



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

Groupe de réflexion BNM-LNHB LCIE SFPM

BNM-LNHB:

B. Chauvenet
F. Delaunay
J.M. Dolo

LCIE:

G. Le Roy

SFPM:

A. Bridier
P. Francois
R. Sabattier

1.	INTRODUCTION.....	5
2.	LES RÉFÉRENCES MÉTROLOGIQUES DES LABORATOIRES D'ÉTALONNAGE EN FRANCE	8
2.1.	LES RÉFÉRENCES MÉTROLOGIQUES NATIONALES	8
2.2.	LES POSSIBILITÉS ET CONDITIONS D'ÉTALONNAGE	8
2.3.	COHÉRENCE ENTRE LES LABORATOIRES NATIONAUX : COMPARAISONS INTERNATIONALES	11
2.4.	INCERTITUDES LIÉES AUX ÉTALONNAGES PROPOSÉS.....	12
2.5.	EXPLOITATION DU CERTIFICAT D'ÉTALONNAGE EN DOSE ABSORBÉE DANS L'EAU	14
3.	LES METHODES D'ETALONNAGE PROPOSEES POUR L'UTILISATEUR.....	17
3.1.	PREMIERE METHODE : UTILISATION DU COEFFICIENT D'ÉTALONNAGE EN KERMA DANS L'AIR DANS UN FAISCEAU DE PHOTONS γ DU COBALT 60	18
3.2.	SECONDE METHODE : UTILISATION DU COEFFICIENT D'ÉTALONNAGE EN DOSE ABSORBÉE DANS L'EAU POUR LA QUALITÉ Q_0	20
3.3.	COMPARAISON AVEC LE PROTOCOLE DE DOSIMETRIE AIEA TRS N° 277.....	23
4.	ASPECTS PRATIQUES.....	26
4.1.	GÉNÉRALITÉS	26
4.2.	CONTRÔLES PRÉALABLES À LA DÉTERMINATION DE LA DOSE DANS LES CONDITIONS DE RÉFÉRENCE	26
4.3.	CORRECTIONS À APPLIQUER	27
4.4.	QUALITÉ DU FAISCEAU Q.....	29
4.5.	MILIEU DE MESURE.....	31
5.	INCERTITUDES.....	33
5.1.	LES ERREURS DE MESURE	33
5.2.	LES INCERTITUDES DE MESURE	33
5.3.	LA DÉTERMINATION DES INCERTITUDES	34
5.4.	INCERTITUDE TYPE COMPOSÉE.....	35
5.5.	INCERTITUDE ÉLARGIE.....	37
5.6.	EXPRESSION DE L'INCERTITUDE	38
	BIBLIOGRAPHIE.....	39

Rapports AIEA	Ce document	Définition
$D_{w,Q}$	$D_{eau,Q}$	Dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence, z_{ref} , dans un fantôme d'eau irradié par un faisceau de qualité Q (unité : gray, Gy)
k_{TP}	k_{TP}	Facteur de correction de la variation de la réponse de la chambre due aux effets liés à la variation de la température et de la pression dans les différentes conditions de mesure par rapport aux température et pression spécifiées par le laboratoire officiel d'étalonnage.
k_{pol}	k_{pol}	Facteur de correction de 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.
k_{Q,Q_0}	k_{Q,Q_0}	Facteur de correction de 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 celle de l'étalonnage Q_0 (noté k_Q quand $Q_0 = {}^{60}Co$)
k_s	k_{rec}	Facteur de correction de la variation de la réponse de la chambre due aux effets liés à la recombinaison des ions.
M_Q	M_Q	Réponse d'un instrument de mesure dans un faisceau de qualité Q , corrigée de toutes les influences autres que celles liées à la qualité du faisceau (unité : C, unité de lecture U.L.)
$N_{D,air}$	$N_{D,air}$	Coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'air de la cavité tel que défini dans les protocoles de dosimétrie AIEA TRS 277 (unité : Gy/C, Gy/U.L.)
$N_{D,w,Q}$	$N_{D,eau,Q}$	Coefficient d'étalonnage en terme de dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence z_{ref} , pour le faisceau de qualité Q (unité : Gy/C, Gy/U.L.)
N_K	N_{K,Q_0}	Coefficient d'étalonnage en termes de kerma dans l'air d'un instrument de mesure pour le faisceau de référence de qualité Q_0 (usuellement photons du cobalt 60) (unité : Gy/C ou Gy/U.L.)
p_{cav}	p_{cav}	Facteur de correction pour la perturbation liée à la présence de la cavité de la chambre dans le milieu, prenant principalement en compte la modification de la fluence électronique dans la cavité par rapport au milieu
p_{cel}	p_{elc}	Facteur de correction de perturbation due à l'électrode centrale.
p_{cel-gl}	p_{elc-gl}	Ce facteur prends en compte l'influence de l'électrode centrale sur les mesures dans l'air et dans l'eau. Il correspond au produit des facteurs de correction $p_{elc,Q} * k_{cel}$ donnés dans le protocole AIEA 398 ⁶

Rapports AIEA	Ce document	Définition
p_{dis}	p_{depl}	Facteur de correction due à la variation de la position du point de mesure entre les différents protocoles (AIEA TRS 277 et AIEA TRS 398)
p_{wall}	p_{paroi}	Facteur de correction pour la non équivalence à l'eau de la paroi et de la gaine d'étanchéité
p_Q	p_Q	Facteur global de correction de perturbation de la chambre d'ionisation pour les mesures dans le faisceau de qualité Q . Ce facteur inclut p_{paroi} , p_{elc} , p_{cav} et p_{depl}
Q	Q	Symbole général indiquant la qualité du faisceau. Q_0 indique la qualité du faisceau de référence utilisé pour l'étalonnage. Il est noté Q_{Co} dans le cas du cobalt 60
$s_{m,air}$	$s_{m,air,Q}$	Rapport des pouvoirs de ralentissement massiques par collision milieu/air à la profondeur du point d'intérêt pour la qualité de faisceau Q
$TPR_{20,10}$	$TPR_{20,10}$	Rapport tissu-fantôme correspondant au rapport des doses absorbées dans l'eau mesurées à 20 cm et 10 cm de profondeur dans l'eau à la distance source-détecteur de référence pour un champ de 10 cm x10 cm à ce niveau
W_{air}	$W_{air,Q}$	Energie nécessaire pour créer une paire d'ions dans l'air pour un faisceau de qualité Q (en pratique $W_{air,Q}$ est supposé constant quelque soit Q => notation admise W_{air})
z_{ref}	z_{ref}	Profondeur de référence en $g\ cm^{-2}$ pour des mesures en fantôme

Acronymes

AAPM	American Association for Medical Physics
AIEA	Agence Internationale de l'Energie Atomique
BIPM	Bureau International des Poids et Mesures
BNM	Bureau National de Métrologie
COFRAC	COmité FRançais d'ACcréditation
LCIE	Laboratoire Central des Industries Electriques
LNHB	Laboratoire National Henri Becquerel
NRCC	National Research Council of Canada
OMS	Organisation Mondiale pour la Santé
SFPM	Société Française de Physique Médicale (anciennement SFPH)

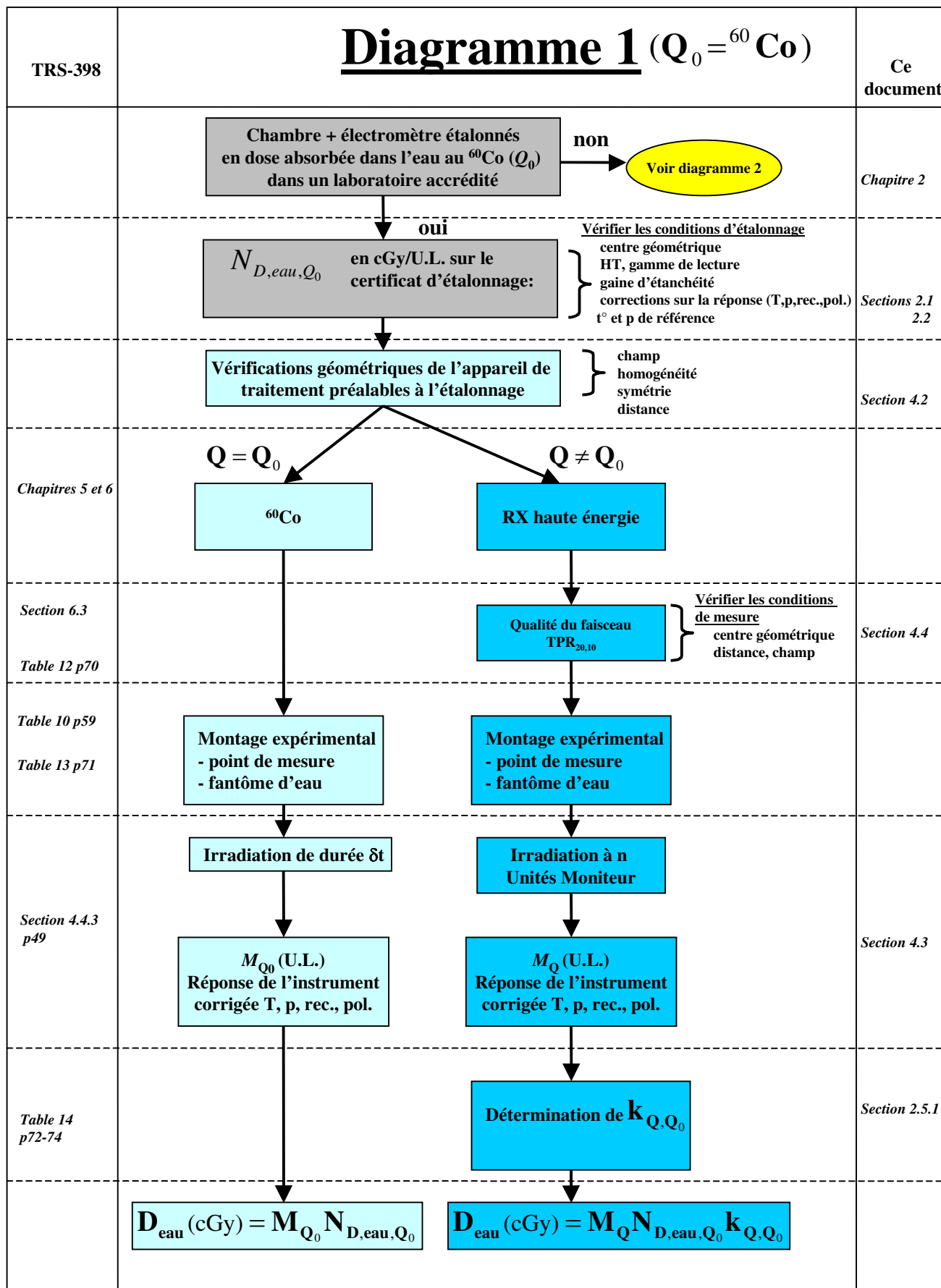
1. INTRODUCTION

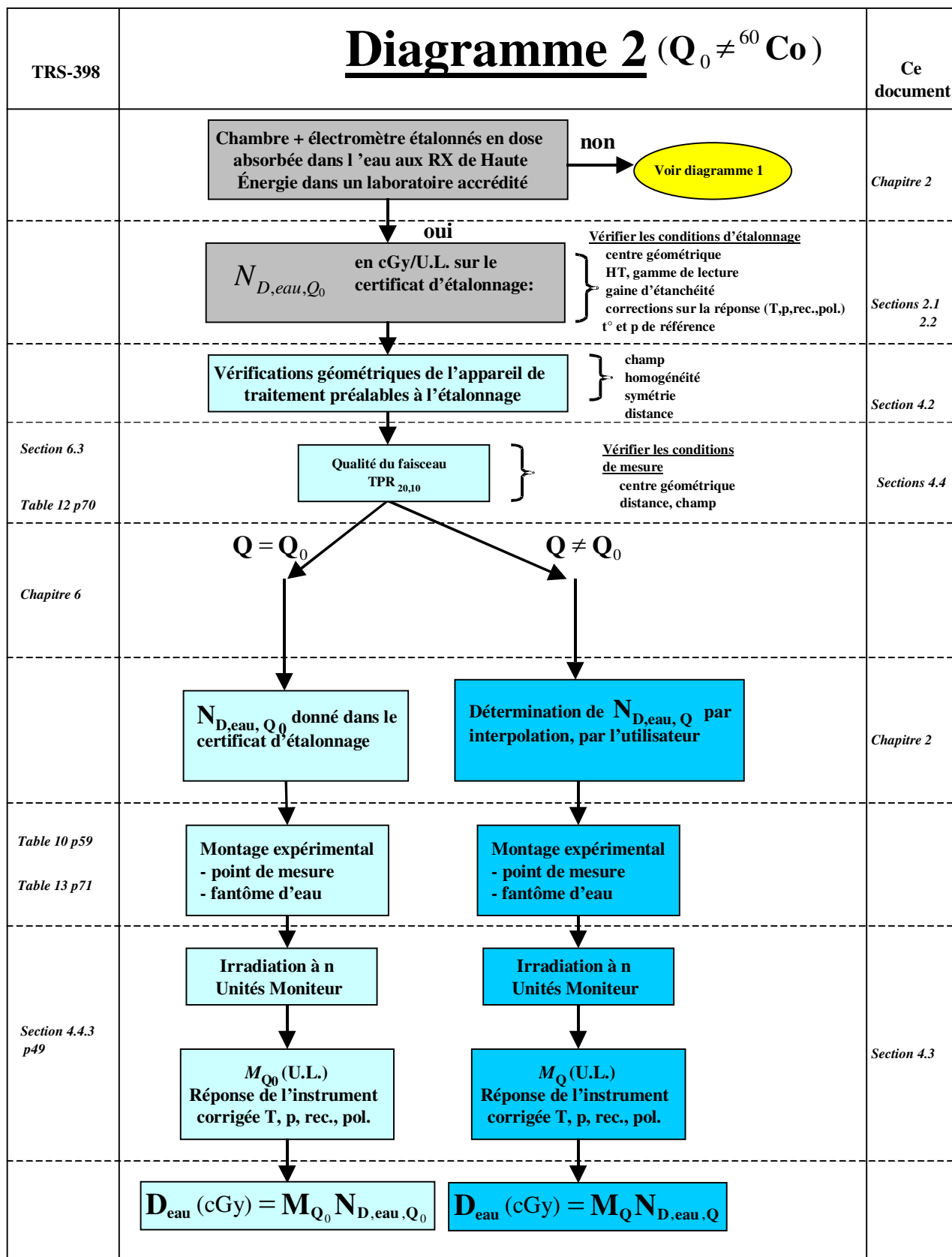
Des références métrologiques en dose absorbée dans l'eau pour les faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie ont été élaborées ces dernières années par les laboratoires nationaux d'étalonnage. Ces nouvelles références sont à l'origine de récents protocoles de dosimétrie^{2,5,6}, permettant leur transfert dans les départements de radiothérapie.

