0.984	0.975
Exradin A12 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.002	0.998	0.993	0.984	0.976	0.965
NE 2571 (Guarded Farmer)	-	-	-	-	-	-	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.001	0.999	0.993	0.984	0.976	0.966
NE 2581 (Robust Farmer)	-	-	-	-	-	-	1.012	1.010	1.008	1.006	1.005	1.001	0.999	0.993	0.984	0.976	0.966
PTW 30001/30010 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965
PTW 30002/30011 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965
PTW 30004/30012 (Farmer)	-	-	-	-	-	-	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965
PTW 30006/30013 Farmer	-	-	-	-	-	-	1.013	1.010	1.008	1.007	1.005	1.002	0.998	0.992	0.984	0.976	0.965

FIGURE 2 – Facteurs correctifs issus du TRS-398 permettant de corriger de l'énergie du faisceau d'électrons en fonction du R_{50} et de la chambre utilisées

Ergebnis der Kalibrierung / Résultats de Mesures

Messgröße
Quantité Mesurée
Detektor-Kalibrierfaktor
Facteur d'Etalonnage de Detecteur

Wasserenergiedosis
Dose Absorbée dans l'Eau
 $N_{D,w} = 5,365 \cdot 10^7 \text{ Gy / C}$

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

FIGURE 3 – Certificat d'étalonnage de la chambre PTW Farmer 30013 (référence 1)

4. RESULTATS ET INCERTITUDES ASSOCIEES

"L'incertitude élargie correspond à l'incertitude-type composée multipliée par un facteur d'élargissement $k=2$, de telle sorte que la probabilité de couverture corresponde approximativement à 95% (sachant que 95% n'est valable que pour une loi normale)."

"La délivrance d'un certificat d'étalonnage (ou d'un constat de vérification) portant le logotype Cofrac-Etalonnage garantit le raccordement des résultats d'étalonnage au système international d'unités SI."

Les coefficients d'étalonnage obtenus pour les qualités de faisceaux du LNHB sont en caractères gras ; les valeurs qui en sont déduites par interpolation ou extrapolation pour les qualités de faisceaux spécifiées par le demandeur sont en caractères normaux (utilisation des données du protocole AIEA TRS-398).

Coefficients d'étalonnage aux conditions de référence :				
$T_a = 293,15 \text{ K}$; $p_a = 1013,25 \text{ hPa}$; $HR_a = 50 \%$				
Centre de la face interne de la fenêtre d'entrée placé au point de référence				
Date(s) d'étalonnage : le 9 juin 2022				
Qualité du faisceau R_{50} (g/cm ²)	Gamme	Unité de lecture	N_{Deau} (Gy par unité de lecture)	$U(N_{\text{Deau}})/N_{\text{Deau}}$ (%) pour $k = 2$
3.63	Med	nC	$7,56 \times 10^{-2}$	3.1%
5.00	Med	nC	$7,45 \times 10^{-2}$	3.1%
7.57	Med	nC	$7,32 \times 10^{-2}$	3.1%
2.28	Med	nC	$7,69 \times 10^{-2}$	3.1%
3.55	Med	nC	$7,56 \times 10^{-2}$	3.1%
4.99	Med	nC	$7,46 \times 10^{-2}$	3.1%
6.28	Med	nC	$7,38 \times 10^{-2}$	3.1%
7.48	Med	nC	$7,32 \times 10^{-2}$	3.1%

FIGURE 4 – Certificat d'étalonnage de la chambre PTW ROOS 34001

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] Philip Mayles, Alan Nahum, and Jean-Claude Rosenwald. *Handbook of radiotherapy physics : theory and practice*. CRC Press, 2007.
- [5] Ervin B Podgorsak. *Radiation oncology physics*. 2005.
- [6] Charlotte Robert. *Détermination de la dose absolue dans les faisceaux de photons et d'électrons*. Cours Master 2 Paris.