Le passage des références métrologiques en kerma dans l'air à celles en dose absorbée dans l'eau ainsi que l'application en pratique des nouvelles possibilités d'étalonnage des dosimètres dans les faisceaux de rayons X de haute énergie méritent une attention toute particulière pour maintenir la cohérence des références dosimétriques sur le site hospitalier. Dans cet objectif, un guide pratique pour l'application de ces références métrologiques a été élaboré par un groupe de réflexion SFPM, BNM - LNHB et LCIE.

Le document proposé vise à fournir des recommandations sur l'application des références métrologiques en termes de dose absorbée dans l'eau sur le site hospitalier en se référant aux conditions de leur détermination et à la mise en application du nouveau protocole de dosimétrie AIEA⁶ (TRS n° 398, 2000). Les aspects pratiques plus spécifiquement considérés sont liés au montage expérimental (point de mesure, fantôme...), aux corrections des grandeurs d'influence sur la réponse de la chambre d'ionisation, à l'influence de la gaine d'étanchéité, à l'application des facteurs de correction de qualité de faisceau et à l'exploitation de certificats d'étalonnage des dosimètres. Des fiches de mesure sont données à titre d'illustration.

Les procédures permettant de mesurer la dose absorbée dans l'eau pour les faisceaux de photons de haute énergie dans les départements de radiothérapie avec des dosimètres étalonnés en dose absorbée dans l'eau sont récapitulées dans les deux diagrammes suivants. Le premier part d'un étalonnage au cobalt 60, le second d'un étalonnage dans un autre faisceau. Aux différentes étapes, le lecteur est renvoyé aux chapitres correspondants du protocole AIEA TRS n° 398 et du présent document.





2. LES RÉFÉRENCES MÉTROLOGIQUES DES LABORATOIRES D'ÉTALONNAGE EN FRANCE

2.1. Les références métrologiques nationales

En France, les laboratoires du Bureau National de Métrologie (BNM) sont chargés de développer les références métrologiques nationales, de s'assurer de leur cohérence au niveau international et de diffuser les grandeurs concernées vers les laboratoires d'étalonnage et éventuellement directement vers les utilisateurs. En tant que laboratoire du BNM, le Laboratoire National Henri Becquerel du Commissariat à l'Energie Atomique (CEA) est chargé de remplir ces missions dans le domaine des rayonnements ionisants, et plus particulièrement celui de la dosimétrie des photons de haute énergie.

A l'heure actuelle, la France dispose, pour la radiothérapie externe réalisée par faisceaux de photons de haute énergie, de références nationales :

- en termes de kerma dans l'air pour les photons du cobalt 60
- en termes de dose absorbée dans l'eau pour les photons du cobalt 60
- en termes de dose absorbée dans l'eau pour les photons X de haute énergie (de 6 à 25 MV).

Nous présentons dans le tableau 1 ci-dessous les conditions d'établissement de ces références nationales.

2.2. Les possibilités et conditions d'étalonnage

Deux laboratoires, le LNHB et le LCIE, assurent les possibilités d'étalonnages. Ces deux laboratoires proposent des étalonnages en kerma dans l'air et/ou en dose absorbée dans l'eau pour les photons du cobalt 60, dans le cadre de leur accréditation COFRAC. Leurs références pour ces grandeurs sont raccordées aux références nationales¹⁸. Le LNHB propose également des étalonnages en dose absorbée dans l'eau pour les photons X de haute énergie. Les tableaux 2 et 3 présentent les conditions opératoires des étalonnages proposés aux utilisateurs.

Tableau 1: Valeurs et conditions d'établissement des références nationales.

Référence nationale de kerma dans l'air au cobalt 60	
Faisceau	type Alcyon horizontal (90°)
Débit de référence au 01/01/93	0,8 Gy/min
Année de création de la référence	1993
Distance source point de référence	1 m
Taille de champ (50 % de la fluence maximale)	Diamètre : 16 cm (collimateur fixe circulaire)
Date de la dernière comparaison avec le BIPM	1993
Incertitude type combinée relative (1 s)	0,38 %

Référence nationale de dose absorbée dans l'eau au cobalt 60	
Faisceau	type Alcyon horizontal (90°)
Débit de référence au 01/01/93	0,8 Gy/min
Année de création de la référence	1995
Distance source point de référence	1m
Taille de champ (50 % de la fluence maximale)	Diamètre 16 cm (collimateur fixe circulaire)
Point de référence	Profondeur : 5 cm dans une cuve de (30×30×30) cm ³ remplie d'eau
Date de la dernière comparaison avec le BIPM	1993
Incertitude type combinée relative (1 s)	0,35 %

Références nationales de dose absorbée dans l'eau pour les photons X de haute énergie	
Faisceau	Accélérateur G.E. type Saturne 43 F
Année de création des références	1998
Distance	1 m
Direction du faisceau	Horizontal (90°)
Taille de champ (50 % de la fluence maximale)	10 cm x 10 cm
Point de référence	Profondeur : 10 cm (sauf à 6 MV : 5 cm) dans une cuve de (30×30×30) cm ³ remplie d'eau
INCERTITUDE TYPE COMBINÉE RELATIVE (1 S)	1,0 %

Tableau 2: Valeurs et conditions d'étalonnage des dosimètres de radiothérapie dans les faisceaux de photons du cobalt 60 en kerma dans l'air et en dose absorbée dans l'eau.

	Kerma dans l'air au cobalt 60	
Laboratoire	LNHB	LCIE
Faisceau	Type Cirus - horizontal (90°)	horizontal (90°)
Débit à la date de création de la référence	2 Gy/min	0,4 Gy/min
Date de création de la référence	1998	1998
Distance source point de référence	0,80 m	1,40 m
Taille de champ (50 % de la fluence maximale)	10 cm x 10 cm	circulaire $\phi = 9$ cm
Incertitude type combinée relative (1 s)	0,43 %	0,45 %

	Dose absorbée dans l'eau au cobalt 60	
Laboratoire	LNHB	LCIE
Faisceau	Type Cirus - horizontal (90°)	horizontal (90°)
Débit à la date de création de la référence	2 Gy/min	0,15 Gy/min
Date de création de la référence	1998	1999
Distance source point de référence	0,80 m	1,60 m
Taille de champ (50 % de la fluence maximale)	10 cm x 10 cm	circulaire $\phi = 10$ cm
Point de référence	profondeur : 5 cm dans une cuve de (30x30x30) cm ³ remplie d'eau	profondeur : 5 cm dans une cuve de (30x30x30) cm ³ remplie d'eau
Incertitude type combinée relative (1 s)	0,48 %	0,60 %

Tableau 3: Caractéristiques des faisceaux de haute énergie utilisés pour l'étalonnage et conditions d'étalonnage des dosimètres de radiothérapie.

Appareil produisant les faisceaux	Accélérateur linéaire du BNM-LNHB Saturne 43F (G.E.) série 800		
Nature du rayonnement	Photons X de freinage		
Date de création de la référence	1998		
Qualité des faisceaux utilisés lors de l'étalonnage	6 MV	12 MV	20 MV
Indice de qualité $TPR_{20,10}$	0,675	0,749	0,784
Fréquence des impulsions (Hz)	200	150	150
Charge volumique initiale par impulsion créée dans l'air de la cavité d'une chambre d'ionisation placée au point de référence (pC/cm^3)	8,7	11	11,7
Direction du faisceau	horizontale		
Taille du champ au point de référence	10 cm × 10 cm		
Distance source point de référence	1 m		
Point de référence	Profondeur : 5 cm pour $TPR_{20,10} < 0,70$ 10 cm pour $TPR_{20,10} \geq 0,70$ dans une cuve de $(30 \times 30 \times 30) \text{ cm}^3$ remplie d'eau		
Incertitude type combinée relative (1 s)	$\cong 1,0 \%$		

2.3. Cohérence entre les laboratoires nationaux : comparaisons internationales

2.3.1. Pour les photons du cobalt 60

La mise en place des étalonnages en dose absorbée dans l'eau pour les photons du cobalt 60 a été précédée par un certain nombre d'étapes visant à assurer leur traçabilité au niveau national et international. En particulier, les références nationales du BNM-LNHB ont été comparées à celles du BIPM^{13,17}. Les résultats sont compatibles : l'écart relatif du LNHB par rapport au BIPM est de 0,3 % pour le kerma et de - 0,12 % pour la dose absorbée dans l'eau.

2.3.2. Pour les photons de haute énergie

Une comparaison bilatérale a été effectuée entre le LNHB et le NRCC en 1998. Celle-ci a mis en œuvre la détermination directe des coefficients d'étalonnage de chambres d'ionisation en termes de dose absorbée dans l'eau, $N_{D,eau,Q}$, pour deux qualités de faisceau (12, 20 MV) du LNHB et trois du NRCC (10, 20, 30 MV). Trois chambres d'ionisation de type NE 2571 ont été utilisées. Les résultats obtenus sont compatibles (écarts relatifs inférieurs à 0,3 %) ³⁹.

2.4. Incertitudes liées aux étalonnages proposés

2.4.1. Cas des certificats émis par le LNHB

Etalonnage dans un faisceau de cobalt 60

Dans les certificats d'étalonnage délivrés par le LNHB, l'incertitude relative élargie du coefficient d'étalonnage résulte de la combinaison des incertitudes relatives des mesures effectuées lors de l'étalonnage et des autres composantes. Ce calcul se déduit de la relation donnant la valeur du coefficient d'étalonnage en fonction de la réponse de l'instrument. Cette relation est donnée dans le certificat. La limite inférieure de l'incertitude relative de type A est de 0,1 %. Nous présentons ci-dessous les incertitudes minimales autorisées dans le cadre de l'accréditation COFRAC (tableaux 4 et 5).

Origine de l'incertitude	Incertitude type (%)	
	Type A	Type B
kerma dans l'air de référence		0,43
mesure de courant	0,1	
$k_{rec} \cdot k_{pol}$		0,14
mesure de t		0,1
mesure de p		0,1
Hygrométrie		0,1
mesure de la distance/positionnement		0,1
Incertitude type combinée (%)	0,50	
INCERTITUDE ÉLARGIE (k = 2) (%)	1,0	

Tableau 4: Incertitudes minimales pour les étalonnages en kerma dans l'air au cobalt 60 (LNHB).

En pratique, la reproductibilité des mesures de courant peut conduire à une incertitude de type A plus élevée. Lors des étalonnages en kerma dans l'air, la validité du coefficient d'étalonnage est vérifiée à d'autres débits. Chaque étalonnage en dose absorbée dans l'eau est associé pour contrôle à un étalonnage en kerma dans l'air. Les corrections de recombinaison et de polarité sont appliquées. Dans les conditions usuelles, le produit $k_{rec} \cdot k_{pol}$ est pris égal à 1 avec une incertitude associée. La correction d'humidité n'étant pas appliquée (conditions d'air humide) lors de l'étalonnage, l'utilisateur n'a pas à l'appliquer.

Etalonnage dans un faisceau de photons X de haute énergie

Pour les étalonnages en dose absorbée dans l'eau aux photons X de haute énergie, les différentes incertitudes élémentaires sont reportées dans le tableau 6. Les facteurs correctifs associés à la température, à la pression, à la recombinaison et à la polarité apparaissent sous forme de rapports entre ceux qui s'appliquent à la chambre de référence et ceux qui s'appliquent à la chambre à étalonner. Les incertitudes présentées correspondent à ces rapports. Le moniteur utilisé est extérieur à l'accélérateur.

Origine de l'incertitude	Incertitude type (%)	
	Type A	Type B
dose absorbée dans l'eau de référence		0,48
mesure de courant	0,1	
$k_{rec} \cdot k_{pol}$		0,14
mesure de t		0,2
mesure de p		0,2
Hygrométrie		0,2
mesure de la distance/positionnement		0,1
mesure de la profondeur de référence		0,2
Incertitude type combinée (%)		0,66
INCERTITUDE ÉLARGIE (k = 2) (%)		1,3

Tableau 5: Incertitudes minimales pour les étalonnages en dose absorbée dans l'eau au cobalt 60 (LNHB).

Origine de l'incertitude	Incertitude type (%)	
	Type A	Type B
$(D_{eau})_{ref}/L_{ref}$		1,0
mesure de courant/ L_{ref}	0,1	
k_{rec}		0,1
k_{pol}		0,2
mesure de t		0,2
mesure de p		0,2
Hygrométrie $k_H=1$		0,1
mesure de la distance/positionnement		0,1
mesure de la profondeur de référence		0,1
inhomogénéité radiale du faisceau		0,1
Incertitude type combinée (%)		1,1
INCERTITUDE ÉLARGIE (k = 2) (%)		2,2

Tableau 6: Incertitudes minimales pour les étalonnages en dose absorbée dans l'eau pour les photons X de haute énergie.

2.4.2. Cas des certificats émis par le LCIE

Dans les certificats d'étalonnage émis par le LCIE, la détermination de l'incertitude élargie relative sur le coefficient d'étalonnage est la même que celle décrite ci-dessus. Les différentes incertitudes élémentaires sont reportées dans les tableaux 7 et 8.

Origine de l'incertitude	Incertitude type (%)	
	Type A	Type B
kerma dans l'air de référence		0,45
mesure de courant	0,1	
mesure de t		0,1
mesure de p		0,1
Hygrométrie		0,1
mesure de la distance/positionnement		0,1
Incertitude type combinée (%)	0,50	
INCERTITUDE ÉLARGIE (k = 2) (%)	1,0	

Tableau 7: Incertitudes minimales pour les étalonnages en kerma dans l'air au cobalt 60 (LCIE).

Origine de l'incertitude	Incertitude type (%)	
	Type A	Type B
dose absorbée dans d'eau de référence		0,60
mesure de courant	0,1	
mesure de t		0,1
mesure de p		0,1
Hygrométrie		0,1
mesure de la distance/positionnement		0,1
mesure de la profondeur de référence		0,1
Incertitude type combinée (%)	0,65	
INCERTITUDE ÉLARGIE (k= 2) (%)	1,3	

Tableau 8: Incertitudes minimales pour les étalonnages en dose absorbée dans l'eau au cobalt 60 (LCIE).

2.5. Exploitation du certificat d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau

2.5.1. Etalonnage dans un faisceau de photons γ du cobalt 60: détermination de k_Q (diagramme 1 page 6)

Pour les photons γ du cobalt 60, les valeurs des coefficients d'étalonnage reportées dans le certificat fournis par le BNM-LNHB ou le LCIE sont directement utilisables pour l'étalonnage d'un faisceau de photons γ du cobalt 60.

Pour les autres qualités de faisceau et pour les chambres d'ionisation les plus usuelles, il est possible de déterminer (avec pour conséquence une incertitude résultante plus élevée) le facteur de qualité k_Q manquant à partir des données calculées⁷ fournies dans le protocole AIEA TRS-398 (table 14). Si la chambre de l'utilisateur n'est pas référencée dans cette table, il est impératif de demander un étalonnage dans un laboratoire.

2.5.2. Etalonnage dans un faisceau de photons X de haute énergie : détermination de $N_{D,eau,Q}$ (diagramme 2 page 7)

Pour les photons X de haute énergie, les valeurs des coefficients d'étalonnage fournis par le BNM-LNHB se présentent dans le certificat sous la forme d'un tableau (voir tableau 9 ci-dessous). Seules les valeurs reportées en caractères gras sont mesurées. Elles correspondent aux valeurs obtenues dans les faisceaux de 6, 12 et 20 MV du LNHB. Les autres valeurs, correspondant aux indices de qualité demandés par l'utilisateur, sont obtenues par interpolation en fonction du $TPR_{20,10}$.

Que faire en cas de besoin d'une autre valeur ? Il est toujours possible de demander un nouvel étalonnage ou de calculer le coefficient d'étalonnage manquant à partir de ceux qui sont déjà connus. Voici trois méthodes différentes pour effectuer ce calcul.

Appelons x le nouveau $TPR_{20,10}$ et y le nouveau coefficient $N_{D,eau,Q}$ correspondant. Les valeurs de $TPR_{20,10}$ figurant dans le certificat sont notées x_i et les valeurs correspondantes du coefficient d'étalonnage $N_{D,eau,Q}$ sont notées y_i .

- **Utilisation directe du protocole (utilisation d'un seul coefficient d'étalonnage)**

A partir des données de la table 14 du protocole AIEA⁶, on calcule par interpolation, linéaire ou non, les facteurs k_{Qi} et k_Q correspondant respectivement au $TPR_{20,10}$ le plus proche de la valeur

de x , x_i , et à x . On obtient alors y à partir du coefficient d'étalonnage y_i : $y = y_i \frac{k_Q}{k_{Qi}}$.

- **Interpolation linéaire (utilisation de deux coefficients d'étalonnage)** .

Il faut sélectionner les deux valeurs de $TPR_{20,10}$, x_j et x_k , encadrant au plus près la valeur recherchée $x_j < x < x_k$. Par interpolation linéaire, on obtient :

$$y \cong \frac{y_j(x_k - x) + y_k(x - x_j)}{(x_k - x_j)} \quad (2.1)$$

- **Interpolation non linéaire (utilisation des trois coefficients d'étalonnage).**

Il est possible d'utiliser une interpolation plus précise mais plus compliquée, en s'appuyant sur le tableau du nouveau protocole AIEA⁶ (table 14) qui donne k_Q en fonction du $TPR_{20,10}$ pour la chambre d'ionisation utilisée. Cette méthode se décompose en trois étapes.

La première étape a pour but de déterminer une forme de courbe $k_Q = f(TPR_{20,10})$ applicable au type de chambre d'ionisation considéré. Il faut ajuster à l'aide d'un logiciel approprié la courbe $k_Q = f(TPR_{20,10})$ tirée du protocole dans un domaine comprenant la nouvelle valeur de $TPR_{20,10}(x)$, ainsi que les valeurs de $TPR_{20,10}$ utilisées lors de l'étalonnage. Parmi les fonctions d'ajustement proposées, on retient la meilleure fonction résultant d'un ajustement à l'aide de trois paramètres a , b et c : $f_{abc}(TPR_{20,10})$ (la fonction pour laquelle le coefficient de corrélation r^2 est le plus proche de 1). Une fonction de ce type permet d'ajuster les coefficients d'étalonnage $N_{D,eau,Q}$ en fonction des TPR.

Lors de la deuxième étape, il faut déterminer a , b et c pour la chambre particulière étalonnée en résolvant le système de trois équations à trois inconnues $(N_{D,eau,Q})_i = f_{abc}(TPR_i)$ avec les couples $(TPR_i, (N_{D,eau,Q})_i)$ correspondant aux valeurs mesurées au LNHB.

La troisième étape consiste à calculer les coefficients d'étalonnage recherchés. La fonction f_{abc} semi-expérimentale ainsi déterminée, il ne reste plus qu'à l'appliquer au $TPR_{20,10}$ recherché : $y = f_{abc}(x)$.

L'exemple suivant illustre ces différentes méthodes. On cherche le coefficient d'étalonnage pour $TPR_{20,10} = 0,73$, à partir des données du tableau 9.

- La première méthode nécessite de connaître k_Q pour des $TPR_{20,10}$ de 0,749 et de 0,73. Supposons que $k_Q = 0,985$, 0,981 et 0,976 pour des $TPR_{20,10}$ de 0,72, 0,74 et 0,76. Par interpolation linéaire, les k_Q recherchés sont : 0,979 et 0,983. Nous obtenons donc :

$$N_{D,eau,Q} \cong 5,046 \cdot 10^{-2} \frac{0,983}{0,979} \text{ Gy/nC} = 5,067 \cdot 10^{-2} \text{ Gy/nC}$$

- Par la deuxième méthode, nous obtenons :

$$N_{D,eau,Q} \cong \frac{5,107(0,749 - 0,73) + 5,046(0,73 - 0,68)}{(0,749 - 0,68)} \cdot 10^{-2} \text{ Gy/nC} = 5,063 \cdot 10^{-2} \text{ Gy/nC}$$

- La troisième méthode, à partir de la fonction $f_{abc}(x)$ obtenue à partir de la relation : $\ln(y) = a + bx \ln(x) + cx / \ln(x)$ ($r^2 = 0,9994$) ajustant $k_Q = f(TPR_{20,10})$ pour la chambre « Perfect Instrument », donne $N_{D,eau,Q} = 5,067 \cdot 10^{-2} \text{ Gy/nC}$.

La troisième méthode est la plus précise mais également la plus complexe à mettre en œuvre. Lorsque la chambre d'ionisation à étalonner figure dans le protocole AIEA⁶, cette méthode est utilisée au LNHB pour déterminer les coefficients d'étalonnage pour les qualités de faisceaux demandées.

L'utilisation de la première ou de la deuxième méthode n'entraîne ici qu'une différence inférieure à 0,1 %. Cependant, si la chambre d'ionisation s'avère particulière (différente de la chambre idéale utilisée pour les calculs de k_Q), la première méthode, qui ne fait appel qu'à un seul point d'étalonnage, serait la plus mauvaise.

Pour des raisons de simplicité et de sécurité, la deuxième méthode semble recommandable. Elle n'est cependant applicable qu'en interpolation (encadrement de l'indice de qualité) et non en extrapolation (une seule borne inférieure ou supérieure présente). Pour extrapoler les coefficients d'étalonnage, il vaut mieux utiliser la troisième méthode. La première méthode, quoique utilisable,

est risquée surtout en extrapolant à des $TPR_{20,10}$ plus grands (variation importante de la courbe $k_Q = f(TPR_{20,10})$).

Date des mesures : 01 / 01 / 2000				
Opérateur : M. Astreinte				
Chambre d'ionisation : Perfect Instrument n° 109+1				
Système d'étanchéité : gaine d'étanchéité n° 23bis				
Electromètre : Surtension n° 789456123 (-300 V)				
Qualité du faisceau (TPR_{10}^{20})	Gamme	Unité de lecture	$N_{D,eau,Q}$ (Gy par unité de lecture)	$\frac{U(N_{D,eau,Q})}{N_{D,eau,Q}}$ (%, $k = 2$)
0,675	universal	nC	$5,11 \cdot 10^{-2}$	2,1
0,749	universal	nC	$5,05 \cdot 10^{-2}$	2,1
0,784	universal	nC	$5,00 \cdot 10^{-2}$	2,2
0,63	universal	nC	$5,13 \cdot 10^{-2}$	2,2
0,68	universal	nC	$5,11 \cdot 10^{-2}$	2,2
0,79	universal	nC	$4,98 \cdot 10^{-2}$	2,2

Tableau 9: Résultats d'étalonnage et incertitudes relatives élargies associées tels qu'ils se présentent dans les certificats du LNHB pour les faisceaux de photons X de haute énergie.

3. LES METHODES D'ETALONNAGE PROPOSEES POUR L'UTILISATEUR

En pratique clinique, la détermination de la dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de photons de haute énergie de qualité Q repose sur la réponse d'une chambre d'ionisation étalonnée dans un laboratoire d'étalonnage accrédité (en France, LNHB ou LCIE). A ce jour, deux démarches sont offertes à l'utilisateur selon que l'ensemble de mesure, constitué de la chambre d'ionisation et de l'électromètre associé, est étalonné par le laboratoire accrédité:

- soit en termes de kerma dans l'air dans un faisceau de référence de photons γ du ^{60}Co ,
- soit en termes de dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de référence de photons (γ du ^{60}Co ou X de freinage de qualité Q_0).

Si le type de chambre d'ionisation utilisé n'est pas encore inclus dans le protocole, il faut faire étalonner le dosimètre aux qualités désirées par un laboratoire d'étalonnage.

3.1. PREMIERE METHODE : utilisation du coefficient d'étalonnage en kerma dans l'air dans un faisceau de photons γ du Cobalt 60

La première démarche se base sur l'utilisation du coefficient d'étalonnage en terme de kerma dans l'air fourni par le laboratoire d'étalonnage. C'est l'approche proposée par les anciens protocoles de dosimétrie^{1,3,16}.

3.1.1. Définition du coefficient d'étalonnage

$$N_{K,Co} = \frac{K_{air,Co}}{M_{Q,Co}} \quad (\text{en cGy/U. L.}) \quad (3.3-1)$$

avec :

$K_{air,Co}$: valeur de référence du kerma dans l'air, dans le faisceau de référence de photons γ du ^{60}Co du laboratoire d'étalonnage, au point de centrage de la chambre d'ionisation, en l'absence de celle-ci (cGy). Il s'agit de la valeur du kerma dans l'air déterminée pour une durée Δt d'irradiation donnée.

$M_{Q,Co}$: réponse de l'instrument de mesure corrigée pour l'influence des conditions atmosphériques T, p, H, l'effet de polarité, la perte de charge par recombinaison,...(en unités de lecture U.L.). En France, la correction relative à l'humidité n'étant pas appliquée par les laboratoires d'étalonnage (étalonnage dans les conditions d'air humide), elle ne doit pas non plus être appliquée par les utilisateurs dans les conditions usuelles.

$M_{Q,Co}$ représente le résultat de la mesure obtenue pendant la même durée d'irradiation Δt avec la chambre d'ionisation placée au point de centrage sur l'axe du faisceau de référence de photons γ du ^{60}Co du laboratoire d'étalonnage. La chambre, placée dans l'air, est recouverte de son capuchon permettant d'assurer les conditions d'équilibre électronique (figure 1). Le même capuchon doit être utilisé lors de l'étalonnage et lors des mesures.

La valeur de $N_{K,Co}$ est rapportée aux conditions atmosphériques : $t_0=20\text{ }^\circ\text{C}$ et $p_0=101,325\text{ kPa}$.

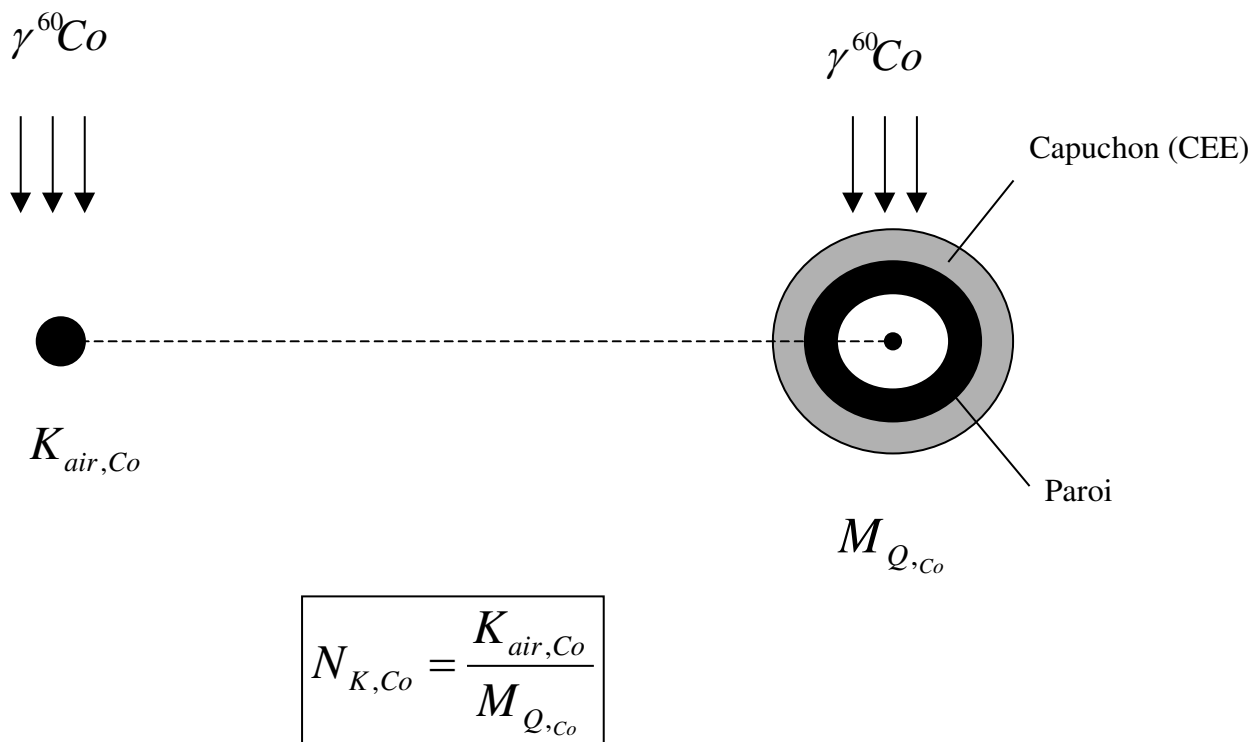


Figure 1: Coefficient d'étalonnage en kerma dans l'air dans un faisceau de photons du cobalt 60

3.1.2. Application à la dosimétrie en clinique

Le passage à la dose absorbée dans l'eau dans le faisceau de l'utilisateur (qualité Q) s'effectue par application des recommandations données dans le protocole de dosimétrie AIEA TRS n° 277³.

Dans cette démarche, la chambre d'ionisation est placée dans l'eau de telle sorte que le centre géométrique de la cavité soit à une profondeur dans l'eau égale à la profondeur de référence (z_{ref}) augmentée du déplacement (d_r) (voir figure 3 - 1^{ère} démarche). L'indice * ci dessous fait référence à ces conditions de mesure.

La relation générale entre la réponse corrigée (M_Q^*) (voir aussi §3.3.1) de la chambre d'ionisation et la dose absorbée dans l'eau ($D_{eau,Q}$), à la profondeur de référence z_{ref} s'écrit

$$D_{eau,Q} = M_Q^* \cdot N_{KCo} \cdot (1-g) \cdot k_{attCo} \cdot k_{mCo} \cdot k_{elcCo} \cdot S_{eauairQ} \cdot P_Q^* \quad (3.3-2)$$

avec :

g : fraction de l'énergie des électrons secondaires perdue par rayonnement de freinage dans l'air ($g = 0,003$ pour les photons γ du ^{60}Co)

$k_{att,Co}$: facteur corrigeant de l'atténuation et de la diffusion des photons dans la paroi et le capuchon de la chambre pour les photons du ^{60}Co .

$k_{m, Co}$: facteur corrigeant de la non équivalence à l'air de la paroi et du capuchon de la chambre.

$k_{elc, Co}$: facteur prenant en compte la perturbation due à l'électrode centrale pour la mesure dans l'air au ^{60}Co . Ce facteur est introduit dans le protocole AIEA 398⁶ (en annexe 1 p165)

$s_{eau,air,Q}$: rapport des pouvoirs de ralentissement massique par collision eau/air pour la qualité Q du faisceau, à la profondeur du point d'intérêt.

p_Q^* : facteur de correction de perturbation englobant la prise en compte des corrections suivantes :

- $p_{paroi,Q}$: non-équivalence de la paroi de la chambre à l'eau pour la qualité Q,
- $p_{cav,Q}$: différence de diffusion des électrons entre l'air de la cavité de la chambre et le volume d'eau, qui est remplacé par l'air de la cavité, pour la qualité Q,
- $p_{elc,Q}$: l'influence de l'électrode centrale pour la qualité Q. Ce facteur prend en compte l'influence de l'électrode centrale sur les mesures dans l'eau. Dans le protocole AIEA 277 le produit de $p_{elc,Q} * k_{elc, Co}$ est dénommé p_{cel} (p167 TRS 398) et le produit $p_{cav,Q} * p_{paroi,Q}$ est noté p_u .

La valeur du déplacement radial (d_r) recommandée pour une chambre cylindrique irradiée dans un faisceau de photons d'énergie supérieure ou égale à 1MeV est 0,6 fois le rayon de la cavité ($0,6 \times r$) dans la 2^{ème} édition du protocole AIEA TRS n° 277^{3b}.

3.2. SECONDE METHODE : utilisation du coefficient d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q_0

La seconde démarche repose sur l'utilisation d'un coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau fourni par le laboratoire d'étalonnage pour la qualité Q_0 ²². La qualité Q_0 du faisceau de référence peut être :

- soit celle d'un faisceau de photons γ du cobalt 60,
- soit celle d'un faisceau de photons X de freinage disponible dans le laboratoire d'étalonnage.

C'est l'approche proposée par les protocoles de dosimétrie les plus récents^{2,4,5}, et en particulier par le protocole AIEA TRS n° 398⁶.

3.2.1. Définition du coefficient d'étalonnage

Le coefficient d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau s'exprime par la relation (figure 2) :

$$N_{D,eau,Q_0} = \frac{D_{eau,Q_0}}{M_{Q_0}} \quad (\text{en cGy/U.L.}) \quad (3.3-3)$$

avec :

D_{eau,Q_0} : valeur de référence de la dose absorbée dans l'eau dans le faisceau de référence de photons γ du ^{60}Co ou de photons X (qualité Q_0), au point de centrage de la chambre d'ionisation, en l'absence de celle-ci (cGy). Il s'agit de la valeur de la dose absorbée dans l'eau déterminée dans l'eau à la profondeur de référence z_{ref} pour une irradiation à un nombre donné n d'unités moniteur (unité de temps pour le ^{60}Co , unité moniteur pour les photons X).

M_{Q_0} : lecture corrigée de l'instrument de mesure pour l'influence des conditions atmosphériques T, p, H, l'effet de polarité, les pertes de charge par recombinaison....(en unité de lecture U.L.).

Il s'agit du résultat de la mesure obtenue pendant l'irradiation avec le même nombre d'unités moniteur n , le centre géométrique de la cavité de la chambre d'ionisation étant placé à la profondeur de référence z_{ref} . En France, la correction relative à l'humidité n'étant pas appliquée par les laboratoires d'étalonnage (étalonnage dans les conditions d'air humide), elle ne doit pas non plus être appliquée par les utilisateurs dans les conditions usuelles

La profondeur z_{ref} est celle recommandée dans les protocoles de dosimétrie publiés par l'AIEA^{3,6}.

Si la chambre est non étanche, elle doit être recouverte de la gaine d'étanchéité qui sera ensuite utilisée pour les mesures dans le faisceau de l'utilisateur.

La valeur de N_{D,eau,Q_0} est généralement rapportée aux conditions atmosphériques $t_0 = 20\text{ °C}$ et $p_0 = 101,325\text{ kPa}$.

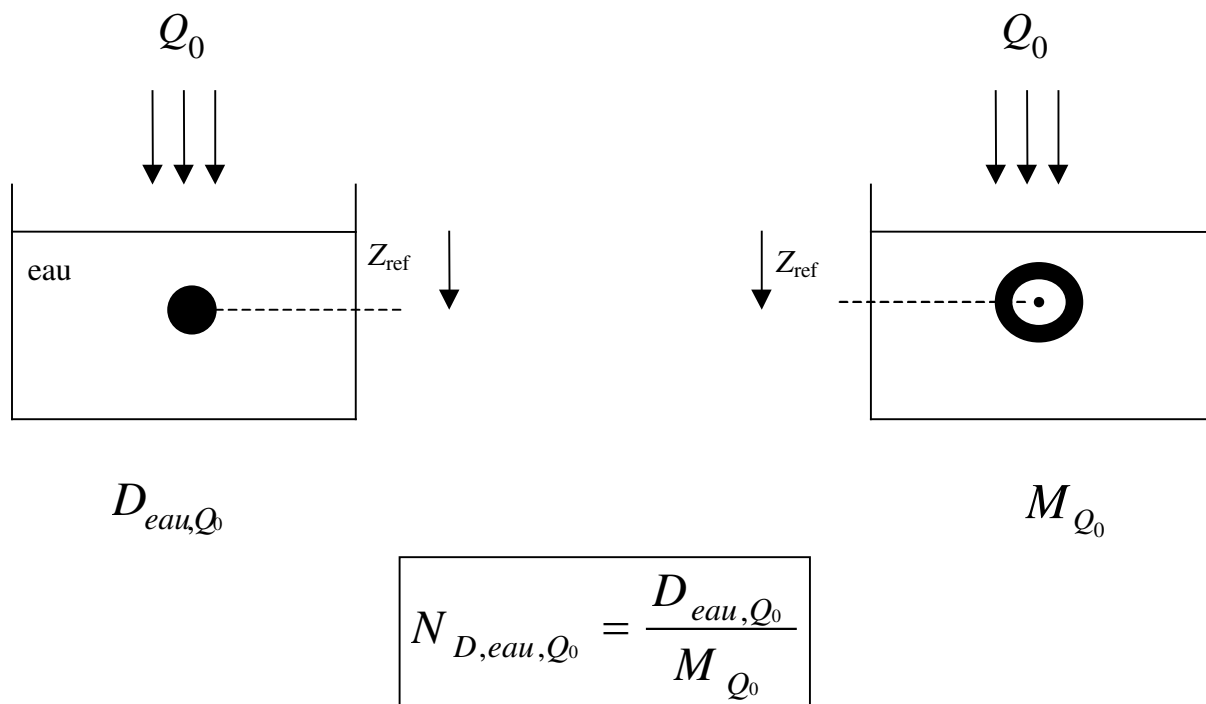


Figure 2: Coefficient d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau pour un faisceau de photons de qualité Q_0

3.2.2. Application à la dosimétrie en clinique

La détermination de la dose absorbée dans l'eau à la profondeur de référence z_{ref} dans un faisceau de photons de haute énergie de qualité Q se déduit de l'étalonnage de la chambre d'ionisation au laboratoire d'étalonnage en termes de dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q , selon la relation²⁶

$$D_{\text{eau},Q} = M_Q \cdot N_{D,\text{eau},Q} \quad (3.3)$$

dans laquelle M_Q représente la réponse de la chaîne de mesure (chambre d'ionisation et électromètre associé) corrigée des grandeurs d'influence (température, pression, polarité, recombinaison...),

$N_{D,\text{eau},Q}$ est le coefficient d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q avec le centre géométrique de la chambre placé à la profondeur de référence z_{ref} (figure 3).

L'avantage principal de cette méthode est que $N_{D,\text{eau},Q}$ étant fourni directement par le laboratoire d'étalonnage, est donné avec une plus grande précision que s'il était dérivé par une série d'étapes successives du coefficient d'étalonnage en kerma dans l'air au ^{60}Co ($N_{K,\text{Co}}$) comme c'est le cas dans la démarche précédente.

La relation (3.3) s'applique directement lorsque la qualité du faisceau de l'utilisateur et celle utilisée pour l'étalonnage sont les mêmes. C'est le cas notamment pour le cobalt 60 (figure 3).

Il est cependant possible de se référer à l'étalonnage réalisé dans un faisceau de qualité Q_0 (par exemple ^{60}Co), en appliquant au coefficient d'étalonnage N_{D,eau,Q_0} la correction nécessaire. La démarche proposée est d'utiliser le coefficient d'étalonnage N_{D,eau,Q_0} en y associant le "**facteur de qualité**" k_{Q,Q_0} corrigeant les différences des qualités des faisceaux de l'utilisateur (Q) et de l'étalonnage (Q_0)^{5,6,7,25,31,33}.

$$D_{\text{eau},Q} = M_Q \cdot N_{D,\text{eau},Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} \quad (3.4)$$

Le facteur de qualité k_{Q,Q_0} pour la chambre utilisée est défini comme le rapport du coefficient d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau obtenu dans le faisceau de qualité Q à celui obtenu dans le faisceau de qualité Q_0 .

Sa valeur devrait être, de préférence, déterminée expérimentalement en comparant les réponses de la chambre d'ionisation dans différentes qualités de faisceaux de photons, par rapport aux valeurs de référence de dose absorbée dans ces mêmes qualités de faisceau.

Cette détermination expérimentale de k_{Q,Q_0} peut être fournie par certains laboratoires nationaux (LNHB) ayant à leur disposition des faisceaux de photons de différentes qualités, qu'ils ont caractérisés en dose absorbée dans l'eau (voir section 2.5).

Le facteur k_{Q,Q_0} dépend du type de chambre utilisé et de la qualité du faisceau.

Plusieurs avantages peuvent être associés au concept de k_{Q,Q_0} . Ce facteur englobe l'ensemble des facteurs de correction appliqués dans les protocoles de dosimétrie usuels, ce qui permet de simplifier l'application à la dosimétrie en clinique en minimisant le nombre d'étapes. En outre, ce facteur, correspondant à une correction relativement faible pour les photons et pouvant être mesuré

avec précision par les laboratoires ayant à leur disposition des faisceaux de photons de haute énergie, une réduction des incertitudes sur la détermination de la dose absorbée dans l'eau est attendue^{7,33}.

3.3. COMPARAISON AVEC LE PROTOCOLE DE DOSIMETRIE AIEA TRS n° 277

3.3.1. Relation $N_{K,Co}$ - $N_{D,eau,Q}$

➤ L'application du protocole AIEA TRS n° 277³, basé sur l'étalonnage d'un instrument en termes de kerma dans l'air pour les photons du ⁶⁰Co permet d'exprimer la dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q de la façon suivante :

$$D_{eau,Q} = M_Q^* \cdot N_{D,air} \cdot s_{eau,air,Q} \cdot P_Q^* \quad (3.6)$$

avec
$$N_{D,air} = N_{K,Co} \cdot (1-g) \cdot k_{m,Co} \cdot k_{att,Co} \cdot k_{elc,Co} \quad (3.7)$$

- $P_Q^* = P_{paroi,Q} \cdot P_{cav,Q} \cdot P_{elc,Q}$

(P_Q^* n'inclut pas le facteur de correction de déplacement P_{depl} .)

- M_Q^* , réponse de la chambre corrigée de l'influence de la température, pression, recombinaison, polarité...

Le centre géométrique de la chambre est placé à la profondeur d'eau $z_{ref} + d_r$ (d_r : déplacement radial) (figure 3)

➤ Dans la démarche basée sur l'étalonnage du même instrument en termes de dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q , le *centre géométrique de la cavité étant placé à la profondeur de référence z_{ref}* , la dose absorbée dans l'eau pour la qualité Q s'exprime par la relation (3.4) (figure 3):

$$D_{eau,Q} = M_Q \cdot N_{D,eau,Q} \quad (3.8)$$

$$\text{avec } M_Q = M_Q^* \frac{1}{P_{depl,Q}}$$

En combinant les relations 3.1 à 3.7, et en considérant que $P_Q = P_Q^* \cdot P_{depl,Q}$, on obtient la relation suivante entre les coefficients d'étalonnage $N_{D,eau,Q}$ et $N_{K,Co}$:

$$N_{D,eau,Q} = N_{D,eau,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0} = N_{K,Co} \cdot (1-g) \cdot k_{m,Co} \cdot k_{att,Co} \cdot k_{elc,Co} \cdot s_{eau,air,Q} \cdot P_Q \quad (3.9)$$

Dans cette expression, P_Q englobe le facteur de correction de perturbation P_Q^* et le facteur de correction de déplacement $P_{depl,Q}$ pour la qualité Q , introduit pour tenir compte du

positionnement différent du centre géométrique de la chambre entre les recommandations du protocole AIEA TRS n° 277 ($z_{\text{ref}} + d_r$) et les conditions adoptées par les laboratoires d'étalonnage accrédités¹⁴ et par les nouveaux protocoles dosimétriques^{2,6} pour la détermination de $N_{D,\text{eau},Q}(z_{\text{ref}})$.

3.3.2. Validation expérimentale

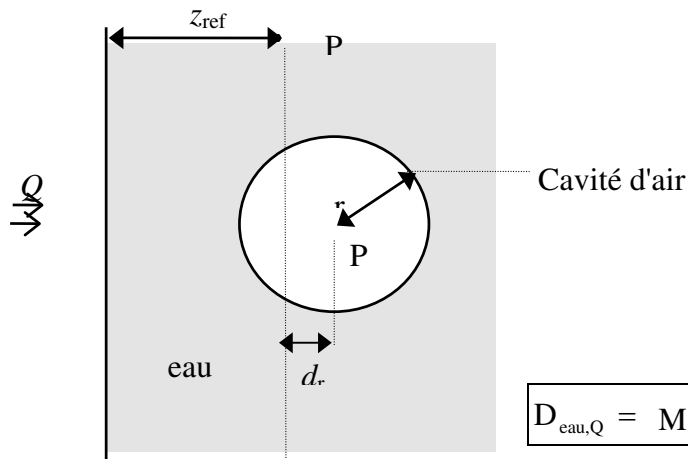
Le tableau suivant présente les facteurs de qualité k_Q , mesurés ou calculés à partir de différentes sources, pour le modèle de chambre d'ionisation qui a donné lieu, jusqu'à présent, au plus grand nombre d'étalonnages en faisceaux de haute énergie au LNHB: la chambre PTW M31003. La valeur présentée dans la colonne « LNHB 98 » correspond à la moyenne de huit chambres d'ionisation différentes étalonnées à partir des références du LNHB établies en 1998. L'écart-type sur la moyenne est de 0,2 %. Les valeurs calculées à partir du protocole AIEA TRS n° 277 ont été corrigées du point effectif de mesure (p_{depl}).

TPR _{20,10}	LNHB 98	AIEA 277	AIEA 398	Rapport LNHB 98/AIEA 398
0,675	0,987	0,989	0,991	0,996
0,749	0,972	0,974	0,978	0,994
0,784	0,961	0,963	0,967	0,994

Tableau 10: Comparaison de valeurs de k_Q , mesurées à l'aide des références du BNM-LNHB ou fournies par les protocoles AIEA TRS 277 et 398 pour la chambre de type PTW M31003

PHOTONS DE HAUTE ENERGIE

1ère DEMARCHE : UTILISATION DU COEFFICIENT D'ETALONNAGE EN KERMA DANS L'AIR ($N_{K,Co}$) ET APPLICATION DU PROTOCOLE DE DOSIMETRIE AIEA 277/1987



→ cavité de la chambre centrée à la profondeur ($z_{ref} + d_r$)

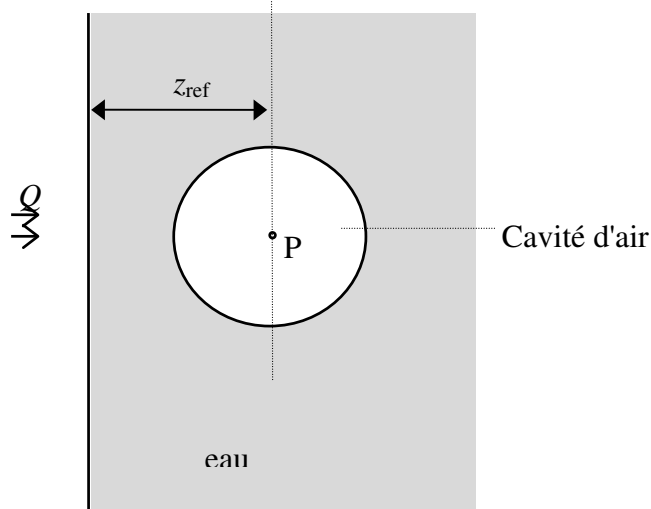
z_{ref} : profondeur de référence

d_r : déplacement radial

→ Dose absorbée dans l'eau à la profondeur z_{ref} :

$$D_{eau,Q} = M_Q^* \cdot N_{K,Co} \cdot (1-g) \cdot k_{m,Co} \cdot k_{att,Co} \cdot k_{elc,Co} \cdot s_{eau,air,Q} \cdot p_Q^*$$

2ème DEMARCHE : UTILISATION DU COEFFICIENT D'ETALONNAGE EN DOSE DANS L'EAU POUR LA QUALITE Q ($N_{D,eau,Q}$) :



→ cavité de la chambre centrée à la profondeur z_{ref} :

→ Dose absorbée dans l'eau à la profondeur z_{ref} :

$$D_{eau,Q} = M_Q \cdot N_{D,eau,Q}$$

ou $D_{eau,Q} = M_Q \cdot N_{D,eau,Q_0} \cdot k_{Q,Q_0}$

Figure 3: Comparaison des deux démarches d'étalonnage possibles

4. ASPECTS PRATIQUES

4.1. Généralités

La détermination de la dose absorbée dans les conditions de référence consiste, en pratique, à établir le rapport entre la dose absorbée dans l'eau dans des conditions de référence et la réponse du moniteur de l'appareil de traitement. Ce rapport s'exprime en cGy/min pour les appareils de cobalt 60 et en cGy/Unité Moniteur pour les accélérateurs (chambre moniteur).

Cette opération consiste en un étalonnage du moniteur. Elle doit être effectuée pour chaque qualité de faisceau de traitement au moins une fois par an et après toute intervention sur l'appareil de traitement pouvant entraîner une modification de la valeur de la dose de référence par unité moniteur. Ces interventions concernent bien entendu les changements de source de cobalt 60, mais également toute révision, modification ou changement de pièces susceptibles de modifier les performances de la machine.

La détermination de la dose absorbée dans l'eau repose sur l'utilisation d'un instrument de référence (chambre d'ionisation + électronique associée) dans un fantôme (eau) et sur l'application de procédures, décrites dans les protocoles de dosimétrie^{1,2,3,6}.

Il est conseillé de choisir la chambre de référence parmi les modèles pris en compte dans les protocoles, en particulier, pour les photons de haute énergie, parmi ceux figurant dans le tableau 14 du protocole AIEA TRS n° 398. Dans le cas contraire, il est impératif de faire étalonner la chambre dans un laboratoire d'étalonnage accrédité, et ce, dans des faisceaux de qualités les plus proches possibles de celles qui sont utilisées.

Un soin tout particulier doit être apporté pour obtenir le niveau de précision requis sur la dose. Il importe, dans cet objectif, que les procédures recommandées dans ces protocoles soient suivies scrupuleusement et, qu'en particulier, des contrôles soient effectués à chaque étape.

4.2. Contrôles préalables à la détermination de la dose dans les conditions de référence

Dans le cadre des contrôles à effectuer avant toute mesure de la dose de référence, il faut rappeler les points suivants :

- La détermination de la dose dans les conditions de référence représente l'opération dosimétrique ultime avant la mise en traitement des malades. Sa réalisation nécessite avant tout que les performances de l'appareil de traitement répondent aux exigences d'une réalisation correcte du traitement et qu'elles soient conformes au cahier des charges. Ceci implique que des contrôles préalables aient été effectués sur les différents paramètres de la machine (sécurité, caractéristiques mécaniques et géométriques, homogénéité et symétrie des champs d'irradiation, qualité des faisceaux, reproductibilité et linéarité du moniteur, minuterie,...). Les tests à effectuer, les tolérances admises et les fréquences de vérification sont reportés dans des protocoles et recommandations^{1-6,16,30,36,37,41}.
- L'instrument de référence devra avoir été préalablement testé (fonctionnement, linéarité, répétabilité et reproductibilité de la réponse,...). Il devra préférentiellement être mis sous tension, au moins 2 heures avant d'effectuer les mesures. Le courant de fuite de l'instrument, en l'absence d'irradiation, devra être testé avant et après toute série de mesures. Sa valeur ne doit pas excéder 0,5 % du courant d'ionisation mesuré pour la plus petite valeur du débit de dose à

mesurer. Les courants parasites, éventuellement produits dans le manche de la chambre, devront être évalués⁴.

- L'instrument de référence devra être étalonné dans un laboratoire accrédité, au moins tous les trois ans (Journal Officiel arrêté du 23 Avril 1969 modifié par l'arrêté du 10 Octobre 1977, article 13) et après chaque réparation. Pour l'utilisation dans les faisceaux de photons γ du ^{60}Co et dans les faisceaux X de photons de haute énergie (accélérateurs), cet étalonnage est généralement réalisé en termes de kerma dans l'air dans un faisceau étalonné de photons γ du ^{60}Co , ou en termes de dose absorbée dans l'eau dans un faisceau de photons γ du ^{60}Co et/ou dans un faisceau de photons X de haute énergie (BNM-LNHB). Avant et après chaque étalonnage dans un laboratoire accrédité, la réponse de l'instrument de mesure devra être testée avec une source de ^{90}Sr et/ou dans un faisceau de photons γ du ^{60}Co de l'utilisateur. Ce test de constance devra être effectué régulièrement, et avant chaque étalonnage d'un faisceau de l'utilisateur.
- Les instruments de mesures des conditions atmosphériques (T, p, H) et en particulier les baromètres et thermomètres auxquels l'utilisateur se réfère pour déduire les corrections T, p à appliquer sur la réponse de la chambre sont à tester par comparaison à des appareils de haute précision. La fréquence minimale recommandée est de une fois par an¹⁹.
- L'alignement du fantôme sous l'appareil de traitement, la position de la chambre dans le fantôme et la géométrie d'irradiation nécessitent également une attention toute particulière. **Le positionnement de la chambre dans le fantôme d'eau de l'utilisateur doit être conforme à celui ayant été utilisé lors de la détermination de $N_{D,eau,Q}$ par le laboratoire d'étalonnage, c'est-à-dire, usuellement, en faisant coïncider le centre géométrique de la cavité avec la profondeur de référence utilisée par le laboratoire d'étalonnage.** La profondeur de référence recommandée actuellement est 5 cm ou 10 cm selon la qualité du faisceau^{3,6}. Dans ces conditions, la dose absorbée dans l'eau se rapportera à un point situé dans l'eau à cette profondeur de référence en l'absence de chambre.
Il convient de noter que cette démarche diffère des recommandations des protocoles de dosimétrie basés sur l'utilisation de $N_{K,Co}$ ^{1,3} qui préconisent, pour une détermination de la dose dans l'eau à la profondeur de référence, de placer le centre géométrique de la cavité à la profondeur de référence augmentée du déplacement radial (d_r) (figure 3). Dans l'édition révisée du protocole AIEA 277^{3b}, une valeur de d_r égale à 0,6 r (r : rayon de la cavité) est recommandée pour les chambres cylindriques préférentiellement aux valeurs de 0,5 r et 0,75 r publiées dans la version initiale de 1987^{3a} (meilleur accord avec l'expérience).
- Juste avant toute mesure de la dose de référence, il importe de s'assurer du fonctionnement correct de l'appareil de traitement par vérification des différentes sécurités et indications reportées sur le pupitre (symétrie, dose, débit de dose pour accélérateur, énergie).

4.3. Corrections à appliquer

4.3.1. Corrections de température, de pression et d'humidité

Les certificats d'étalonnage indiquent les valeurs de température et de pression auxquelles il faut reporter les mesures expérimentales. Certains certificats d'étalonnages accompagnant la livraison d'une chambre d'ionisation (provenant d'Amérique du nord en particulier) peuvent indiquer une température de référence différente de 20 °C.

La température est mesurée dans l'eau de la cuve.

Le volume d'air des chambres étanches doit évidemment être en contact avec l'air ambiant (la mise en équilibre se faisant en général par l'intermédiaire de la gaine contenant le câblage).

Si des chambres non étanches sont utilisées avec des gaines élastiques souples additionnelles et si le volume de la cavité est alors isolé de l'extérieur, il faudra s'assurer que le fantôme d'eau est à la température de la salle de traitement où est réalisé le montage expérimental.

L'utilisateur doit s'assurer qu'il travaille dans des conditions normales d'hygrométrie (humidité relative comprise entre 20 et 80%) correspondant aux conditions rencontrées dans les laboratoires d'étalonnage, auquel cas aucune correction n'est à appliquer à la réponse de la chambre.

4.3.2. Gaine d'étanchéité

Quand les chambres ne sont pas étanches, le protocole AIEA TRS 398⁶ recommande l'utilisation d'une gaine en PMMA d'épaisseur ≤ 1 mm, usinée pour que la lame d'air entre la paroi de la chambre et la gaine soit comprise entre 0,1 et 0,3 mm afin de permettre au volume de gaz de la cavité d'atteindre une valeur d'équilibre liée à la température de l'eau et à la pression ambiante en une dizaine de minutes. Une attente d'un quart d'heure avant toute mesure apparaît être le minimum raisonnable.

Cette solution est préférée à celle d'une gaine souple si la composition de cette dernière n'est pas connue.

La gaine utilisée doit être la même lors de l'étalonnage par le laboratoire accrédité et lors de l'utilisation sur le site. Un changement de gaine d'étanchéité pourrait induire une erreur sur la dose mesurée pouvant ne pas être négligeable^{23,35}. ROSS and SHORTT³⁵ rapportent que, dans un faisceau de photons X de 20 MV, des différences sur la réponse d'une chambre NE 2571 pouvant atteindre 0,8 % ont été mises en évidence entre l'utilisation d'une gaine de lucite de 1 mm et celle d'une gaine de caoutchouc fournie par CAPINTEC (composition trop élevée en chlore, problème de densité électronique).

Dans tous les cas, l'utilisation de talc pour faciliter le montage expérimental est à proscrire.

4.3.3. Polarité et recombinaison

Avant d'appliquer ces corrections, l'utilisateur devra préalablement s'assurer de la manière dont ont été pris en compte l'effet de polarité et l'effet de recombinaison lors de l'étalonnage de la chambre (voir AIEA TRS-398 p50-56). Pour la chambre d'ionisation utilisée à la même tension que lors de l'étalonnage, il faut appliquer la même correction de polarité, voire la même correction de recombinaison si le débit est identique.

4.3.3.1. Correction de polarité k_{pol}

L'utilisation de tensions de collection de polarités opposées influe sur la mesure. Il faut donc appliquer à la mesure un facteur correctif k_{pol} obtenu en effectuant la moyenne des mesures M_+ et M_- avec les deux polarités opposées :

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2|M|} \quad (4.4-1)$$

où M_+ et M_- représentent les réponses de l'instrument de mesure pour des valeurs de tension appliquée identiques mais de signe opposé et M représente la réponse de l'instrument de mesure pour la polarité de la tension appliquée (supposée être la même que celle utilisée lors de l'étalonnage). Le changement de polarité entre les mesures nécessite d'attendre la stabilisation de la chaîne de mesure.

Dans les faisceaux de photons de haute énergie, l'effet de polarité est généralement négligeable ainsi que sa variation avec la qualité du faisceau. Toutefois il est recommandé de toujours le vérifier.

4.3.3.2. Correction de recombinaison k_{rec}

Dans une chambre d'ionisation, les pertes de charges collectées dues à la recombinaison des ions dans la cavité nécessitent d'appliquer à la mesure un facteur correctif k_{rec} . Cet effet dépend de la géométrie de la chambre, de la tension de collection appliquée et de la densité volumique des charges produites par le rayonnement. Il s'agit donc de déterminer l'efficacité de collection de la chambre, c'est-à-dire le rapport du nombre d'ions collectés à celui des ions produits par l'irradiation dans la cavité de la chambre.

Dans le cas de faisceaux pulsés et/ou balayés, le débit de dose durant un pulse est relativement élevé, par conséquent, la recombinaison peut être significative. Pour prendre en compte ce phénomène, il est recommandé d'utiliser comme dans les protocoles de dosimétrie AIEA TRS n° 277³ et TRS n° 398⁶, la méthode des deux tensions. Dans le cas d'une mesure à la tension V_1 , le facteur correctif s'exprime comme suit :

$$k_{rec} = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (4.4-2)$$

où M_1 et M_2 représentent les charges collectées pour les tensions appliquées V_1 et V_2 avec un rapport V_1 / V_2 supérieur ou égal à 3 si possible. Les coefficients a_i du polynôme sont donnés dans le tableau 9 du protocole AIEA TRS n°398⁶.

Lors de l'étalonnage, si les corrections de recombinaison et de polarité n'ont pas été appliquées, le coefficient d'étalonnage N_{D,eau,Q_0} n'est valable que dans les conditions d'étalonnage et, en particulier, pour la tension appliquée lors de celui-ci.

4.4. Qualité du faisceau Q

4.4.1. Définition

L'indice de qualité Q d'un faisceau de photons est le Rapport Tissu Fantôme, $TPR_{20,10}$. Il est défini comme le rapport entre les valeurs mesurées à 20 cm et 10 cm de profondeur dans un fantôme d'eau pour une taille de champ de 10 cm x 10 cm à la distance source détecteur de référence. (voir figure 4)

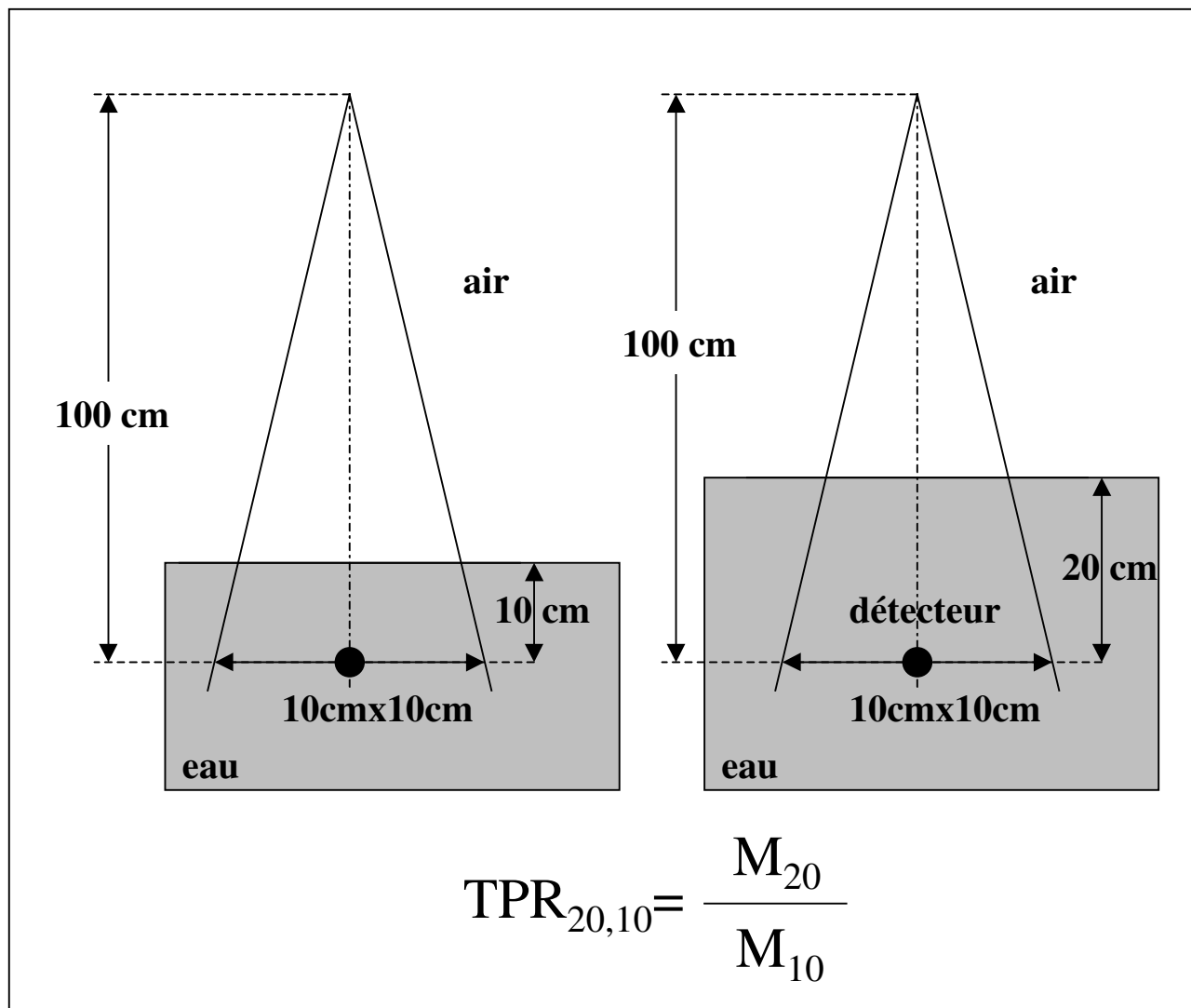


Figure 4: Schéma des conditions d'obtention de l'indice de qualité $TPR_{20,10}$

4.4.2. Mesure

Il est recommandé d'effectuer la mesure de l'indice de qualité $TPR_{20,10}$ à l'aide d'une chambre d'ionisation cylindrique à une distance source point de mesure constante, généralement 100cm pour les faisceaux de photons produits par les accélérateurs, dans un fantôme d'eau.

Si la chambre est cylindrique, elle est placée de telle manière que son axe de révolution soit perpendiculaire à l'axe du faisceau. Le centre géométrique du volume sensible est le point de mesure⁶. Il est placé sur l'axe du faisceau à une distance de 100 cm de la source.

La taille du champ d'irradiation est de 10 cm x 10 cm. Elle est définie dans un plan perpendiculaire à l'axe du faisceau passant par le point de mesure(figure 4).

Les lectures doivent être corrigées de la recombinaison si celle-ci est différente entre 10 et 20 cm de profondeur d'eau.

4.4.3. Commentaires

L'indice de qualité $TPR_{20,10}$ est un paramètre simple qui permet de décrire ce faisceau avec peu d'ambiguïtés. De plus, certaines des incertitudes liées à sa mesure peuvent être considérées comme négligeables. De ce fait, elles n'auront que peu d'influence sur la détermination des valeurs dépendant de la qualité du faisceau qui interviennent dans le formalisme utilisé. En effet, le $TPR_{20,10}$ étant un rapport mesuré à une distance constante, une erreur sur celle-ci n'a pas d'incidence sur sa valeur. Les profondeurs de mesure sont également situées au-delà de la zone d'influence de la contamination électronique et ne sont donc pas affectées par ce phénomène.

4.4.4. Utilisation de l'indice de qualité dans le formalisme en dose absorbée dans l'eau

Au laboratoire d'étalonnage, le coefficient d'étalonnage N_{D,eau,Q_0} est donné pour les qualités de faisceau Q_0 disponibles dans ce laboratoire. Elles ne sont pas nécessairement identiques aux qualités de faisceau Q de l'utilisateur. Il est donc nécessaire d'exploiter au mieux les données fournies sur le certificat d'étalonnage afin de déterminer $N_{D,eau,Q}$. Plusieurs méthodes sont proposées dans ce document pour déterminer avec une précision acceptable la valeur de $N_{D,eau,Q}$ (cf. section 2.5).

4.5. Milieu de mesure

L'eau est le milieu de mesure de référence recommandé par les protocoles de dosimétrie¹⁻⁶.

4.5.1. Précautions dans l'utilisation de milieux solides

Des milieux solides comme le polystyrène blanc, le plexiglas, peuvent faciliter le montage expérimental, mais l'exploitation des mesures pour la spécification de la dose absorbée dans l'eau passe par un calcul de la dose dans le milieu de mesure⁹.

L'utilisation de ces milieux solides peut être utile pour confirmer un étalonnage ou en tester la reproductibilité dans le temps ou après une intervention majeure sur l'appareil de traitement. **En aucun cas**, on ne doit substituer ces milieux au fantôme d'eau pour l'étalonnage du faisceau de photons en dose absorbée dans l'eau, qui permet d'obtenir la valeur de référence pour les calculs du nombre d'unités moniteur en pratique clinique.

Il n'apparaît pas de relations simples permettant d'appliquer un coefficient d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau à une mesure dans un autre milieu. Les protocoles indiquent clairement que l'eau doit être utilisée comme milieu de mesure de référence.

4.5.2. Détermination expérimentale des doses relatives en profondeur sur l'axe du faisceau

La détermination expérimentale des courbes de RTA, RTM, rendement en profondeur et RTP à l'aide d'une chambre d'ionisation doit être effectuée en plaçant le point effectif de mesure de

la cavité de la chambre à la profondeur de mesure z et non au centre géométrique de la cavité utilisé pour l'étalonnage des faisceaux dans les conditions de référence.

Pour les faisceaux de photons de haute énergie, le point effectif de mesure est considéré comme étant situé en amont du centre géométrique de la cavité d'une distance égale à 0,6 fois le rayon de la cavité^{3b} pour les chambres cylindriques et sur la face interne de l'électrode d'entrée pour les chambres plates à faces parallèles.

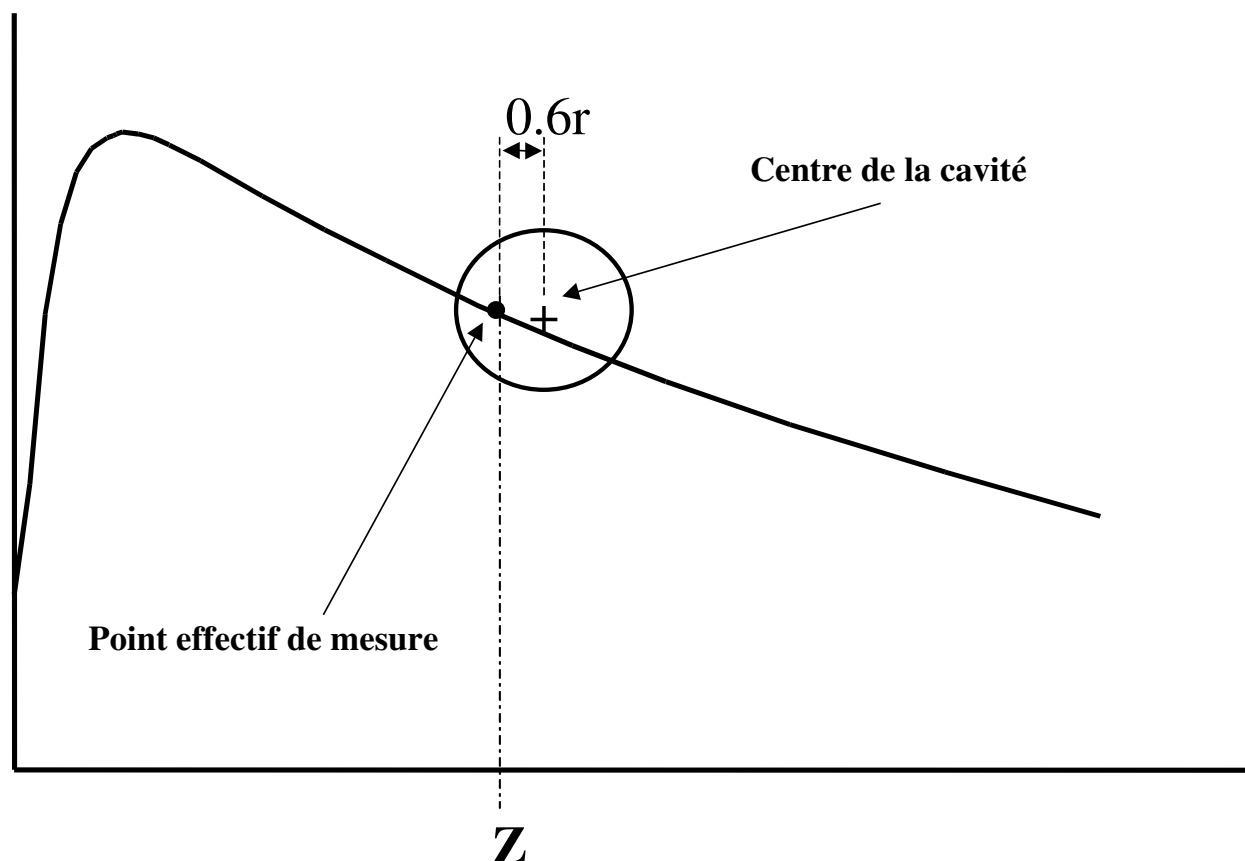


Figure 5: détermination expérimentale des variations relatives de la dose en profondeur sur l'axe du faisceau

Pour assurer la cohérence des données dosimétriques entre elles, les variations relatives de la dose en profondeur seront normalisées à la dose déterminée à la profondeur de référence z_{ref} recommandée par le protocole AIEA TRS 398⁶, soit à 5 cm ou 10 cm selon la qualité du faisceau. Par exemple, la dose relative à la profondeur z sera égale à $D_z(P_{\text{eff}})/D_{z_{\text{ref}}}(P_{\text{eff}})$. Dans les faisceaux de photons de haute énergie dans lesquels la variation du spectre en énergie avec la profondeur et, en conséquence, les variations du rapport des pouvoirs de ralentissement massiques eau/air et du facteur de correction de perturbation, peuvent être considérées comme négligeables, les rapports des doses relatives dans l'eau peuvent être prises égales, en première approximation, au rapport des réponses de l'instrument de mesure aux mêmes profondeurs. L'utilisation du point effectif de mesure pour la détermination expérimentale des courbes de variation de la dose en profondeur permet de mieux prendre en compte l'augmentation relative de la dose aux faibles profondeurs inférieures à celle de la dose maximale.

5. INCERTITUDES

Le protocole AIEA TRS n° 398 (section 1.5 et appendice IV)⁶ fait explicitement référence au Guide ISO pour l'expression des incertitudes de mesures²⁷. Ce guide a été transformé depuis son édition en norme européenne²⁹. On peut en trouver ci-dessous un abrégé.

Le résultat d'un mesurage a trois composantes :

la valeur obtenue, qui est une approximation ou une estimation de la valeur du **mesurande** (grandeur particulière à mesurer)

l'unité de mesure dans laquelle est exprimée cette valeur

l'incertitude sur ce résultat.

L'incertitude, c'est le doute que l'on a sur la validité d'un résultat. Lui attribuer une valeur permet

- de quantifier la qualité du résultat du mesurage,
- de vérifier que des résultats peuvent être conformes à une loi physique,
- de se prononcer sur la compatibilité de plusieurs résultats,
- d'avoir une information suffisante en vue d'une prise de décision.

5.1. Les erreurs de mesure

Distinguons tout de suite les notions d'erreur et d'incertitude. On rappelle quelques définitions.

L'erreur absolue de mesure, c'est le résultat de mesure moins la valeur (conventionnellement) vraie de la grandeur mesurée. On appellera **erreur relative**, le rapport de l'erreur absolue à la valeur conventionnellement vraie de la grandeur mesurée.

Remarque : l'erreur est un concept idéal car elle ne peut être connue exactement.

L'erreur aléatoire est la composante de l'erreur qui varie de façon imprévisible lors de plusieurs mesurages du même mesurande.

Remarque : on ne peut pas s'affranchir de l'erreur aléatoire par l'application d'une correction.

Pour un instrument de mesure, c'est l'erreur de **fidélité**.

L'erreur systématique est la composante de l'erreur de mesure qui reste constante, ou varie de façon prévisible lors de plusieurs mesurages du même mesurande.

Remarque : on doit rechercher les erreurs systématiques et leurs causes ; une correction peut alors être appliquée. Pour un instrument de mesure, c'est l'erreur de **justesse**.

5.2. Les incertitudes de mesure

Même lorsque toutes les composantes des erreurs connues ou suspectées ont été évaluées, et que les corrections appropriées ont été appliquées, il reste encore une incertitude sur la valeur du résultat obtenu.

L'incertitude est un paramètre associé au résultat de mesure, qui caractérise la dispersion des valeurs qui pourraient être raisonnablement attribuées au mesurande. On appellera **incertitude relative**, le rapport de l'incertitude à la valeur absolue du résultat de mesure.

L'incertitude comprend en général **deux composantes A et B** qui diffèrent par la façon de les évaluer. Elles sont toutes les deux basées sur des distributions de probabilité et **quantifiées par des écarts-types**, alors appelés **incertitudes-types**.

- **L'incertitude de type A** s'obtient à partir de l'analyse statistique d'une série d'observations, c'est-à-dire à partir d'une *fonction de densité de probabilité* dérivée d'une *distribution en fréquence observée*.
- **L'incertitude de type B** s'obtient par tout autre moyen, à partir d'une fonction de densité de probabilité **supposée**.

Une fois obtenues, ces incertitudes-types sont traitées de façon identique, qu'elles soient de type A ou de type B.

Remarque : dans certains cas, on peut supposer l'existence d'une correction que l'on ne sait pas évaluer, on lui donne alors une valeur nulle (ce qui correspond à un *facteur de correction* égal à 1); il ne faut pas pour autant oublier de lui attribuer une incertitude (de type B).

Font partie intégrante de la notion d'incertitude les concepts de **répétabilité** et de **reproductibilité** rappelés ci-dessous.

La répétabilité des résultats de mesurage est l'étroitesse de l'accord entre les résultats de mesurages successifs du même mesurande, mesurages effectués dans la totalité des mêmes conditions de mesure (*conditions de répétabilité*). Ces conditions comprennent le mode opératoire, l'observateur, l'instrument de mesure et ses conditions d'utilisation, le lieu, le temps (courte période)... La répétabilité peut s'exprimer quantitativement à l'aide des caractéristiques de dispersion des résultats (écarts-types).

En excluant les effets du caractère intrinsèquement aléatoire de certains phénomènes (comme la radioactivité) sur les grandeurs à mesurer, les variations entre observations répétées sont supposées se produire parce que les **grandeurs d'influence** qui peuvent affecter le résultat de mesure ne sont pas maintenues parfaitement constantes.

La reproductibilité des résultats de mesurage est l'étroitesse de l'accord entre les résultats de mesurage du même mesurande, mesurages effectués en faisant varier les conditions de mesure. Elle peut s'exprimer quantitativement à l'aide des caractéristiques de dispersion des résultats (écarts-types).

5.3. La détermination des incertitudes

5.3.1. Estimation des incertitudes de type A

Les incertitudes de type A sont estimées à partir d'une série répétée d'observations en se fondant sur la distribution statistique des résultats.

L'incertitude-type est donnée par l'estimateur $s(x)$, écart-type expérimental pour la série des n résultats x_i

$$s(x) = \sqrt{\frac{\sum_{i=1,n} (x_i - \bar{x})^2}{n-1}} \quad (5.5-1)$$

Lorsqu'un résultat est la moyenne arithmétique de n observations indépendantes répétées, l'incertitude-type sur la moyenne est donnée par l'estimateur $s(\bar{x})$, écart-type expérimental de la moyenne

$$s(\bar{x}) = \frac{s(x)}{\sqrt{n}} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1,n} (x_i - \bar{x})^2}{n(n-1)}} \quad (5.5-2)$$

Remarque : il est très important de préciser dans la présentation de résultats de mesurage si l'écart-type mentionné porte sur la distribution ou sur la moyenne des résultats.

5.3.2. Estimation des incertitudes de type B

Les incertitudes de type B sont évaluées par un **jugement scientifique** basé sur l'ensemble des informations disponibles concernant la variation des paramètres de la mesure. Ces informations peuvent inclure

- des données de mesures antérieures,
- l'expérience et la connaissance du comportement et des propriétés des instruments et matériels utilisés,
- les spécifications des fabricants,
- des données fournies dans les certificats d'étalonnage ou dans d'autres certificats,
- les incertitudes assignées à des données de référence extraites de tables ou manuels.

La validité de cette évaluation repose en grande partie sur **le savoir-faire et l'expérience de l'opérateur**.

Le cas le plus fréquent est de ne pouvoir estimer que les limites extrêmes $x+a$ et $x-a$ des valeurs que peut prendre la grandeur X , avec une probabilité quasiment nulle de les trouver en dehors, et sans connaître la distribution des valeurs possibles à l'intérieur de ces limites. On suppose alors que cette distribution est *rectangulaire* (ou uniforme). Dans ces conditions, on donne à X la valeur x , et l'incertitude type associée $u(x)$ est égale à $a/\sqrt{3}$.

Lorsqu'une valeur est tirée d'un certificat d'étalonnage, de spécifications ou de toute autre source dans laquelle l'incertitude est présentée comme un multiple de l'écart-type, l'incertitude type à adopter est l'incertitude mentionnée divisée par le facteur multiplicatif (voir ci-dessous le *facteur d'élargissement*).

5.4. Incertitude type composée

Dans de nombreux cas, un mesurande Y n'est pas mesuré directement mais il est déterminé à partir de N autres grandeurs X_1, X_2, \dots, X_N au moyen d'une relation fonctionnelle f

$$Y = f(X_1, X_2, \dots, X_N).$$

X_1, X_2, \dots, X_N sont appelées *grandeurs d'entrée* et Y *grandeur de sortie*.

L'incertitude type de y , où y est le résultat de la mesure de Y , est nommée **incertitude type composée**, elle s'écrit $u_c(y)$. Elle s'obtient par une composition appropriée des incertitudes types des estimations des grandeurs d'entrée, x_1, x_2, \dots, x_N , fondée sur un développement en série de Taylor du premier ordre de $f(X_1, X_2, \dots, X_N)$. Cette composition exprime la *loi de propagation de l'incertitude*. On peut écrire

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i) + 2 \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{j=i+1}^N \frac{\partial f}{\partial x_i} \frac{\partial f}{\partial x_j} u(x_i, x_j)}. \quad (5.5-3)$$

- $\frac{\partial f}{\partial x_i}$ est la dérivée partielle de f par rapport à x_i (parfois appelée coefficient de sensibilité).
- $u(x_i)$ est une incertitude type estimée de type A ou évaluée de type B.
- $u(x_i, x_j)$ est la covariance estimée associée à x_i et x_j . Cette covariance peut s'écrire $u(x_i) \cdot u(x_j) \cdot r(x_i, x_j)$, avec $r(x_i, x_j)$ le *coefficient de corrélation* de x_i et x_j . $r(x_i, x_j)$ est compris entre -1 et +1.
- $r(x_i, x_j)$ est nul si x_i et x_j sont indépendants (non corrélés).

Si toutes les grandeurs d'entrée sont non corrélées, l'expression de $u_c(y)$ se simplifie

$$u_c(y) = \sqrt{\sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial f}{\partial x_i} \right)^2 u^2(x_i)}. \quad (5.5-4)$$

On présente ci-dessous quelques applications de cette relation :

- **Somme et/ou différence** : $Y = X_1 + X_2 - X_3$

$$u_c(y) = \sqrt{u^2(x_1) + u^2(x_2) + u^2(x_3)} \quad (5.5-5)$$

- **Produit et/ou quotient** : $Y = \frac{X_1 \cdot X_2}{X_3}$

$$\frac{u_c(y)}{y} = \sqrt{\frac{u^2(x_1)}{x_1^2} + \frac{u^2(x_2)}{x_2^2} + \frac{u^2(x_3)}{x_3^2}} \quad (5.5-6)$$

- **Ecart-type de la moyenne estimée** : $Y = \bar{X} = \frac{X_1 + X_2 + X_3 + \dots + X_n}{n}$

La grandeur de sortie est la moyenne arithmétique des n grandeurs d'entrée (X_1, \dots, X_n). Celles-ci sont les résultats de n observations répétées et indépendantes obtenues dans les mêmes conditions de mesure (*conditions de répétabilité*).

$$u(\bar{x}) = \frac{1}{n} \sqrt{u^2(x_1) + u^2(x_2) + \dots + u^2(x_n)} \quad (5.5-7)$$

Les conditions de répétabilité impliquent que $u(x_1) = u(x_2) = \dots = u(x_n)$

$$u(\bar{x}) = \frac{1}{n} \sqrt{n \cdot u^2(x_i)} \quad (5-8)$$

$$u(\bar{x}) = \frac{u(x_i)}{\sqrt{n}} \quad (5.5-9)$$

5.5. Incertitude élargie

Pour satisfaire aux besoins de certaines applications commerciales, industrielles ou réglementaires, ainsi qu'aux exigences dans le domaine de la santé et de la sécurité, une **incertitude élargie** U peut être obtenue en multipliant l'incertitude type composée par un **facteur d'élargissement** k .

L'utilité de U est de fournir, autour du résultat y , un intervalle $(y-U, y+U)$ à l'intérieur duquel on suppose que se situe une large fraction de la distribution des valeurs qui peuvent être raisonnablement attribuées au mesurande.

Le choix de k , qui est généralement compris entre 2 et 3, dépend du *niveau de confiance* que l'on veut attribuer à cet intervalle.

Remarques à propos du niveau de confiance et du facteur d'élargissement

- L'expression *niveau de confiance* ci-dessus n'est pas à prendre selon la définition précise introduite en statistique, mais dans un sens plus général. On ne peut parler de niveau de confiance au sens statistique que pour les incertitudes de type A dont on connaît la loi de distribution. Le *niveau de confiance* associé à un *intervalle de confiance* est la valeur de la probabilité de trouver la valeur vraie de la grandeur mesurée dans cet intervalle.
- Lorsque les hypothèses de validité du « théorème central limite » sont à peu près satisfaites, **en particulier si l'incertitude type composée n'est pas dominée par une composante de type B fondée sur quelques observations seulement, ou par une composante de type B fondée sur une loi rectangulaire supposée**, on peut utiliser en première approximation comme facteur d'élargissement k_p , donnant un intervalle correspondant au niveau de confiance p , **une valeur provenant de la loi normale**.

Par exemple : $k_p = 1$ pour $p = 68,27 \%$,
 $k_p = 2$ pour $p = 95,45 \%$,
 $k_p = 3$ pour $p = 99,73 \%$.

Pour améliorer cette approximation, il faut faire appel à la loi de *Student* (loi de t) et à la notion de degrés de liberté.

Exemple : Les certificats d'étalonnage des laboratoires accrédités par le COFRAC (Comité français d'accréditation) présentent les coefficients d'étalonnage avec une incertitude élargie dont le facteur d'élargissement k est pris égal à 2.

5.6. Expression de l'incertitude

La règle concernant le nombre de chiffres significatifs d'un résultat est la suivante : l'erreur d'arrondissement commise sur la grandeur doit être **inférieure au dixième de l'incertitude associée**.

Il est en général suffisant d'utiliser **deux chiffres** pour l'incertitude.

La manière d'exprimer l'**incertitude type** est indiquée à l'aide de l'exemple suivant :

« $m = 100,021\ 47$ g avec une incertitude type $u = 0,35$ mg »

ou « $m = 100,021\ 47$ (35) g ».

La manière d'exprimer l'**incertitude élargie** est indiquée à l'aide du même exemple :

« $m = (100,021\ 47 \pm 0,000\ 70)$ g avec une incertitude type u de 0,35 mg et un facteur d'élargissement $k = 2$ ».

L'incertitude peut aussi s'exprimer de manière **relative** de la façon suivante :

« A à $1/n$ près en valeur relative »

ou « A à $x\ %$ près »,

en précisant qu'il s'agit d'une incertitude type relative ou d'une incertitude élargie relative (dont il faut donner le facteur d'élargissement).

Conseil : Plus on donne de détails sur la façon d'obtenir l'incertitude, plus l'utilisateur du résultat peut en tirer profit, sans risque d'interprétation erronée.

BIBLIOGRAPHIE

- 1** AAPM, 1983, A protocol for the determination of absorbed dose from high energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 10, 741-771.
- 2** AAPM, 1999, AAPM's TG51 protocol for clinical reference dosimetry of high energy photon and electron beams. *Med. Phys.* 26 (9), 1847-1870.
- 3a** AIEA, 1987, Absorbed dose determination in photon and electron beams : an international code of practice, Technical Report Series n° 277, AIEA, Vienna.
- 3b** AIEA, 1997, Absorbed dose determination in photon and electron Beams : an international code of practice, Technical Report Series n° 277, AIEA, Vienna.
- 4** AIEA, 1994, Calibration of dosimeters used in radiotherapy. A manual sponsored by the IAEA and WHO, Technical Reports Series n° 374, AIEA, Vienna
- 5** AIEA, 1997, The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams . An international code of practice, Technical Report Series n° 381, Vienna.
- 6** AIEA 2000, Absorbed dose determination in external beam radiotherapy : An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water, Technical Report Series n° 398, Vienna.
- 7** ANDREO P., 1992, Absorbed dose beam quality factors for the dosimetry of high-energy photon beams. *Phys. Med.Biol.*, Vol. 37, n° 12, 2189-2211.
- 8** ANDREO P., 1993, The status of high energy photon and electron beam dosimetry five years after the implementation of the AIEA code of practice in the nordic countries, *Acta Oncologica*, Vol. 32, n° 5, 483-500
- 9** BEAUDRE A., BAUDRE A., KHODRI M., 1993, Problèmes posés pour la détermination de la dose absorbée dans l'eau à partir de mesures effectuées dans des fantômes plastiques équivalent eau. Acte du 32^{ème} congrès SFPH. POITIERS 1993.
- 10** BJARNGARD BENGT E., 1992, High-energy X-ray beam calibrations using scaling. *Med. Phys.*, vol. 19, n°1, 195-198.
- 11** BLANC D., BRIDIER A., CHAVAUDRA J., SABATTIER R., 1993, La métrologie des rayonnements en milieu hospitalier. Quelle philosophie ? 6ème Congrès de Métrologie . LILLE (Octobre 1993). *Comptes rendus du Congrès* , 218-223.
- 12** BOUTILLON M., COURSEY B.M., HOHLFELD K., OWEN B., RODGERS D.W.O., 1993, Comparison of primary water absorbed dose standards. *Measurement assurance in dosimetry Proc.*, AIEA-SM-330/48., AIEA, Vienna.
- 13** BOUTILLON M. et PERROCHE A.M., 1995, A brief outlook at absorbed dose measurements in the ⁶⁰Co field, *Nucl. Instr. and Meth. A* 361, 338-341

- 14** BRIDIER A., 1998, Considérations sur l'application des références métrologiques en dose dans l'eau à la détermination de la dose de l'eau par chambre d'ionisation dans les faisceaux de photons de haute énergie utilisés en radiothérapie - Actes du XXXVII congrès de la SFPH - Dijon 3-4-5 Juin 1998 - PP.417.427 et Physica Medica, Vol.XIV, N2 abstract p.91, April-June 1998
- 15** CCEMRI, 1985, Comité Consultatif pour les étalons de mesure des rayonnements ionisants (section I). Report to the Comité International des Poids et Mesures (SC Ellis. Rapporteur)-8th Meeting CCEMRI (I) BIPM. Pavillon de Breteuil, Sèvres, France.
- 16** CFMRI, 1987, Recommandations pour la mesure de la dose absorbée en radiothérapie dans les faisceaux de photons et d'électrons d'énergie comprise entre 1 MeV et 50 MeV. Rapport n° 2 - Vol. 9 Ed. CHIRON-BNM, Paris
- 17** CHAUVENET B. et al., 1995, Comparaison des étalons de kerma dans l'air et de dose absorbée dans l'eau du BNM-LPRI et du BIPM pour les photons gamma du cobalt 60, Bulletin du BNM n° 101 25-36
- 18** CHAUVENET B., OSTROWSKY A., LEROY E., 1998, Comparaison COFRAC inter laboratoire de kerma dans l'air et de dose absorbée dans l'eau pour les photons du cobalt 60, Bulletin du BNM n° 112, 35-40.
- 19** CHAVAUDRA J., 1992, Assurance et contrôle de qualité dans radiothérapie oncologique. Chap 01.1.5.B. J.P. LEBOURGEOIS, J.CHAVAUDRA, F.ESCHWEGE. Ed. Hermann, pp 142-160.
- 20** Commission Electrotechnique Internationale.
Publication 601-1-1977. Sécurité des appareils électro-médicaux,
Publication 601-2-11-1987. Appareils électro-médicaux, équipement de gamma thérapie,
Publication 601-2-1-1981. Sécurité des appareils électro-médicaux, règles particulières pour les accélérateurs médicaux d'électrons dans la gamme de 1 à 50 MeV.
- 21** DELAUNAY F., OSTROWSKY A., BALTES D., CHARTIER M., LEROY E. and CHAUVENET B., 1997, Comparison of transfer procedures in terms of absorbed dose to water from Cobalt 60 to high energy X-ray beams. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (Sept. 1997 - NICE) Abstract n°171-0S1-04 in Medical and Biological Engineering and Computing, Vol 35, n° 2, p. 1088
- 22** DELAUNAY F., BALTES D., CHARTIER M., OSTROWSKY A., LEROY E. and CHAUVENET B., 1998, Références dosimétriques nationales pour les photons X de haute énergie - Actes du XXVII congrès de la SFPM- Dijon 3-4-5 Juin 1998 PP.411 à 415 et Physica Medica, Vol XIV, N°2, abstract p. 90, April-June 1998.
- 23** FERREIRA I., BRIDIER A., BEAUDRE A., CELI J.C, MOBIT P., CHAVAUDRA J. and DE ALMEIDA C.E., 1997, Determination of perturbations produced in detectors irradiated in photon and electron beams. World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering. Sept. 1997 - NICE. Abstract n° 132-052-04 in Medical and Biological Engineering and Computing, Vol. 35, Part 2, p. 879.
- 24** GUERRA A.S., LAITANO R.F. and PIMPINELLA M., 1995, Experimental determination of the beam quality dependence factor, k_Q , for ionization chambers used in photon and electron dosimetry. Phys. Med. Biol., 40, 1177-1190.

- 25** HOHLFELD K., 1988, The standard DIN 6800 : Procedures for absorbed dose determination in radiology by the ionization method (AIEA-SM-298/31). Dosimetry in radiotherapy, Vol. I, AIEA, Vienna, 13-22
- 26** HOHLFELD K., 1996, Testing of the AIEA Code : Absorbed dose determination at Co-60 gamma radiation - Proceedings of a Consultants Meeting held in Vienna, Dec. 1992 - AIEA - TECDOC- 897, 37-46, Vienna.
- 27** ISO, 1993, Guide to the expression of uncertainty in measurement, ISO, Genève
- 28** JOHANSSON K.A., MATTSSON L.O., LINDBORG L. and SVENSSON H., 1988, Absorbed dose determination with chambers in electron and photon beams having energies between 1 and 50 MeV (AIEA-SM-222/35). National and International Standardization of Radiation Dosimetry. (Proc. Symp. Atlanta, 1977). Vol. 2, AIEA, Vienna;, 243-270.
- 29** Norme NF ENV 13005, 1999, Guide pour l'expression de l'incertitude de mesure, AFNOR
- 30** Normes françaises:
 NFC74 208-1991. Appareils électro-médicaux, accélérateurs biomédicaux d'électrons dans la gamme de 1 à 50 MeV, caractéristiques fonctionnelles.
 NFC74-209-1991. Appareils biomédicaux, accélérateurs médicaux d'électrons dans la gamme de 1 à 50 MeV, directives pour les mesures des caractéristiques fonctionnelles.
 NFC74-203-1988. Appareils électro-médicaux, équipements de gammathérapie, section 1: généralités - section 2: règles de sécurité radiologique pour l'équipement.
- 31** PALMANS H. MONDELAERS W. and THIERENS H., 1997, k_Q values for the NE 2571 chamber in high energy photon beams determined with the GENT sealed water calorimeter - World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering (Sept. 97 NICE) Abstract n°132-PS1 - 12 in Medical and Biological Engineering and Computing Vol.35, n° 2, p 894.
- 32** REFT CHESTER S., 1989, Output calibration in solid water for high energy photons beams. Med. Phys., vol. 16, n°2, 299-301.
- 33** ROGERS D. W. O., 1992, The advantages of absorbed dose calibration factors. Med. Phys. 19,5,1227-1239.
- 34** ROGERS D.W.O., ROSS C.K., SHORTT K.R., KLASSEN N.V. and BIELAJEW A.F., 1993, Towards a system based on absorbed dose standards. Measurement Assurance in Dosimetry Proc., AIEA-SM-330/9, AIEA-VIENNA
- 35** ROSS C.K., SHORTT K.R., 1992, The effect of waterproofing sleeves on ionization chamber response. Phys. Med. Biol., vol.37, n°6, 1403-1411.
- 36** SFPH,1984, Contrôle de qualité d'une installation de télégammathérapie. Cahier CNEH, n° 28.
- 37** SFPH,1986, Contrôle de qualité des accélérateurs d'électrons à usage médical. Cahier CNEH, n° 29.

38 SHORTT K.R., ROSS C.K., SCHNEIDER M., HOHLFELD K., ROOS M. and PERROCHE A.M., 1992, A comparison of absorbed dose standards for high-energy X-rays. *Phys. Med. Biol.* 37, 1937-1955.

39 SHORTT K.R., ROSS C.K., SEUNTJENS J., DELAUNAY F., GROSS P., LEROY E., OSTROWSKY A. 2001, Comparison of dosimetric standards of Canada and France for photons at ^{60}Co and linac energies, *Phys. Med. Biol.* 46, 1119-1142.

40 VANISTKY S.M., SIEBERS J.V. and MILLER D.W. 1995, Calorimetric determination of the absorbed dose-to-water beam quality correction factor k_Q for high-energy photon beams - *Med. Phys.*, Vol. 22, n°11, 1749-1752.

41 WHO 1988, Quality assurance in radiotherapy. A guide prepared following a workshop held at Schloss Reisenburg, Federal Republic of Germany. 3-7 December 1984, World Health Organization, Geneva, Switzerland.

Tableaux

Tableau 1: Valeurs et conditions d'établissement des références nationales.....	9
Tableau 2: Valeurs et conditions d'étalonnage des dosimètres de radiothérapie dans les faisceaux de photons du cobalt 60 en kerma dans l'air et en dose absorbée dans l'eau.	10
Tableau 3: Caractéristiques des faisceaux de haute énergie utilisés pour l'étalonnage et conditions d'étalonnage des dosimètres de radiothérapie.....	11
Tableau 4: Incertitudes minimales pour les étalonnages en kerma dans l'air au cobalt 60 (LNHB). ..	12
Tableau 5: Incertitudes minimales pour les étalonnages en dose absorbée dans l'eau au cobalt 60 (LNHB).	13
Tableau 6: Incertitudes minimales pour les étalonnages en dose absorbée dans l'eau pour les photons X de haute énergie.	13
Tableau 7: Incertitudes minimales pour les étalonnages en kerma dans l'air au cobalt 60 (LCIE). ..	14
Tableau 8: Incertitudes minimales pour les étalonnages en dose absorbée dans l'eau au cobalt 60 (LCIE).	14
Tableau 9: Résultats d'étalonnage et incertitudes relatives élargies associées tels qu'ils se présentent dans les certificats du LNHB pour les faisceaux de photons X de haute énergie.	17
Tableau 10: Comparaison de valeurs de k_Q , mesurées à l'aide des références du BNM-LNHB ou fournies par les protocoles AIEA TRS 277 et 398 pour la chambre de type PTW M31003	24

Figures

Figure 1: Coefficient d'étalonnage en kerma dans l'air dans un faisceau de photons du cobalt 60 ...	19
Figure 2: Coefficient d'étalonnage en dose absorbée dans l'eau pour un faisceau de photons de qualité Q_0	21
Figure 3: Comparaison des deux démarches d'étalonnage possibles	25
Figure 4: Schéma des conditions d'obtention de l'indice de qualité $TPR_{20,10}$	30
Figure 5: détermination expérimentale des variations relatives de la dose en profondeur sur l'axe du faisceau.....	32